**НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ**
**БІОРЕСУРСІВ І ПРИРОДОКОРИСТУВАННЯ**
**УКРАЇНИ**

**ДОПУСКАЄТЬ ДО ЗАХИСТУ**
**Завідувач кафедри**
автоматики та робототехнічних систем
ім. акад. І.І. Мартиненка
(назва кафедри)
к.т.н., доц. _____ О.О. Опришко
(підпис) (ПІБ)
"__" _____ 2025р

# БАКАЛАВРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

**на тему "РОЗРОБКА БІОТЕХНІЧНИХ СИСТЕМ ЛАБОРАТОРНОГО АНАЛІЗУ В ВЕТЕРЕНАРІЇ "**

Спеціальність: 163 - "Біомедична інженерія"

**Гарант освітньої програми**

д.т.н., професор _____ (підпис) Никифорова Л.Є. (П.І.Б.)
(науковий ступінь та вчене звання)

**Керівник бакалаврської кваліфікаційної роботи**

д.т.н., професор _____ (підпис) Никифорова Л.Є (П.І.Б.)
(науковий ступінь та вчене звання)

**Виконала** _____ (підпис) Білоусова О.О (П.І.Б.)

**КИЇВ – 2025**

**НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ БІОРЕСУРСІВ І ПРИРОДОКОРИСТУВАННЯ УКРАЇНИ**

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

**Завідувач кафедри**

автоматики та

робототехнічних систем ім. акад.

І.І. Мартиненка

(назва кафедри)

к.т.н., доц. О.О. Опришко

(підпис) (ПІБ)

"_____" _____2025 р.

**ЗАВДАННЯ**

**на виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи**

**студентці Білоусової Ольги Олегівни**

(прізвище, ім'я, по батькові)

Спеціальність: 163 - "Біомедична інженерія"

1. Тема бакалаврської кваліфікаційної роботи: " Розробка біотехнічних систем лабораторного аналізу в ветеренарії ",

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

2. Термін подання завершеної роботи на кафедру "6" 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 об’єктів автоматизації.

3.3. Наукова література з тематики бакалаврської кваліфікаційної роботи.

3.4. Матеріали виробничої практики

4. Перелік питань, які необхідно розробити:

## 1. АНАЛІЗ ТЕНДЕНЦІЙ ТА ІННОВАЦІЙ У БІОТЕХНІЧНИХ СИСТЕМАХ ВЕТЕРИНАРІЇ

1.1 Аналіз технологічного прогресу біотехнічних систем у ветеринарній практиці

1.2 Роль біотехнічних систем у підвищенні ефективності ветеринарної лабораторної діагностики

1.3 Обґрунтування вибору технічних підходів до автоматизації та вдосконалення біотехнічних систем лабораторного аналізу у ветеринарній медицині

## 2. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ПРИСТРОЮ

2.1 Апаратна частина мікроконтролера

2.2 Мікроконтролер і пам'ять, периферійні пристрої та інтерфейси

2.3 Регулятор температури на основі Пельтьє

2.4 Перистальтичний насос/система аспірації

2.5 Оптичний модуль і колесо фільтра в зборі

2.6 Методи дослідження

2.7 Методика розрахунку

2.8 Системне програмне забезпечення

## 3. РОЗРАХУНОК ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ БЛОКІВ БІОХІМІЧНОГО АНАЛІЗАТОРУ КРОВІ

3.1 Розробка принципової електричної схеми блоків

3.2 Розробка принципової електричної схеми блоку керування сенсорами та збору даних

3.3 Розробка принципової електричної схеми блоку

3.4 Математичне моделювання роботи блоків

3.5 Моделювання роботи ключових вузлів електричної схеми

3.6 Обґрунтування і розробка елементів конструкції, технології виготовлення блоку

3.7 Розробка трасування друкованої плати

3.8 Вибір та обґрунтування технології виготовлення блоку

**4. ДЕТАЛЬНА РОЗРОБКА ОПТИЧНОГО МОДУЛЯ ТА СХЕМИ ОБРОБКИ СИГНАЛУ**

4.1 Оптичний модуль у складі біохімічного аналізатора

4.2 Принципова електрична схема оптичного модуля та обробки сигналу

4.3 Конструктивна розробка та особливості виготовлення оптичного модуля

**5. РОЗРОБКА ПИТАНЬ ОХОРОНИ ПРАЦІ**

5.1 Аналіз небезпечних та шкідливих факторів при експлуатації приладу

5.2 Розробка заходів із забезпечення безпечних умов праці

5.3 Розробка заходів з екологічної безпеки та утилізації відходів

5.4 Заходи на випадок виникнення аварійних ситуацій

**Дата видачі завдання** "24" березня 2024 року

**Керівник**
**бакалаврської** _____ Никифорова Л.Є.
**кваліфікаційної роботи** (підпис) (П.І.Б.)

**Завдання прийняла до**
**виконання** _____ Білоусова О.О.
(підпис) (П.І.Б.)

# РЕФЕРАТ

Дипломна робота: «Розробка біотехнічних систем лабораторного аналізу в ветеренарії» виконанна студенткою кафедри автоматизації та робототехнічних систем ННІ енергетики, автоматики та енергозбереження Білоусовою Ольгою Олегівною зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія» та складається зі: вступу, 5 розділів, 90 сторінок, рисунків 23, 20 використаних джерел

КЛЮЧОВІ СЛОВА: БІОТЕХНІЧНІ СИСТЕМИ, ЛАБОРАТОРНИЙ АНАЛІЗ, ВЕТЕРИНАРІЯ, ДІАГНОСТИКА, АВТОМАТИЗАЦІЯ, ЕЛЕКТРИЧНА СХЕМА, МЕДИЧНИЙ АПАРАТ.

Робота присвячена створенню біотехнічних систем для лабораторного аналізу у ветеринарії, що має величезне значення та є надзвичайно актуальною для забезпечення здоров'я тварин, добробуту населення та продовольчої безпеки країни. У сучасному світі, де спостерігається інтенсивне зростання сільського господарства, підвищення мобільності тварин та розповсюдження зоонозних хвороб, ефективна та швидка діагностика набуває вирішального значення. Завданням даної роботи є дослідження та розробка ефективних та сучасних методів лабораторної діагностики у ветеринарній медицині, здатних задовольнити ці потреби, що постійно зростають.

У процесі дослідження було здійснено комплексний та всебічний аналіз сучасного стану проблем діагностики у ветеринарії. Цей аналіз включає в себе глибоке вивчення існуючих методів лабораторного аналізу, які використовуються у ветеринарній практиці, їхніх переваг, обмежень та недоліків. Значна увага приділяється аналізу чутливості, специфічності, швидкості та вартості кожного методу, а також їх відповідності для різних видів тварин та типів захворювань. Крім того, розглядаються сучасні тренди розвитку ветеринарної діагностики, такі як запровадження молекулярних методів, автоматизація лабораторних процесів та використання інформаційних технологій.

Обґрунтовано необхідність розробки нових біотехнічних систем, з огляду на нагальну потребу у швидкій, точній, економічно вигідній та доступній діагностиці. У роботі детально розглядаються чинники, що зумовлюють необхідність розробки нових систем, такі як:

- Потреба у скороченні часу отримання результатів аналізів для прийняття оперативних рішень щодо лікування та профілактики захворювань.
- Необхідність підвищення точності та специфічності діагностичних методів для зменшення кількості хибнопозитивних та хибнонегативних результатів.
- Прагнення до зниження вартості лабораторних досліджень для забезпечення їхньої доступності для широкого кола ветеринарних клінік та господарств.
- Важливість розробки портативних та простих у використанні систем для проведення діагностики безпосередньо в місцях утримання тварин.

На основі проведеного дослідження було визначено та відібрано найбільш оптимальні технічні рішення для поставлених задач. Сюди належить обґрунтування вибору конкретних методів виявлення, типів датчиків, матеріалів і технологій, які будуть задіяні під час створення біотехнічної системи. При цьому враховувалися такі аспекти, як ціна, надійність, простота застосування та можливість масштабування.

Робота включає в себе докладний розгляд принципів проектування пристроїв та систем для лабораторного аналізу. Аналізуються різні архітектури систем, методи обробки сигналу, способи взаємодії з користувачем та інші технічні нюанси. Здійснено вибір і обґрунтування структурної (функціональної) схеми розроблюваної системи, що ілюструє взаємозв'язок між її складовими частинами та їх функціями. Також розглядається питання підбору необхідних технічних засобів автоматизації, включаючи вибір контролерів, сенсорів, приводів та іншого обладнання.

Значна увага в роботі приділяється розробці електричної схеми блоків системи. Це охоплює розробку принципової електричної схеми, яка показує з'єднання між електронними компонентами, а також фізичне або математичне

моделювання функціонування окремих блоків системи. Моделювання дає змогу оптимізувати параметри блоків, передбачити їх поведінку в різних умовах та забезпечити їх надійну роботу. Окрім того, робота містить обґрунтування вибору та розробку елементів конструкції та технології виготовлення блоку, враховуючи вибір матеріалів, методів обробки та з'єднання компонентів. Розглянуто питання мінімізації похибок вимірювань і забезпечення стабільності роботи системи загалом.

Важливою складовою роботи є детальна розробка конкретного вузла медичного апарату, біотехнічної системи чи алгоритму управління. Цей етап передбачає практичну реалізацію та тестування розроблених рішень для оцінки їх ефективності, надійності та відповідності поставленим вимогам. Описуються методи та результати тестування, а також аналізуються можливі недоліки та шляхи їх усунення.

Окремий розділ роботи присвячено розробці питань охорони праці, що є вкрай важливим аспектом під час роботи з лабораторним обладнанням та біологічними матеріалами. Розглядаються потенційні небезпеки, пов'язані з використанням хімічних реагентів, біологічних агентів, електричного обладнання та інших факторів. Розроблені та описані заходи для їх уникнення, включаючи використання засобів індивідуального захисту, правила роботи з обладнанням та процедури утилізації відходів. Метою цього розділу є забезпечення безпечних умов праці для персоналу лабораторії та мінімізація ризиків для їх ризикі

# ЗМІСТ

РЕФЕРАТ

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ……10

ВСТУП……..12

1. АНАЛІЗ ТЕНДЕНЦІЙ ТА ІННОВАЦІЙ У БІОТЕХНІЧНИХ СИСТЕМАХ ВЕТЕРИНАРІЇ……16
   - 1.1 Аналіз технологічного прогресу біотехнічних систем у ветеринарній практиці……16
   - 1.2 Роль біотехнічних систем у підвищенні ефективності ветеринарної лабораторної діагностики……17
   - 1.3 Обґрунтування вибору технічних підходів до автоматизації та вдосконалення біотехнічних систем лабораторного аналізу у ветеринарній медицині……21
2. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ПРИСТРОЮ……24
   - 2.1 Апаратна частина мікроконтролера……26
   - 2.2 Мікроконтролер і пам'ять, периферійні пристрої та інтерфейси…….27
   - 2.3 Регулятор температури на основі Пельтьє……28
   - 2.4 Перистальтичний насос/система аспірації……28
   - 2.5 Оптичний модуль і колесо фільтра в зборі……29
   - 2.6 Методи дослідження……30
   - 2.7 Методика розрахунку……...31
   - 2.8 Системне програмне забезпечення……31
3. РОЗРАХУНОК ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ БЛОКІВ БІОХІМІЧНОГО АНАЛІЗАТОРА КРОВІ……..34
   - 3.1 Розробка принципової електричної схеми блоків……34
   - 3.2 Розробка принципової електричної схеми блоку керування сенсорами та збору даних……...35
   - 3.3 Розробка принципової електричної схеми блоку……..38
   - 3.4 Математичне моделювання роботи блоків……41
   - 3.5 Моделювання роботи ключових вузлів електричної схеми…….43
   - 3.6 Обґрунтування і розробка елементів конструкції, технології виготовлення блоку……..46
   - 3.7 Розробка трасування друкованої плати……..48
   - 3.8 Вибір та обґрунтування технології виготовлення блоку……..49
4. ДЕТАЛЬНА РОЗРОБКА ОПТИЧНОГО МОДУЛЯ ТА СХЕМИ ОБРОБКИ СИГНАЛУ……53
   - 4.1 Оптичний модуль у складі біохімічного аналізатора……...53
   - 4.2 Принципова електрична схема оптичного модуля та обробки сигналу……...64
   - 4.3 Конструктивна розробка та особливості виготовлення оптичного модуля……71

5. РОЗРОБКА ПИТАНЬ ОХОРОНИ ПРАЦІ……78
5.1 Аналіз небезпечних та шкідливих факторів при експлуатації приладу……..78
5.2 Розробка заходів із забезпечення безпечних умов праці……..80
5.3 Розробка заходів з екологічної безпеки та утилізації відходів……82
5.4 Заходи на випадок виникнення аварійних ситуацій……85
ВИСНОВОК……87
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ……...89

# ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

**ADC -** Analog-to-Digital Converter (аналогово-цифровий перетворювач**)**

**АЦП -** аналогово-цифровий перетворювач

**ДП -** друкована плата

**EPROM -** електрично програмована постійна пам’ять

**FR-4 -** склотекстолітовий матеріал для друкованих плат

**I/O -** вхід/вивід (інтерфейс)

**I²C -** двопровідний послідовний інтерфейс

**LCD -** рідкокристалічний дисплей

**LED -** світлодіод

**LM335 -** температурний сенсор

**MCU -** microcontroller unit (мікроконтролер)

**OD -** оптична густина (оптична щільність)

**OPA -** operational amplifier (операційний підсилювач)

**PCB -** Printed Circuit Board (друкована плата)

**Peltier -** термоелектричний модуль Пельтьє

**PCR -** Polymerase Chain Reaction (полімеразна ланцюгова реакція)

**RF -** резистор зворотного зв’язку

**SMD -** Surface-Mount Device (поверхнево-монтований компонент)

**SPI -** Serial Peripheral Interface (послідовний інтерфейс обміну даними)

**STM32 -** серія мікроконтролерів на базі ядра ARM Cortex-M

**THT -** Through-Hole Technology (наскрізний монтаж)

**TVS -** Transient Voltage Suppression (діод захисту від перенапруг)

**UART -** Universal Asynchronous Receiver-Transmitter (асинхронний приймач-передавач)

**USB -** Universal Serial Bus (універсальна послідовна шина)

**UV -** ультрафіолетове випромінювання

**Вт -** ват

**Гц -** герц

**°С -** градус Цельсія

**кОм, МОм -** кілОм, мегаОм (одиниці опору)

**нФ, мкФ -** нанофаради, мікрофаради (одиниці ємності)

**мкГн -** мікрогенрі (одиниця індуктивності)

# ВСТУП

Актуальність теми бакалаврської кваліфікаційної роботи "Розробка біотехнічних систем лабораторного аналізу у ветеринарії" визначається комплексом взаємопов'язаних факторів, що підкреслюють нагальну потребу у вдосконаленні та інноваціях у сфері ветеринарної діагностики. Сучасна ветеринарна медицина стикається з безпрецедентними викликами, що вимагають розробки та впровадження нових, більш ефективних та адаптованих діагностичних інструментів.

По-перше, однією з ключових проблем є нагальна потреба у швидкій та точній діагностиці хвороб тварин. Це безпосередньо впливає на ефективність лікування, своєчасне запобігання поширенню епідемій та забезпечення здоров'я тварин на індивідуальному та популяційному рівнях. В умовах інтенсивного сільського господарства, де скупчення тварин є нормою, швидка та точна діагностика набуває критичного значення для мінімізації економічних збитків, пов'язаних із захворюваннями, та забезпечення стабільності виробництва харчових продуктів. До того ж, враховуючи мобільність тварин, як в середині країни, так і на міжнародному рівні, швидка діагностика є необхідною для контролю за поширенням інфекційних хвороб та захисту здоров'я тварин у глобальному масштабі.

По-друге, стрімкий розвиток біотехнологій відкриває перед ветеринарною медициною нові горизонти для створення більш чутливих, специфічних та автоматизованих систем лабораторного аналізу. Сучасні біотехнологічні методи, такі як полімеразна ланцюгова реакція (ПЛР), імуноферментний аналіз (ІФА), проточна цитометрія та секвенування нового покоління (NGS), дають змогу не тільки поліпшити наявні методи діагностики, а й розробляти принципово нові підходи, базуючись на виявленні специфічних біомаркерів захворювань. Це, в свою чергу, забезпечує можливість більш ранньої та точної діагностики, що є ключовим фактором успішного лікування та профілактики хвороб.

По-третє, автоматизація лабораторних процесів – важлива тенденція у сучасній ветеринарній діагностиці. Вона допомагає зменшити вплив людського фактору, що є однією з основних причин похибок та варіабельності результатів аналізів. Автоматизовані системи забезпечують вищу продуктивність, стандартизацію та відтворюваність аналізів, що, врешті-решт, веде до отримання більш надійних та об'єктивних результатів. Крім того, автоматизація дає можливість скоротити час, необхідний для проведення аналізів, та зменшити вартість лабораторних досліджень, що робить їх доступнішими для широкого кола ветеринарних клінік та господарств.

Необхідно згадати також про зростаючу роль інформаційних технологій у ветеринарній діагностиці. Розробка та впровадження систем управління лабораторною інформацією (LIMS) дозволяє автоматизувати процеси обробки, збереження та аналізу даних, що значно спрощує роботу персоналу лабораторій та підвищує ефективність їхньої діяльності. Крім того, інформаційні технології відкривають можливості для телеветеринарії, тобто надання ветеринарних послуг дистанційно, включно з діагностикою захворювань за допомогою телемедичних систем.

Враховуючи вищевикладене, метою даної роботи є дослідження, розробка та обґрунтування біотехнічних систем, спрямованих на оптимізацію процесу лабораторного аналізу у ветеринарії. Досягнення цієї мети передбачає вирішення наступних конкретних завдань:

1. Провести ґрунтовний аналіз сучасного стану проблеми лабораторної діагностики у ветеринарії. Це включає в себе огляд існуючих методів, їхніх переваг та обмежень, а також визначення ключових потреб та викликів, що стоять перед цією сферою. Особлива увага приділяється аналізу сучасних тенденцій та інновацій у ветеринарній діагностиці, таких як використання молекулярних методів, автоматизація лабораторних процесів та застосування інформаційних технологій. На основі проведеного аналізу формулюються вимоги до нових біотехнічних систем.

2. Обґрунтувати вибір конкретних технічних підходів для розробки системи. Це включає в себе вибір оптимальних методів детекції, типів сенсорів, матеріалів, компонентів та технологій, які будуть використані при розробці системи. При цьому враховуються такі критерії, як чутливість, специфічність, точність, вартість, надійність, простота використання та можливість масштабування системи.
3. Розробити структурну (функціональну) схему системи, яка забезпечить ефективне та надійне виконання необхідних лабораторних аналізів. Це включає в себе визначення основних функціональних блоків системи, їхніх взаємозв'язків та алгоритмів роботи. Схема повинна бути розроблена з урахуванням вимог до автоматизації, інтеграції та масштабованості системи.
4. Спроектувати електричні схеми окремих блоків системи та провести їх моделювання. Це включає в себе розробку принципових електричних схем, вибір електронних компонентів та моделювання роботи блоків за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення. Моделювання дозволяє оптимізувати параметри блоків, передбачити їхню поведінку в різних умовах та забезпечити їхню надійну роботу.
5. Розробити конструкцію системи та технологію її виготовлення. Це включає в себе вибір матеріалів, розробку креслень та специфікацій, а також визначення оптимальних методів виготовлення, складання та тестування системи. При цьому враховуються вимоги до ергономіки, безпеки та надійності системи.
6. Розробити заходи з охорони праці при роботі з розробленою системою. Це включає в себе аналіз потенційних небезпек, пов'язаних з використанням системи, та розробку заходів для їхнього запобігання. Особлива увага приділяється безпеці персоналу лабораторії, захисту навколишнього середовища та утилізації відходів.

Об'єктом дослідження є процеси лабораторного аналізу у ветеринарії, включаючи підготовку зразків, проведення аналізів, обробку та інтерпретацію результатів.

Предметом дослідження є біотехнічні системи, призначені для оптимізації та автоматизації цих процесів, з метою підвищення їхньої ефективності, точності та надійності.

Практичне значення роботи полягає у можливості розробки та впровадження нових інструментів та технологій для ветеринарних лабораторій, що сприятиме:

- Підвищенню швидкості та точності діагностики захворювань тварин, що, в свою чергу, забезпечить більш ефективне лікування та профілактику захворювань.
- Зменшенню витрат на проведення аналізів за рахунок автоматизації процесів, зменшення витрат на реактиви та зменшення потреби у висококваліфікованому персоналі.
- Покращенню умов праці персоналу лабораторій за рахунок зменшення ручної праці, автоматизації рутинних операцій та підвищення безпеки робочого місця.
- Забезпеченню більш ефективного контролю за здоров'ям тварин та безпекою харчових продуктів, що, в кінцевому підсумку, сприятиме покращенню здоров'я населення та підвищенню якості життя.

# АНАЛІЗ ТЕНДЕНЦІЙ ТА ІННОВАЦІЙ У БІОТЕХНІЧНИХ СИСТЕМАХ ВЕТЕРИНАРІЇ

## 1.1 Аналіз технологічного прогресу біотехнічних систем у ветеринарній практиці

Розвиток ветеринарної діагностики в останні роки відмічається активним переходом від традиційних лабораторних підходів до інтегрованих біотехнічних рішень. Ключовою вимогою сьогодення є отримання швидких, точних та стандартизованих результатів досліджень безпосередньо в місцях надання ветеринарної допомоги.

На сьогодні ринок пропонує широкий спектр біохімічних та молекулярних аналізаторів, спеціально розроблених для потреб ветеринарії. Системи нового покоління, наприклад, VetScan VS2 або i-STAT Alinity v, відрізняються компактністю, мінімальними вимогами до обслуговування та здатністю працювати з невеликими об’ємами біоматеріалу. Це суттєво полегшує використання техніки в клініках, фермерських господарствах і навіть у польових умовах.

Окремої уваги заслуговує тенденція до впровадження мультипараметричних платформ, які дозволяють визначати одночасно декілька біохімічних показників чи патогенів. Такі рішення значно скорочують час діагностики та мінімізують витрати на тестування, що є критичним для ветеринарного сектору, орієнтованого на оперативність реагування.

У галузі також спостерігається розширення застосування технологій штучного інтелекту для обробки результатів аналізів, що сприяє автоматичній інтерпретації даних, виявленню патологічних змін та формуванню рекомендацій щодо подальших дій. Розробники інтегрують біотехнічні системи з цифровими медичними картками тварин та хмарними платформами обміну інформацією, що оптимізує управління великими масивами ветеринарних даних.

Ще одним перспективним напрямом є розробка автономних систем, що дають змогу проводити повний цикл діагностики без залучення спеціалізованого персоналу. Це актуально для віддалених регіонів та країн з обмеженим доступом до ветеринарних послуг.

Разом з тим галузь зіштовхується з певними викликами, серед яких – необхідність адаптації приладів до різних видів тварин, стандартизація методів калібрування та контроль якості досліджень у різноманітних умовах експлуатації.

Таким чином, сучасний стан біотехнічних систем у ветеринарній лабораторній діагностиці характеризується високими темпами розвитку технологій, інтеграцією цифрових рішень і зростаючим акцентом на мобільність та автономність обладнання. Подальший прогрес у цій сфері визначатиметься здатністю пристроїв відповідати потребам швидкої, точної та доступної ветеринарної діагностики в умовах мінливого епізоотичного середовища.

## 1.2 Роль біотехнічних систем у підвищенні ефективності ветеринарної лабораторної діагностики

У сучасних умовах глобалізації та інтенсивного розвитку аграрного сектору ветеринарна медицина відіграє ключову роль у забезпеченні епізоотичного благополуччя та санітарної безпеки населення. Одним із основних напрямів удосконалення ветеринарної практики є розвиток систем лабораторної діагностики, які дозволяють своєчасно та точно виявляти патологічні стани у тварин. Забезпечення високого рівня якості лабораторних досліджень вимагає створення та впровадження сучасних біотехнічних систем, орієнтованих на автоматизацію, підвищення точності, швидкості та зниження вартості діагностичних процедур.

Рисунок 1.1. IDEXX Catalyst One Chemistry Analyzer

Станом на сьогодні ветеринарна лабораторна діагностика стикається з низкою викликів, серед яких варто виділити збільшення кількості нових інфекційних і паразитарних захворювань, зростання резистентності збудників до традиційних методів лікування, а також посилення вимог до якості продукції тваринного походження з боку споживачів і міжнародних стандартів. Ці фактори обумовлюють необхідність розробки більш чутливих, специфічних та оперативних методів виявлення інфекційних агентів та біомаркерів захворювань на доклінічних стадіях.

У цьому контексті біотехнічні системи лабораторного аналізу виступають ефективним інструментом, який поєднує в собі досягнення електроніки, механіки, програмного забезпечення та біомедичних технологій.

Рисунок 1.2. VetScan VS2 від Zoetis

Завдяки автоматизації основних етапів підготовки та дослідження зразків такі системи забезпечують мінімізацію людського фактору, підвищення відтворюваності результатів та зменшення часу аналізу. Прикладами сучасних пристроїв є біохімічний аналізатор Catalyst One від компанії IDEXX, здатний проводити комплексний аналіз крові тварин за короткий проміжок часу, а також VetScan VS2 виробництва Abaxis, який дозволяє без підготовки зразків виконувати більше 13 тестів за кілька хвилин .

Особливе місце серед новітніх технологій займають методи молекулярної діагностики, зокрема полімеразна ланцюгова реакція (ПЛР) та імуноферментний аналіз (ELISA), які завдяки високій чутливості та специфічності дають змогу ідентифікувати збудників навіть за мінімального вмісту патогенного матеріалу в біологічних зразках. Впровадження таких методик у ветеринарну практику значно підвищує можливості ранньої діагностики та прогнозування розвитку патологічних процесів.

Інтенсивний розвиток тваринництва та ветеринарних клінік актуалізує питання швидкості прийняття діагностичних рішень, що, у свою чергу, стимулює попит на портативні діагностичні пристрої. Зокрема, система i-STAT Alinity V від компанії Abbott, який зображений на рисунку 1.3 дозволяє проводити широкий спектр біохімічних тестів безпосередньо в польових умовах або біля тварини, скорочуючи час від забору зразка до отримання результатів до декількох хвилин .

Рисунок 1.3. i-STAT Alinity V

Не менш важливим аспектом розвитку біотехнічних систем є впровадження елементів інтелектуальної обробки даних, автоматизованого контролю якості проведених досліджень, а також можливості дистанційного моніторингу стану обладнання. Інтеграція діагностичних пристроїв у єдині інформаційно-аналітичні платформи сприяє не лише оперативному збору та аналізу клінічних даних, а й виявленню епідеміологічних загроз на ранніх стадіях, що є надзвичайно важливим для системи біобезпеки країни.

Таким чином, розробка біотехнічних систем лабораторного аналізу у ветеринарії є надзвичайно актуальною медико-технічною задачею, яка

відповідає сучасним вимогам щодо якості, швидкості, автоматизації та ефективності діагностики. Успішна реалізація цієї задачі сприятиме не лише підвищенню рівня ветеринарного обслуговування, а й зміцненню продовольчої безпеки та санітарного контролю в глобальному масштабі.

## 1.3 Обґрунтування вибору технічних підходів до автоматизації та вдосконалення біотехнічних систем лабораторного аналізу у ветеринарній медицині

В умовах сучасності, глобалізації та швидкого розвитку сільського господарства, ветеринарна медицина відіграє ключову роль у забезпеченні епізоотичного благополуччя та санітарної безпеки населення. Стрімкий розвиток нових інфекційних та паразитарних хвороб, зростання резистентності патогенів до традиційних методів лікування, а також збільшення вимог до якості продукції тваринного походження ставлять перед ветеринарною практикою важливі задачі щодо удосконалення методів діагностики та профілактики. Вирішення цих проблем неможливе без розвитку новітніх технологій, зокрема біотехнічних систем для лабораторного аналізу, що дозволяють вчасно та точно виявляти патологічні стани у тварин.

Удосконалення лабораторної діагностики вимагає впровадження автоматизованих, високоточних і швидких методів аналізу, які здатні надавати надійні результати за мінімальний проміжок часу. Для досягнення цієї мети необхідно розробляти системи, що поєднують сучасні досягнення в електроніці, механіці, програмному забезпеченні та біомедичних технологіях. Біотехнічні системи лабораторного аналізу забезпечують автоматизацію основних етапів підготовки зразків та проведення досліджень, що значно зменшує ймовірність людських помилок, покращує відтворюваність результатів та знижує вартість діагностичних процедур.

Вибір технічних підходів для розробки таких систем безпосередньо залежить від потреб ветеринарії та особливостей лабораторних умов. Одним із

важливих напрямів є використання біохімічних аналізаторів, як-от Catalyst One від IDEXX та VetScan VS2 від Abaxis, що дозволяють проводити аналізи крові та інших біологічних зразків за короткий час, забезпечуючи високу точність і швидкість отримання результатів. Ці системи стали незамінними інструментами для ветеринарних клінік, оскільки вони здатні оперативно визначати низку важливих параметрів, зокрема рівень глюкози, білірубіну, ензимів та інших важливих біохімічних показників. Водночас, використання таких пристроїв знижує потребу у великих лабораторіях та дозволяє проводити аналізи навіть у віддалених місцевостях, що є важливим для сільськогосподарських підприємств та фермерів.

Особливе значення для ветеринарії мають методи молекулярної діагностики, зокрема полімеразна ланцюгова реакція (ПЛР) та імуноферментний аналіз (ELISA). Завдяки високій чутливості та специфічності ці методи дозволяють виявляти збудників інфекцій навіть при низьких концентраціях патогенів у біологічних зразках. Вони ефективні для раннього виявлення захворювань, що дає змогу своєчасно лікувати тварин та запобігати поширенню інфекцій у господарствах. Впровадження ПЛР та ELISA у ветеринарну практику дає змогу підвищити точність діагностики та прогнозування розвитку захворювань, що має вирішальне значення для збереження здоров’я тварин та забезпечення якості продукції.

Разом з розвитком молекулярної діагностики активно розвиваються портативні діагностичні системи, що дозволяють проводити аналізи безпосередньо в польових умовах або біля тварини. Це скорочує час між забором зразка та отриманням результату, що є надзвичайно важливим у випадку необхідності швидкої діагностики та прийняття лікувальних рішень. Системи, такі як i-STAT Alinity V від Abbott, забезпечують проведення широкого спектра біохімічних тестів без необхідності попередньої підготовки зразків, що робить їх надзвичайно зручними для ветеринарних практик, які працюють з великими обсягами тварин.

Окремо слід відзначити важливість інтелектуальної обробки даних, автоматизованого контролю якості проведених досліджень та можливості дистанційного моніторингу стану діагностичних систем. Інтеграція таких систем в єдині інформаційно-аналітичні платформи дозволяє не тільки збирати та обробляти дані про стан здоров'я тварин, але й здійснювати епідеміологічний моніторинг, виявляючи потенційні загрози для здоров'я тварин та людей на ранніх стадіях. Це особливо важливо для забезпечення біобезпеки, оскільки дозволяє оперативно реагувати на зміни епідеміологічної ситуації та запобігати поширенню інфекцій.

Розробка та впровадження біотехнічних систем для лабораторного аналізу у ветеринарії є надзвичайно важливим завданням, що вимагає врахування всіх сучасних технічних досягнень та вимог до якості і швидкості діагностики. Однак для досягнення успіху необхідно зберігати баланс між точністю результатів, економічною ефективністю та доступністю технологій. Успішна реалізація цих систем дозволить значно покращити рівень ветеринарної допомоги, забезпечити збереження здоров'я тварин та підвищити продовольчу безпеку, що в свою чергу впливатиме на зміцнення санітарного контролю у глобальному масштабі.

# РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ПРИСТРОЮ

Для вимірювання прогресу ферментативної реакції та вимірювання загальної зміни концентрації реагенту/субстрату доступні різні методи , такі як спектрофотометричні, поляриметричні, амперометрическі, електрохімічні, кулонометрические, полярографічні, радіохімічні та флуоресцентні. Прилад розроблений працює за принципом поглинання, пропускання, фотометрії. Це високопродуктивний фотометричний біохімічний аналізатор на основі мікроконтролера для вимірювання різних біохімічних параметрів крові, таких як рівень глюкози в крові, сечовина, білок, білірубін тощо, а також для вимірювання та спостереження за ростом ферментів, що відбувається під час виконання інших біохімічних тестів, таких як АЛТ (лужна амінотрансфераза), амілаза, АСТ (аспартатамінотрансфераза) тощо. Біохімічні аналізи дуже важливі, оскільки вони пов'язані з різними розладами та захворюваннями, такими як діабет, хвороби нирок, збої в роботі печінки та інші метаболічні порушення. Кількісний показник цих параметрів допомагає класифікувати такі захворювання, а при відповідних обставинах результати використовуються в діагностичних цілях. В останні роки автоматизація в клінічній хімії прогресувала з переходом від жорстких до дуже гнучких інструментів. Автоматизація клінічних інструментів спричинила революцію в галузі медичного приладобудування. Це дозволило в значній мірі знизити навантаження на клінічні лабораторії за рахунок скорочення часу на проведення тесту і мінімізації участі персоналу лабораторій. Розроблений прилад відноситься до категорії напівавтоматизованих аналізаторів [2] і має такі переваги, як точність і точність. Ці системи використовуються в лікарнях для перевірки різних біохімічних показників крові. Усі центри первинної медико-санітарної допомоги, громадські центри здоров'я та районні лікарні є потенційними користувачами цього обладнання.

Прилад сконструйований з використанням принципу поглинання пропускання фотометрії. Відповідно до закону Ламберта і Біра, коли

монохроматичне світло пропускається забарвленого розчину, інтенсивність світла, що пропускається, зменшується в геометричній прогресії зі збільшенням концентрації абсорбуюча речовина. Величина поглинання світлової енергії залежить від числа молекул, присутніх в поглинаючому матеріалі і товщини середовища. Таким чином, інтенсивність світлової енергії, що виходить з поглинаючої речовини, використовується як показник концентрації саме цієї речовини.

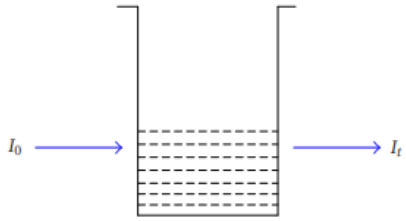


Рисунок 2.1. Схема закону Ламберта і Біра.

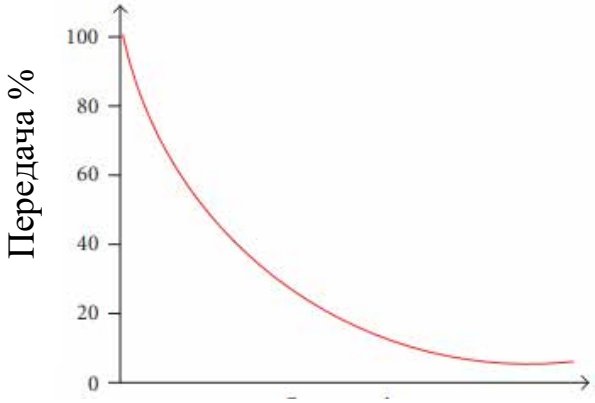


Рисунок 2.2. Зв'язок між відсотком передачі та концентрацією.

Як показано на рисунку 2.1 і 2.2, якщо I0 - інтенсивність падаючого світла в кольоровому розчині і є прохідним світлом, то за цим законом

$$I_t = I_0 e^{-kct} \tag{2.1}$$

та трансмісії

$$T = \frac{I_t}{I_0} = e^{-kct}, \quad T = \frac{I_t}{I_0} = e^{-kct}, \quad \log_e\left(\frac{1}{T}\right) = kct, \tag{2.2-2.4}$$

де c - концентрація поглинаючої речовини, t - товщина світлового шляху, а k - постійна поглинання.

## 2.1 Апаратна частина мікроконтролера

На рисунку 2.3 представлені базові модулі системи; джерело світла, оптичний модуль, колесо фільтрів, кварцова кювета з реакційною сумішшю, фотодетектор, схема обробки сигналу на базі мікроконтролера. Загальна конструкція системи показана на рисунку 2.4. Структурну схему можна розділити на наступні основні частини:

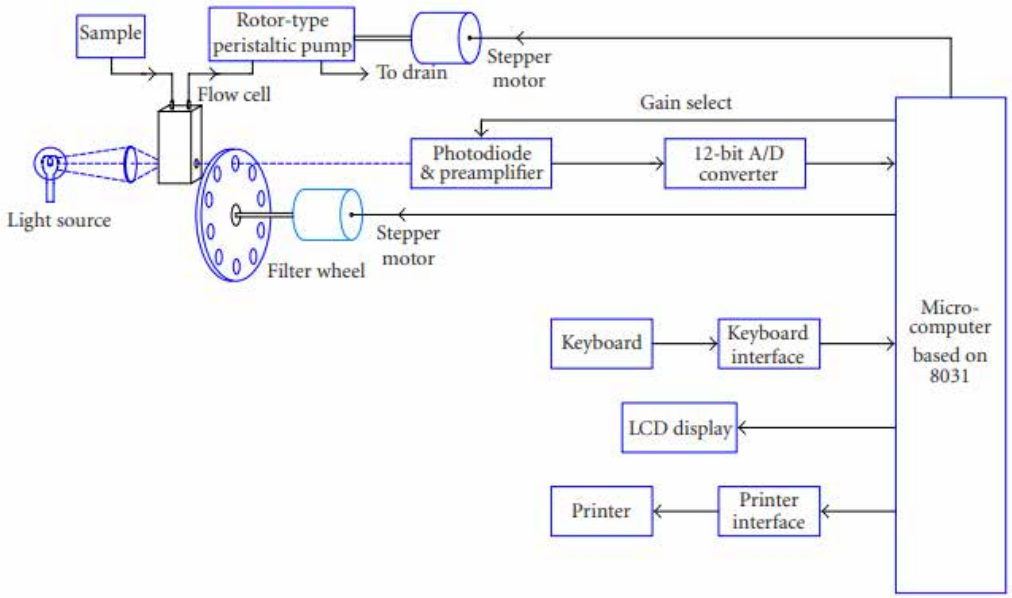


Рисунок 2.3. Структурна схема аналізатора клінічної хімії

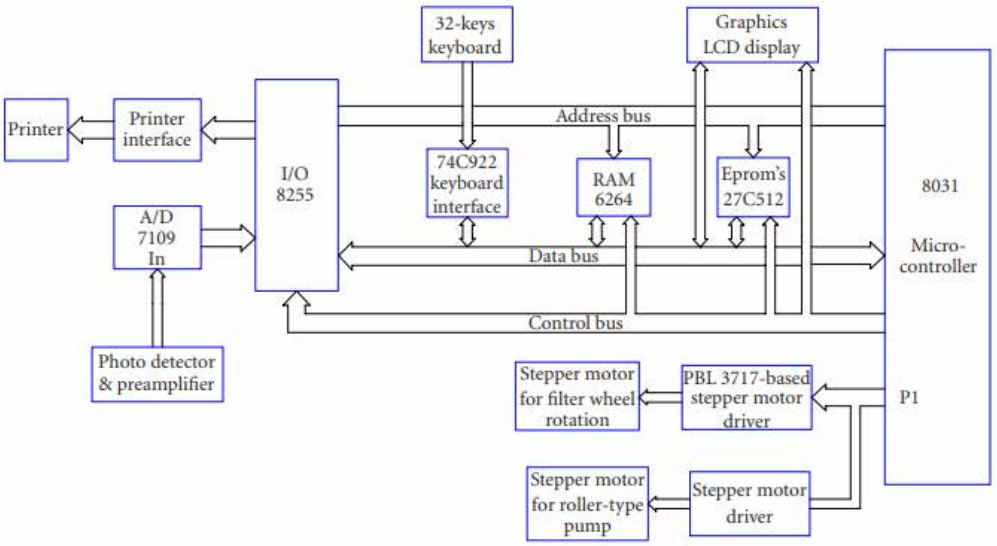


Рисунок 2.4. Апаратна конструкція аналізатора клінічної хімії на основі мікроконтролера.

## 2.2 Мікроконтролер і пам'ять, периферійні пристрої та інтерфейси

Конструкція системи базується на мікроконтролері 80C31 , підключеному через адресну шину, шину даних і шину управління до 64 кбайт EPROM 27C512 для моніторингу та програми управління, 24 кбайт оперативної пам'яті з резервною батареєю для тимчасового зберігання даних, ємність для зберігання результатів 24 години, а периферійні пристрої вводу/виводу 8255 s використовуються для взаємодії 32-клавішної клавіатури, 12-бітний A/D-перетворювач, 40-колонковий термо-міні-принтер і 30 символів × 8-рядковому буквено-цифровому/графічному РК-дисплеї. Буквено-цифрова клавіатура містить різні функціональні клавіші, цифрові клавіші, а також клавіші aspirate і RESET для вибору різних функцій системи та аналізу параметрів. РК-дисплей використовується для відображення дати і часу за допомогою годинника в реальному часі, різних меню, параметрів і даних, що вводяться з клавіатури, а також результатів пацієнта і кінетичних графіків відповідно до деяких параметрів тесту. 12-бітний A/D перетворювач перетворює аналоговий сигнал від фотодетектора і передпідсилювача в цифрову форму. Термо-міні-принтер з

40 колонками використовується для друкованого копіювання збережених параметрів, результатів аналізів пацієнтів, звіту про збір і кінетичних графіків, що відображаються на РК-дисплеї. Ці графіки сприяють достовірності результатів тестування.

## 2.3 Регулятор температури на основі Пельтьє

Розроблена система використовується для визначення як активності ферментів, так і концентрації субстрату в біологічних рідинах при різних температурах 25 ◦C, 30 ◦C і 37 ◦C за початковими швидкостями з використанням фіксованого часу, кінцевої точки та кінетичних методів. Система дозволяє вибрати будь-яку необхідну температуру і підтримує температуру проточної комірки при цій обраній температурі, оскільки ферменти є відносно крихкими речовинами, які мають схильність до інактивації або денатурації . Отже, щоб отримати належну ферментативну швидкість і підвищити стабільність, їх необхідно правильно обробляти під час проведення тесту та підтримувати при необхідних температурах. Датчик температури LM335 і пристрій Пельтьє використовуються для забезпечення і підтримки необхідної температури для зразків в проточній камері. Твори Пельтьє в обох напрямках для охолодження і нагрівання. Цей ефект використовується для контролю температури зразка.

## 2.4 Перистальтичний насос/система аспірації

Порт 1 мікроконтролера 8031 пов'язаний з кроковим двигуном через драйвер апаратури, яка приводить в рух перистальтичний насос роликового типу, який генерує необхідну послідовність імпульсів для приводу двигуна. Апаратне забезпечення драйвера підвищує рівень напруги для послідовностей імпульсів, необхідних для крокового двигуна. Перистальтичний насос роликового типу, який використовується в системі, забезпечує аспірацію

необхідного обсягу реагентів/зразків і для промивання проточної комірки. Цей насос можна відкалібрувати для аспірації необхідної кількості води, реагенту та зразків.

## 2.5 Оптичний модуль і колесо фільтра в зборі

Оптичний модуль складається з джерела світла з відбивачем, конденсаторної системи, колімаційних об'єктивів, проточної комірки, колеса фільтра в зборі та фотодіода. В якості світла використовується галогенова лампа Для живлення лампи використовується джерело живлення постійного струму, щоб зменшити коливання світла. Усі оптичні компоненти були розроблені з кварцового скла для хорошого пропускання в УФ-області при 340 нм. Враховуючи низький відгук фотоприймача в ультрафіолетовому діапазоні (340 нм), всі оптичні компоненти були забезпечені посиленим покриттям, що просвітлює, в УФ-області. В оптико-механічному вузлі особлива увага була приділена конструкції, щоб кожен компонент був правильно вирівняний по відношенню до оптичної осі. Щоб отримати необхідну довжину хвилі світла, що пропускається, на колесі фільтрів встановлено 6 інтерференційних фільтрів різної довжини хвилі, таких як 340 нм, 405 нм, 505 нм, 546 нм, 578 нм і 630 нм, від УФ-області до спектру видимої області (від 300 нм до 700 нм). Ці фільтри вибираються автоматично в залежності від проведеного тесту. При виборі фільтра необхідної довжини хвилі відповідний коефіцієнт посилення вибирається автоматично. Колесо фільтра приводиться в рух кроковим двигуном, який пов'язаний з портом мікроконтролера через схему драйвера. Імпульси генеруються в необхідній послідовності для повороту двигуна на необхідний кут, який виводить фільтр перед фотодетектором. Схема вузла колеса фільтра показана на рисунку 2.5.

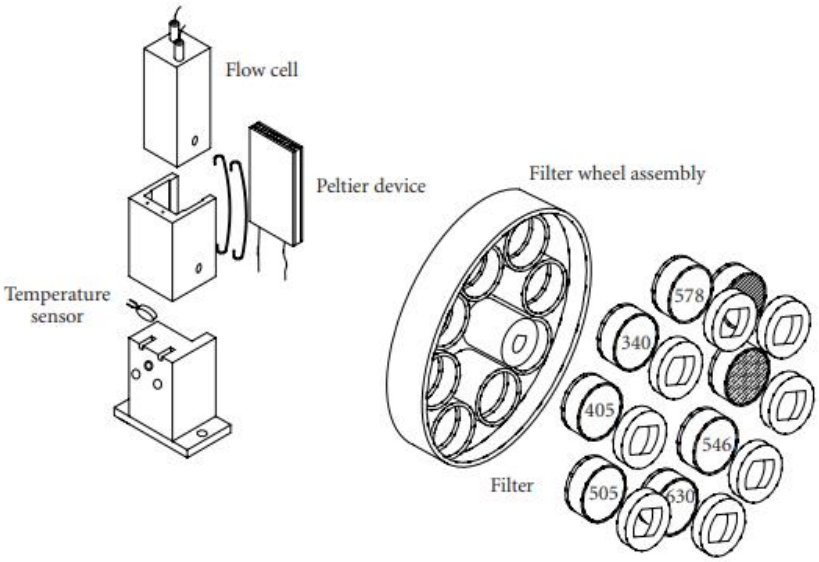


Рисунок 2.5. Ізометричний вигляд колеса фільтра в зборі та пристрою Пельтьє.

Контролер виконує розрахунки за цими цифровими значеннями за відповідними алгоритмами розрахунків.

## 2.6. Методи дослідження

Обробка сигналів:

Прогрес в електроніці і мікроконтролерної технології зіграв центральну роль в обробці сигналів. Комп'ютери включаються в автоматизований аналіз для збору даних і обробки аналітичних даних. На виході фотодіода і передпідсилювача є напруга, яка змінюється безпосередньо в залежності від світла, яке пропускається через проточну комірку і вибраний фільтр довжини хвилі. Коефіцієнт посилення передпідсилювача вибирається автоматично відповідно до обраного параметра тесту та фільтра. Вихідний сигнал підсилювача перетворюється в цифрове значення за допомогою 12-розрядного аналого-цифрового перетворювача. Мікроконтролер виконує обчислення за цими цифровими значеннями за відповідними розробленими алгоритмами розрахунків.

## 2.7. Методика розрахунку

Розроблений інструмент працює в чотирьох різних режимах, таких як концентрація (кінцева точка), кінетичний режим, режим фіксованого часу та режим поглинання. Для вимірювання концентрації в різних режимах використовуються різні формули, наведені нижче.

1. Режим концентрації (кінцева точка):

$$\text{Концентрація зразка} = \text{Поглинання зразка} \times \frac{\text{Концентрація стандарту}}{\text{Поглинання стандарту}} \backslash tag6 \quad (2.5)$$

$$\text{Концентрація зразка} = \text{Поглинання зразка} \times F \backslash tag7 \quad (2.6)$$

2. Кінетичний режим:

$$\text{Концентрація (од./л)} = \frac{\Delta\text{Поглинання}}{\text{хв}} \times \frac{\text{Концентрація стандарту}}{\Delta\text{Поглинання/хв стандарту}} \backslash tag8 \quad (2.7)$$

$$\text{Концентрація (од./л)} = \frac{\Delta\text{Поглинання}}{\text{хв}} \times F \quad (2.8)$$

3. Режим фіксованого часу:

$$\text{Концентрація зразка} = \Delta\text{Поглинання} \times \frac{\text{Концентрація стандарту}}{\Delta\text{Поглинання стандарту}} \backslash tag9 \quad (2.9)$$

$$\text{Концентрація зразка} = \Delta\text{Поглинання} \times F \quad (2.10)$$

## 2.8. Системне програмне забезпечення

Схема етапів, що виконуються при розробці програмного забезпечення приладу, була надана в блок-схемі, показаної на рисунках 2.6 і 2.7. На основі даної блок-схеми розроблено програмне забезпечення системи з використанням крос-компілятора "C" для мікроконтролера Intel 8031 у модульному вигляді. Системне програмне забезпечення керується меню та зручне для користувача. У програмне забезпечення включено багато передових функцій для швидкої та надійної роботи. Основна програма викликає підфункції і виконує їх відповідним чином. Програмне забезпечення системи зберігається в системі EPROM.

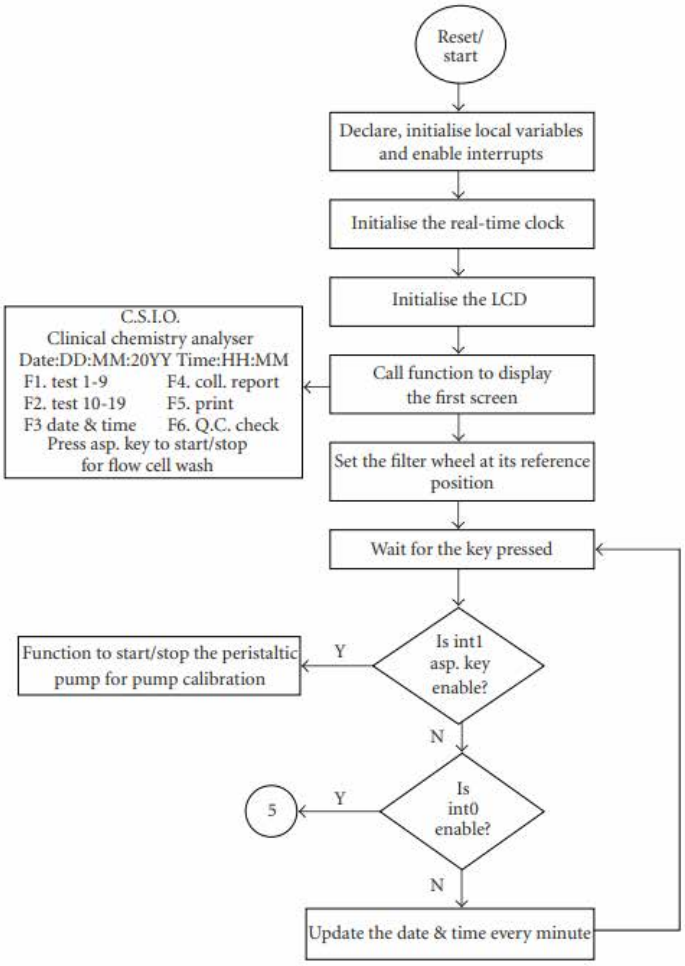


Рисунок 2.6. Блок-схема алгоритму системного програмного забезпечення.

У цій системі операції програмування, читання та звітування є простими та зручними для користувача. Інструмент оснащений клавіатурою, що сприяє швидкому перемиканню з однієї функції на іншу та налаштуванню параметрів, що можна контролювати на РК-дисплеї як за алфавітвено-цифровими, так і графічними можливостями без виконання складних послідовних операцій. Принтер в системі використовується для протоколів аналізів пацієнтів. Система була успішно клінічно оцінена понад 1000 зразків крові на кафедрі біохімії Урядового медичного коледжу та лікарні, сектор-32, Чандігарх. Було проаналізовано 17 показників крові, результати яких визнані задовільними.

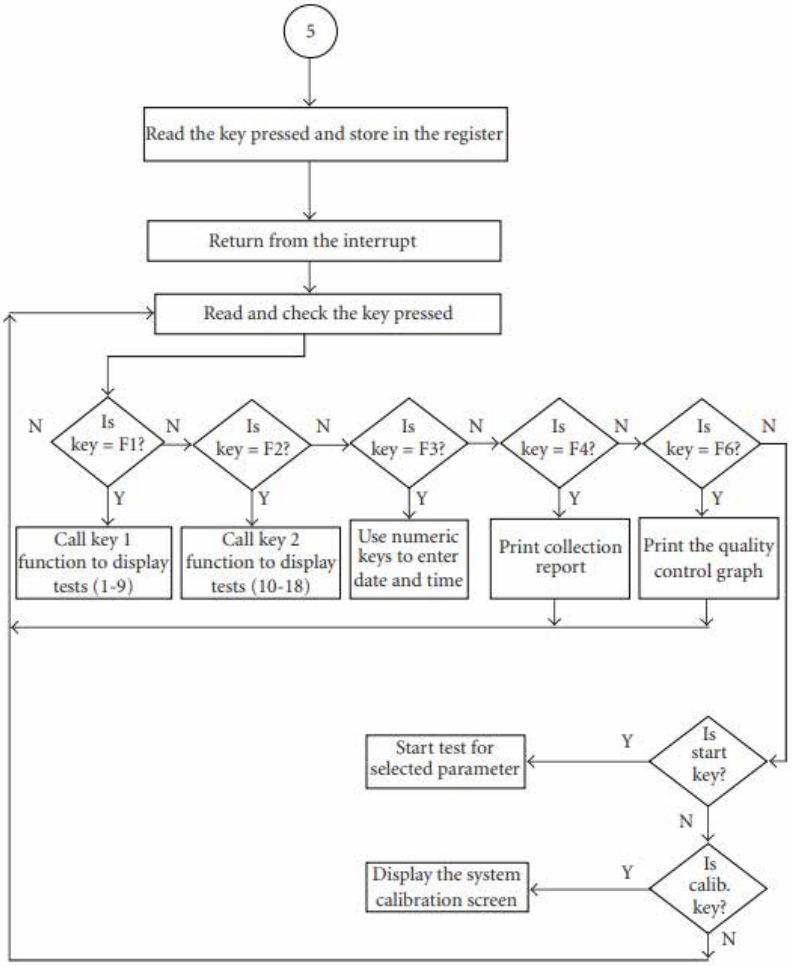


Рисунок 2.7. Блок-схема системного програмного забезпечення.

# РОЗРАХУНОК ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ БЛОКІВ БІОХІМІЧНОГО АНАЛІЗАТОРУ КРОВІ

## 3.1 Розробка принципової електричної схеми блоків

Електрична частина біотехнічної системи лабораторного аналізу крові у ветеринарії сконструйована з врахуванням вимог до точності, швидкодії, енергоефективності, надійності й автономності. Загальна архітектура системи орієнтована на модульний принцип — пристрій складається з окремих електричних блоків, кожен з яких виконує певну функцію: блок живлення, блок керування, блок оптичного вимірювання, блок збору та обробки даних, інтерфейс користувача, система регулювання температури, блок керування перистальтичним насосом.

Центральною частиною системи є мікроконтролер Intel 80C31, котрий здійснює загальне управління приладом, збір і обробку даних, формування сигналів керування виконавчими пристроями та взаємодію з користувачем. Його вибір зумовлений високою стабільністю, широким поширенням, наявністю великої кількості периферії, можливістю роботи в реальному часі та підтримкою розширеного об'єму пам'яті.

Для зберігання програмного коду використовується EPROM 27C512 (64 кБ), а для оперативної обробки даних – RAM з резервною батареєю (24 кБ). Це забезпечує можливість збереження результатів вимірювань, роботи з великими масивами даних і формування звітів без втрати інформації при відключенні живлення.

Аналого-цифрове перетворення сигналів виконується 12-бітним АЦП, що забезпечує достатню роздільну здатність для точного фотометричного аналізу. Аналоговий сигнал надходить з фотодетектора через попередній підсилювач, де фільтрація і нормалізація сигналу виконуються з урахуванням характеристик випромінювання, коефіцієнту підсилення та типу тесту.

Інтерфейс користувача реалізований на основі 30×8 символьного РК-дисплея та 32-клавіатурної клавіатури, що дає змогу здійснювати введення команд, налаштування параметрів, відображення даних про процес аналізу та результати. Для друку результатів використовується термопринтер на 40 колонок.

Блок температурного регулювання зібрано на основі датчика температури LM335 та елемента Пельтьє, який здатний як нагрівати, так і охолоджувати реакційний центр, підтримуючи стабільну температуру на рівні 25°C, 30°C або 37°C. Це критично для підтримки активності ферментів та забезпечення достовірності аналізів.

Система забору зразків і реагентів працює завдяки перистальтичному насосу роликового типу, що приводиться в дію крововим двигуном, керованим з порту мікроконтролера через драйвер підвищення напруги.

Оптичний блок містить галогенову лампу, систему лінз та колесо з інтерференційними фільтрами (340, 405, 505, 546, 578, 630 нм). Кожен фільтр автоматично вибирається відповідно до обраного тесту, а весь вузол приводиться в дію окремим крововим двигуном, який також керується через мікроконтролер.

Взаємодія між основними електричними блоками здійснюється через адресну, керуючу і шинну структуру. Для комунікації з периферією застосовуються контролери введення/виведення типу Intel 8255, що забезпечують з'єднання з клавіатурою, дисплеєм, двигунами та принтером.

## 3.2 Розробка принципової електричної схеми блоку керування сенсорами та збору даних

3.2.1 Функціональне призначення блоку в загальній системі:

Блок керування сенсорами та збору даних є ключовим компонентом у складі напівавтоматичного біохімічного аналізатора крові. Його основне призначення полягає у:

1. Зчитуванні аналогових сигналів від фотодетектора, температурного сенсора (LM335) та інших датчиків;
2. Їх перетворенні в цифрову форму;
3. Обробці сигналів відповідно до закладеного алгоритму;
4. Передачі результатів до центрального контролера для подальшого аналізу, відображення та збереження.

Блок забезпечує взаємодію між сенсорним середовищем (вузлами оптичного детектування, температурного контролю, мішання реагентів тощо) та обчислювальною логікою системи.

3.2.2 Принципова електрична схема

Схема основної електричної будови блоку представлена на рисуноку 3.1. Вона містить головні елементи для зчитування, обробки та перетворення аналогових сигналів у цифрові, а також їх передачі мікроконтролеру.

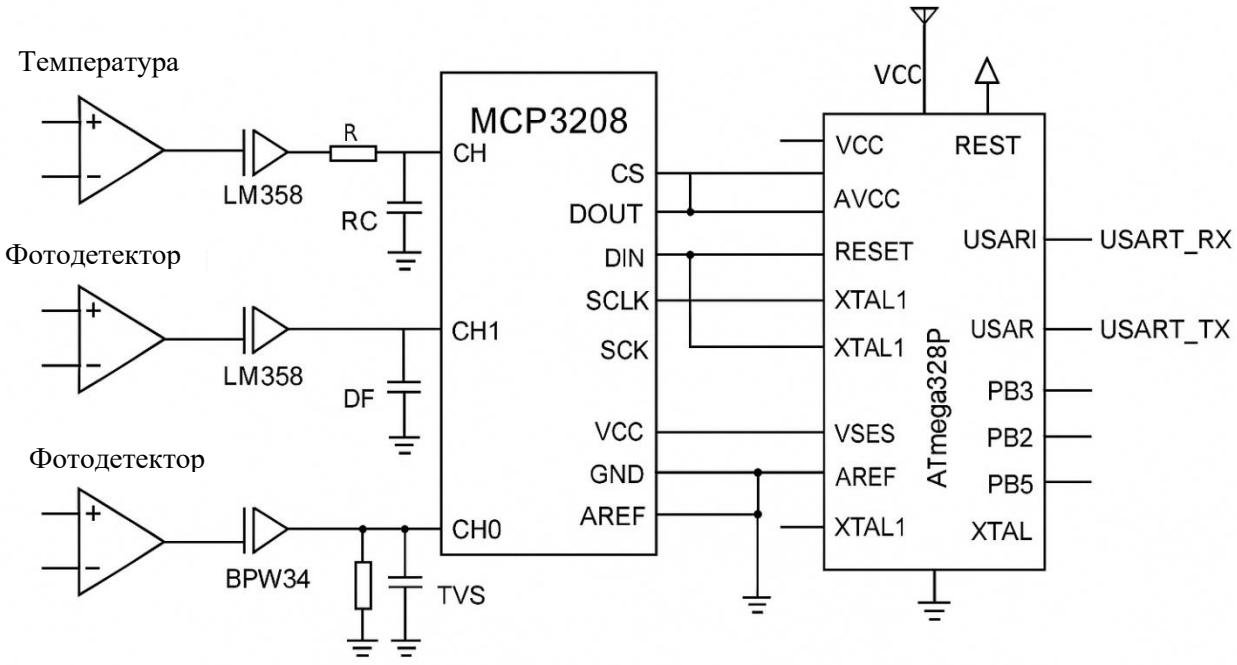


Рисунок 3.1. Схема основної електричної будови блоку

- Мікроконтролер ATmega328P — основний обчислювальний елемент;

- АЦП MCP3208 — 12-бітний зовнішній аналого-цифровий перетворювач із SPI-інтерфейсом;
- Операційні підсилювачі LM358 — для попередньої обробки аналогових сигналів;
- Температурний сенсор LM335 — для контролю температури в кюветі;
- Фотодетектор BPW34 — для вимірювання інтенсивності світла;
- Інтерфейс SPI та UART — для обміну даними з головним контролером та іншими модулями;
- Фільтри RC та TVS-діоди — для фільтрації шумів та захисту від перенапруг.

3.2.3 Принцип дії схеми

1. Збір сигналів:

Фотодетектор BPW34 генерує аналоговий сигнал у відповідь на освітлення зразка. Температурний сенсор LM335 видає аналогову напругу, пропорційну температурі (10 мВ/К).

2. Обробка сигналів:

Аналогові сигнали спочатку проходять через підсилювачі LM358 (з підстроюванням коефіцієнта підсилення), після чого подаються на входи MCP3208.

3. Цифрове перетворення:

MCP3208 перетворює сигнали на 12-бітові цифрові значення, які надходять до ATmega328P через SPI.

4. Передача даних:

Оброблені дані передаються на центральний контролер або виводяться через UART до комп’ютера/інтерфейсу користувача.

Захист:

Вхідні лінії мають RC-фільтрацію та TVS-діоди (наприклад, P6KE6.8) для придушення імпульсних перенапруг.

3.2.4 Особливості схемотехніки

Фільтрація шумів:

На вході до АЦП застосовано RC-фільтри з номіналами R=1 кОм, C=100 нФ для придушення високочастотних перешкод.

Стабілізація живлення:

Живлення мікросхеми АЦП та аналогової частини мікроконтролера відділено від цифрової частини через LC-фільтри (наприклад, L=10 мкГн, C=10 мкФ).

Захист:

Діоди TVS встановлені між живленням і «землею» на входах, щоб запобігти пошкодженню в разі електростатичних розрядів.

Зменшення перешкод:

Траси аналогових сигналів прокладені окремо від цифрових, із забезпеченням екранування і мінімальної довжини.

## 3.3 Розробка принципової електричної схеми блоку

### 3.3.1 Функціональне призначення блоку в загальній системі

Блок М виконує функцію опрацювання наслідків аналізу, одержаних від сенсорного блоку, та видачі відомостей у зручному для користувача вигляді. Він поєднує процесорну частину, інтерфейс взаємодії з користувачем (графічний дисплей), модуль годинника реального часу та систему сполучення з ПК. Цей блок відіграє ключову роль у візуалізації параметрів біохімічного аналізу, збереженні наслідків та організації взаємодії з оператором.

Принципова електрична схема блоку зображенана рисунку 3.2 містить наступні головні елементи:

- Мікроконтролер STM32F103C8T6 – керуючий елемент, що забезпечує
- Обробку даних і взаємодію з іншими блоками.
- Графічний LCD-дисплей ST7920 (128×64 пікс.) – інтерфейс відображення.
- CP2102 – мікросхема для передачі даних на ПК через USB.
- Пам’ять W25Q32 – для збереження результатів та конфігурацій.

- DS3231 – годинник реального часу.
- AMS1117-3.3 – стабілізатор напруги.
- TVS-діоди, RC-фільтри – елементи захисту та фільтрації.

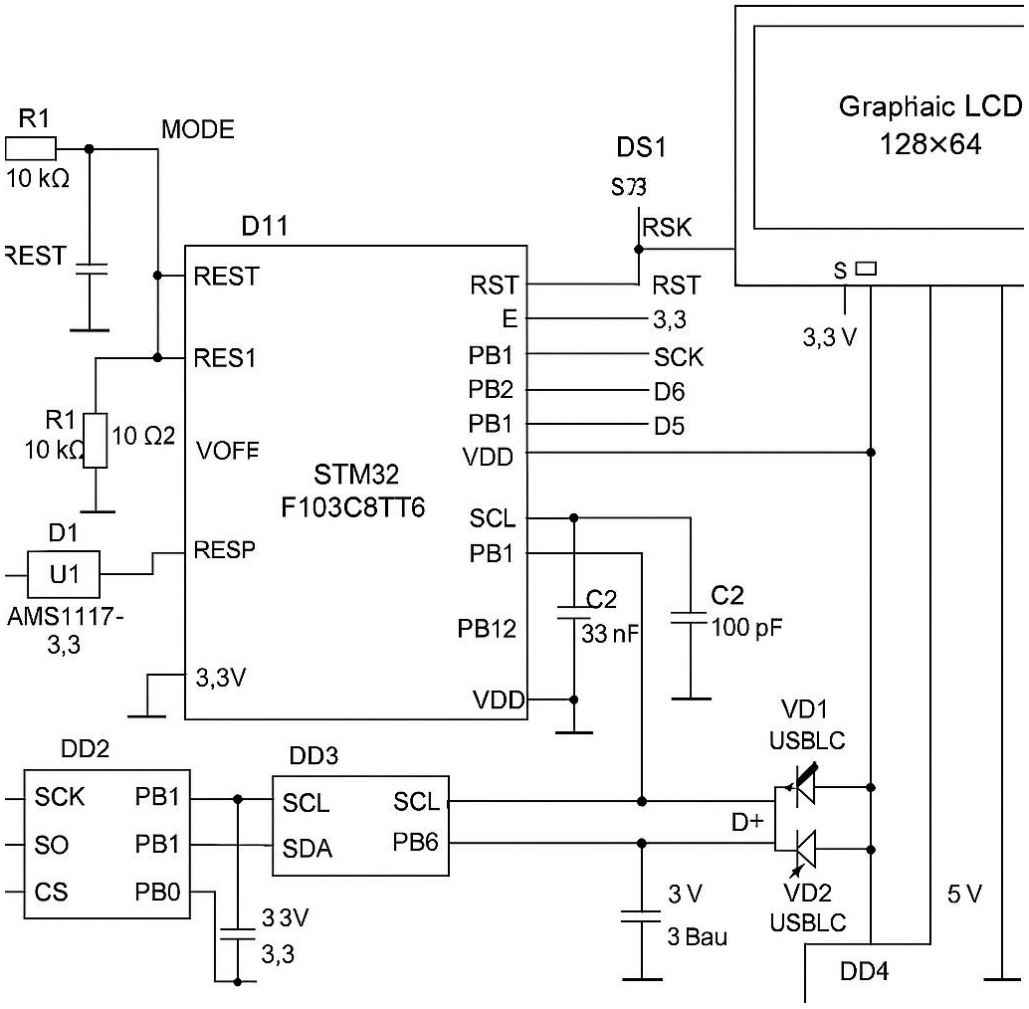


Рисунок 3.2. – Принципова електрична схема блоку обробки та візуалізації даних

### 3.3.2 Обґрунтування вибору компонентів

- STM32F103C8T6 – 32-бітний мікроконтролер на ядрі ARM Cortex-M3, з частотою до 72 МГц, 64 КБ флеш-пам’яті, підтримкою UART, SPI, I2C. Забезпечує достатню обчислювальну потужність та периферію для обробки даних з сенсорів та керування дисплеєм.

- ST7920 (LCD 128×64) – дисплей підтримує текстовий та графічний режими. Підключається через SPI, що дозволяє економити порти та зменшує кількість з’єднань.
- CP2102 – USB-UART міст для передачі даних до ПК без потреби у додаткових драйверах.
- W25Q32 – 32 Мбіт серійна flash-пам’ять для збереження результатів тестів.
- DS3231 – високоточний RTC із вбудованим кварцовим резонатором, живленням від батареї та температурною компенсацією.
- AMS1117-3.3 – стабілізатор живлення 5В→3.3В, що забезпечує стабільну роботу цифрових мікросхем.

3.3.4 Принцип роботи схеми

Сигнали від модуля збору даних передаються через UART або SPI до STM32, де відбувається початкова обробка. На основі вбудованого алгоритму результати обчислюються та відображаються на екрані ST7920. Для зберігання результатів застосовується зовнішня пам'ять W25Q32. Час кожного тесту реєструється через DS3231. Передача даних до ПК здійснюється через CP2102 за допомогою USB-з’єднання.

Мікроконтролер функціонує під управлінням системного програмного забезпечення, розробленого в середовищі STM32CubeIDE мовою C. Програма забезпечує керування всіма периферійними пристроями, формування повідомлень для екрану, протоколювання помилок, обробку введення з кнопок та передавання даних через інтерфейси.

- Живлення – всі цифрові мікросхеми працюють при 3.3 В, тому використовується стабілізатор AMS1117-3.3 з вхідною напругою 5 В.

- Захист інтерфейсів – на USB-лініях передбачено TVS-діоди для захисту від статичних розрядів.

- Фільтрація – RC-фільтри на лініях зв’язку забезпечують зниження рівня шуму.

- Зручність обслуговування – передбачено кнопки "MODE" та "RESET", а також світлодіоди індикації стану системи.

## 3.4 Математичне моделювання роботи блоків

Для підтвердження працездатності та ефективності розроблених принципових електричних схем блоків збирання, обробки та візуалізації даних було обрано програмне забезпечення MATLAB з використанням розширень Simulink та Simscape Electronics.

MATLAB (Matrix Laboratory) є одним із провідних середовищ для науково-технічних обчислень, яке широко використовується у сфері моделювання, автоматизації, цифрової обробки сигналів, розробки вбудованих систем і біомедичної інженерії. Головними перевагами MATLAB для даної роботи є:

- Підтримка багаторівневого моделювання як на рівні фізичних компонентів (Simscape) так і на рівні алгоритмів керування та обробки сигналів (Simulink);
- Бібліотеки електронних компонентів, які дозволяють створювати точні моделі мікроконтролерів, АЦП, сенсорів, операційних підсилювачів, стабілізаторів тощо;
- Графічне середовище проектування, яке полегшує побудову схем без потреби програмування на низькому рівні;
- Інтеграція з реальним обладнанням, зокрема можливість автоматичної генерації коду для мікроконтролерів (наприклад, STM32) за допомогою пакету MATLAB Embedded Coder;
- Засоби аналізу результатів — можливість виводу графіків сигналів, логіки перемикань, діаграм потужності та параметричних досліджень;
- Підтримка математичного моделювання динаміки систем, що дозволяє створити спрощену модель поведінки електронного вузла без створення повної апаратної реалізації.

Для демонстрації роботи сенсорного тракту і обробки даних було реалізовано математичну модель в середовищі Simulink. Основні блоки моделі включають фотодетектор BPW34, підсилювач сигналу LM358, RC-фільтр низьких частот, АЦП MCP3208, блок обробки STM32 та блок виводу результатів (Scope).

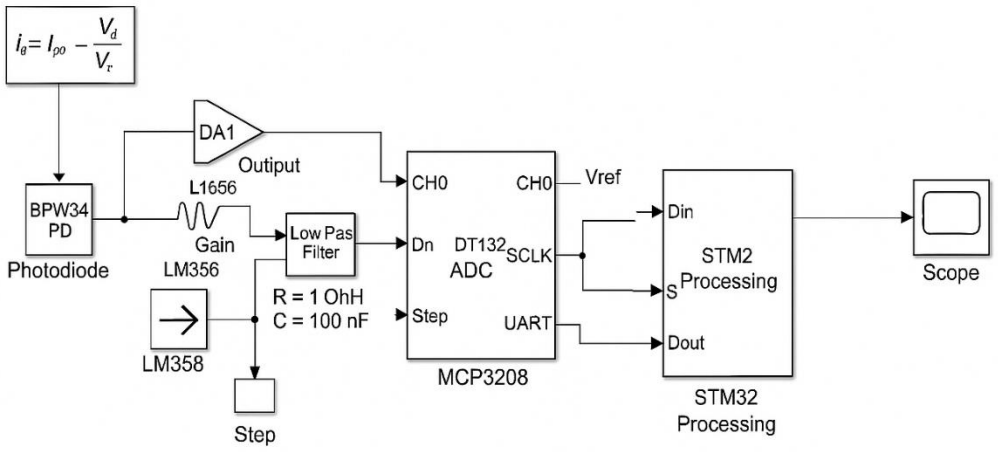


Рисунок 3.3. – Модель системи обробки сенсорних даних у середовищі MATLAB Simulink

У рамках даної роботи використовувалися наступні інструменти MATLAB:

- Simulink — побудова структурних та алгоритмічних моделей блоків (наприклад, обробка сигналу від фотодетектора, фільтрація шумів, перетворення напруги в цифрові коди).
- Simscape Electronics — моделювання електронних компонентів з реальними параметрами (ОП, фотодіод, АЦП, сенсори температури).
- Instrument Control Toolbox — для побудови моделі комунікації між віртуальним пристроєм та ПК (імітація обміну по UART).
- Embedded Coder (опціонально) — генерація коду для вбудованої системи на базі STM32, що забезпечує симуляцію роботи в реальному часі.

Таким чином, вибір MATLAB як програмного середовища для моделювання обґрунтований його потужними засобами інтегрованого

математичного аналізу, візуального моделювання та підтримки електронних компонентів, що робить його ідеальним інструментом для перевірки функціональності та надійності біотехнічних систем лабораторного аналізу.

## 3.5 Моделювання роботи ключових вузлів електричної схеми

За для перевірки функціональності та стійкості роботи розроблених схем було здійснено математичне моделювання ключових вузлів системи в середовищі MATLAB Simulink з використанням бібліотек Simscape Electronics та Simulink Scope.

### 3.5.1 Об’єкти моделювання

У фокусі моделювання опинилися такі важливі елементи:

- Вузол обробки сигналу фотодетектора (BPW34 → ОП LM358 → фільтр);
- Вузол аналого-цифрового перетворення (MCP3208);
- Логіка передачі даних до мікроконтролера STM32;
- Цифрова обробка та відображення результатів.

### 3.5.2 Модель схеми

Модель системи реалізовано у вигляді структурної блок-схеми (див. рисунок 3.4.), де кожен блок відповідає відповідному апаратному вузлу. Для забезпечення реалізму були задані реальні параметри елементів:

- Фотодетектор BPW34 моделювався джерелом струму залежним від світлового потоку;
- Операційний підсилювач — із заданим коефіцієнтом підсилення 10;
- RC-фільтр — з параметрами R = 1 кОм, C = 100 нФ (f≈1.6 кГц);
- MCP3208 — із частотою семплювання 10 кГц.

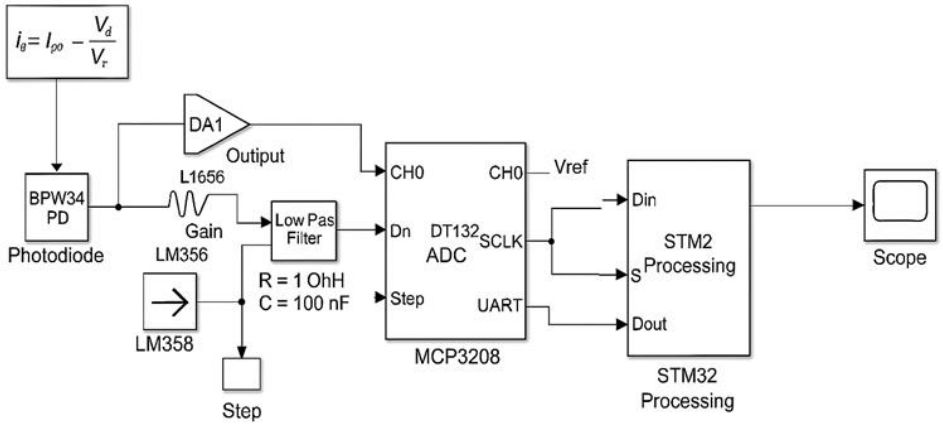


Рисунок 3.4. – Структура моделі вузла обробки та оцифрування сигналів у Simulink

3.5.3 Результати моделювання

Моделювання проводилося в часовій області тривалістю 0.1 с, з імпульсною зміною світлового потоку на фотодіоді. Отримано такі ключові графіки:

1. Осцилограма сигналу після фотодетектора (вхід ОП):
   - Напруга на вході варіюється в межах 0.1–0.4 В;
   - Чітка реакція на зміну освітлення;
   - Спотворення відсутні.
2. Сигнал після операційного підсилювача:
   - Амплітуда пропорційно збільшена у 10 разів;
   - Швидкодія відповідає характеристикам LM358.
3. Сигнал після RC-фільтра:
   - Відфільтровано високочастотні пульсації;
   - Затримка у фазі незначна.
4. Вихід АЦП:
   - Числові значення пропорційні амплітуді вхідного сигналу;
   - Частота семплювання відповідає заданій (10 кГц).
5. Передача результатів до STM32 (віртуально через UART):
   - Чітка дискретна форма з кодами відповідних рівнів;

- Візуалізація на Scope показує стабільний рівень напруги протягом тестового періоду.

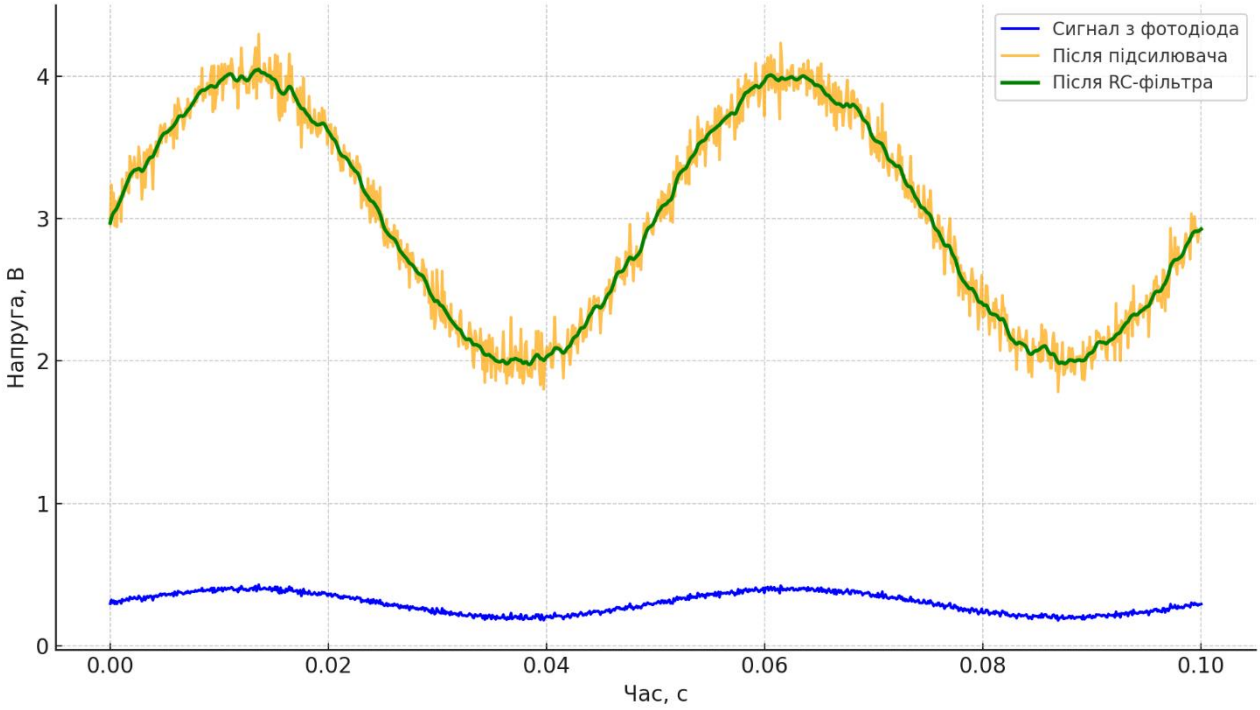


Рисунок 3.5. – Графіки моделювання: сигнал на виході фотодіода, після підсилювача та фільтра

3.5.4 Аналіз результатів

Отримані результати цілковито відповідають сподіванням, зокрема:

- Відсутні перенасичення та зриви підсилення;

- Фільтрація працює правильно (затухання понад 20 дБ для шумів >10 кГц);

- АЦП забезпечує необхідну точність (±1 цифровий код);

- Передача до STM32 і візуалізація – без втрат або затримок.

3.4.5 Виявлені особливості та коригування

У процесі моделювання виявлено:

- Надмірне підсилення при світловому імпульсі >0.5 В призводить до насичення на виході ОП;

- При високих рівнях шуму RC-фільтр 1-го порядку не забезпечує достатнього згладжування;

Коригування, внесені на основі моделювання:

- Зменшено коефіцієнт підсилення з 20 до 10;
- Додано другий каскад RC-фільтра;
- Рекомендовано екранування аналогових ліній у ПП.

## 3.6 Обґрунтування і розробка елементів конструкції, технології виготовлення блоку

Після завершення розробки принципових електричних схем блоків збору та обробки даних постає задача їхньої реалізації у вигляді фізичних пристроїв. На цьому етапі важливо забезпечити надійність, зручність в експлуатації, безпеку та відповідність умовам використання в лабораторному середовищі. Вибір конструктивних рішень здійснювався з урахуванням електричних, механічних, гігієнічних та економічних критеріїв.

### 3.6.1 Вибір друкованої плати

Для реалізації електричних схем було обрано двосторонню друковану плату на основі матеріалу FR-4. Таке рішення обґрунтовується наступними чинниками:

- Складність схеми;
- Функціональне розділення аналогової та цифрової частин;
- Механічна міцність і стабільність електричних властивостей FR-4;
- Можливість тепловідведення через полігони;
- Технологічна і економічна доцільність виготовлення.

### 3.6.2 Вибір корпусу

Для лабораторної експлуатації було обрано пластиковий корпус із полікарбонату зі ступенем захисту IP54.

- Полікарбонат: хімічна стійкість, легкість, термостійкість;
- IP54: захист від пилу і бризок;
- Наявність вентиляційних отворів;
- Розміри 160×90×50 мм;

- Можливість кріплення до поверхні або DIN-рейки

3.5.3 Вибір роз’ємів

Роз’єми обрано з урахуванням частоти підключення, надійності й зручності обслуговування:

- Клемники KF301 для живлення;
- USB Type B для зв’язку з ПК;
- IDC-10 для внутрішніх підключень;
- Клемники Phoenix Contact для аналогових входів;
- Ключування та маркування для уникнення помилок підключення.

3.6.4 Інші конструктивні елементи

- Світлодіоди індикації стану (живлення, помилка, передача даних);
- Мембранні кнопки 12×12 мм;
- Полімерний запобіжник 0.5 А;
- Пластмасові стійки для кріплення плати;
- Наклейка з QR-кодом для техпідтримки та маркування пристрою.

Таким чином, конструктивна реалізація розробленого блоку базується на сучасних технологічних рішеннях, що враховують електричні, теплові та гігієнічні умови лабораторного середовища. Це забезпечує не лише надійність функціонування, але й ергономічність та безпеку експлуатації в умовах ветеринарної практики.

Візуалізацію конструкції блока з урахуванням усіх вибраних елементів наведено на рисунку 3.6.

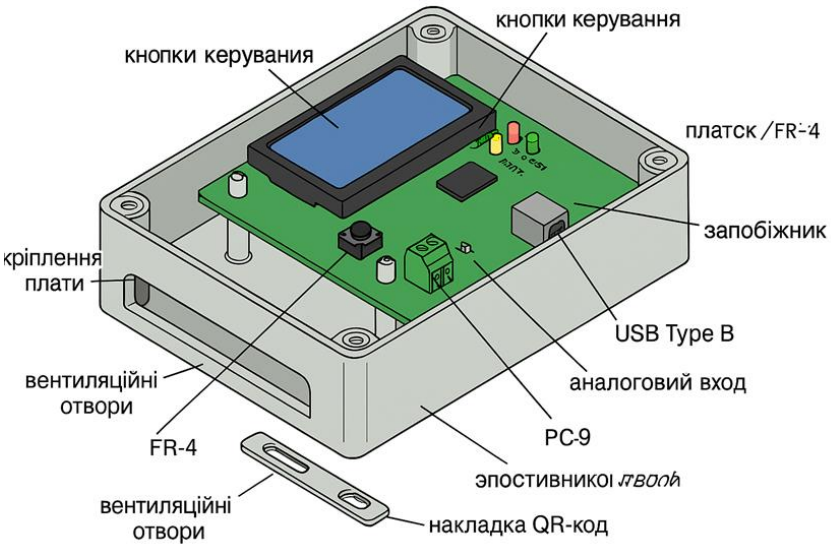


Рисунок 3.6. – Конструкція блоку обробки даних із розміщенням друкованої плати, інтерфейсів та вентиляції

## 3.7. Розробка трасування друкованої плати

Розробка друкованої плати (ДП) є ключовим етапом фізичної реалізації електронного пристрою. Від правильності розміщення елементів і трасування доріжок залежить надійність, електромагнітна сумісність та зручність подальшого монтажу та обслуговування. Проєктування плати виконувалося в середовищі KiCad 7.0 – безкоштовному програмному забезпеченні з відкритим кодом, яке підтримує двостороннє трасування, DRC (Design Rule Check), 3D-візуалізацію та експорт у формати Gerber.

Основні принципи, використані при трасуванні:

- Оптимальне розміщення компонентів;
- Ширина та зазори доріжок: сигнальні – 0.3 мм, живлення – 0.8 мм, земля – 1 мм;
- Забезпечення цілісності сигналів (рівна довжина, мінімізація перешкод);
- Заливка полігонів живлення та землі з via-stitching;
- Розділення аналогової та цифрової частин;
- Фільтрація та захист – RC-фільтри, TVS-діоди.

На рисунку 3.7. наведено приклад трасування друкованої плати блоку керування сенсорами та збору даних. Відображено розміщення компонентів, трасування ліній живлення, сигнальних доріжок та зон заземлення.

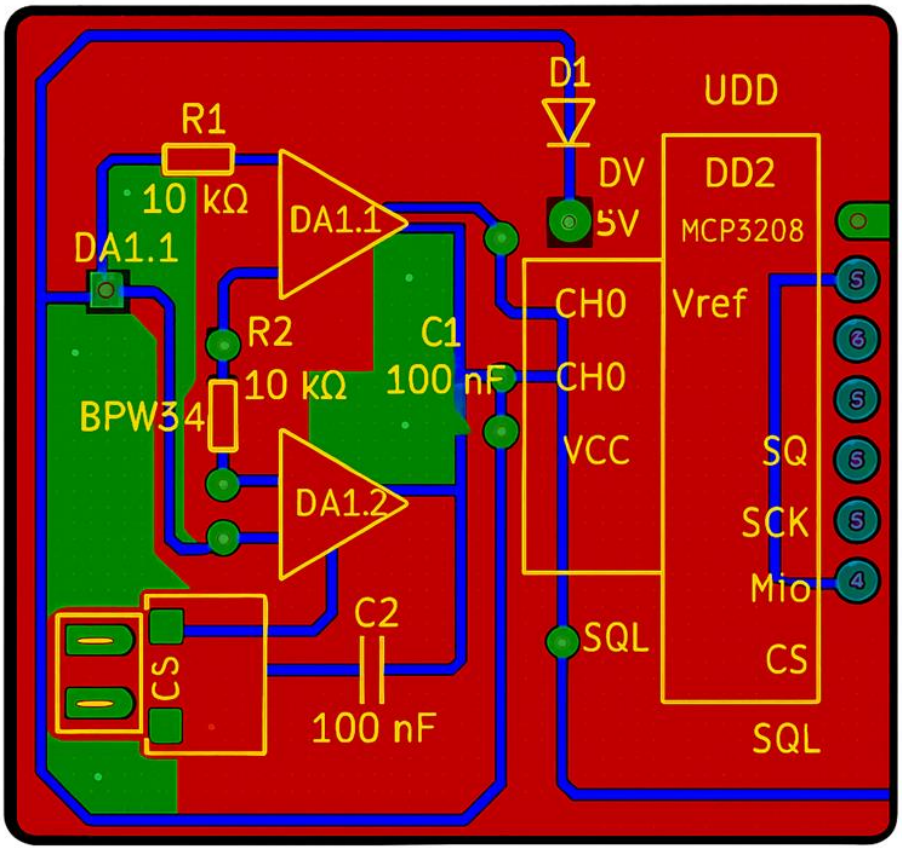


Рисунок 3.7. – Трасування друкованої плати блоку збору сенсорних даних у KiCad

### 3.8. Вибір та обґрунтування технології виготовлення блоку

Після завершення розробки друкованої плати та вибору конструктивних елементів наступним етапом є реалізація фізичного пристрою, що включає виготовлення плати, монтаж компонентів, пайку, встановлення в корпус і проведення контролю якості. Для цього важливо підібрати оптимальні технології, які забезпечать необхідну надійність, відповідність проекту та технологічність в умовах малого або середнього виробництва.

3.8.1 Виготовлення друкованої плати

Друкована плата виготовляється за класичною субтрактивною технологією, що включає такі етапи:

- Фотолітографія – нанесення фоторезисту на заготівку FR-4 з мідною фольгою, експонування за фотошаблоном і проявлення.

- Травлення – видалення незахищеної міді, зазвичай у розчині хлорного заліза або персульфату амонію.

- Свердління – виконання отворів під вивідні компоненти, роз’єми та монтажні отвори (0.6–1.2 мм).

- Металізація отворів – нанесення провідного шару в отвори між шарами для електричного з’єднання (в умовах промислового виробництва).

- Нанесення маски та шовкографії – нанесення захисного лаку (solder mask) та маркування компонентів (silkscreen).

Для виготовлення було обрано двосторонню плату з металізованими отворами, що дозволяє оптимально поєднати компактність та надійність з'єднань.

3.8.2 Вибір методу монтажу компонентів

Для даного блоку застосовано комбінований метод монтажу (SMD + THT):

- Поверхневий монтаж (SMD):

- Використовується для мікросхем (ATmega, MCP3208), пасивних елементів (резистори, конденсатори 0805/1206);

- Забезпечує компактність, меншу індуктивність з'єднань, автоматизацію монтажу;

- Монтується з одного боку плати.

Наскрізний монтаж (THT):

- Застосовується для великих компонентів, роз’ємів, клемників, світлодіодів, кнопок;

- Забезпечує вищу механічну міцність з'єднань;

- Полегшує заміну та ремонт компонентів.

Отже, SMD-компоненти застосовуються для щільного монтажу, а THT – для вузлів, котрі підлягають механічним навантаженням чи потребують ручного втручання.

3.8.3 Технологія пайки

З огляду на характер виготовлення (дрібносерійне, прототипування) та різновиди компонентів, було обрано ручне паяння комбінованого типу:

- SMD-компоненти монтуються за допомогою паяльної станції з регулюванням температури (переважно з насадкою типу «пінцет» або термовоздувом).

- THT-компоненти паяються класичним способом за допомогою жала.

Обґрунтування вибору:

-Відсутність потреби в інвестиціях у хвильову пайку;

-Гнучкість при доопрацюванні пристрою на етапі НДДКР;

-Доступність інструментів у лабораторних умовах.

3.8.4 Складання блоку

Після виготовлення та паяння друкованої плати відбувається складання блока:

1. Монтаж плати в корпус на фіксатори або стійки з пластиковими втулками.
2. Під'єднання зовнішніх роз’ємів (USB, клемники, IDC) до потрібних контактів або шлейфів.
3. Закріплення рухомих деталей: кнопки, світлодіоди, перемикачі – виставляються на необхідні місця в корпусі з фіксацією.
4. Встановлення наклейок та маркування – етикетка з QR-кодом, серійним номером, датою виготовлення.

3.8.5 Контроль якості

Контроль якості здійснюється на кожному етапі виробництва та збирання:

- Візуальний контроль друкованої плати – відсутність містків, неповного протравлювання, правильність розмітки.

- Перевірка монтажу – коректність розташування компонентів згідно з документацією, контроль полярності.

- Контроль паяних з'єднань – відсутність холодної пайки, тріщин, мікроскопічних розломів.

- Електричне тестування – перевірка ланцюгів живлення, GND, функціональність мікросхем та інтерфейсів.

- Тестова робота пристрою – перевірка на стенді з подачею реальних сигналів (від фотодетектора, сенсорів тощо).

# ДЕТАЛЬНА РОЗРОБКА ОПТИЧНОГО МОДУЛЯ ТА СХЕМИ ОБРОБКИ СИГНАЛУ

## 4.1 Оптичний модуль у складі біохімічного аналізатора

Оптичний модуль є ключовим компонентом біотехнічної системи лабораторного аналізу крові, що виконує головну функцію вимірювання концентрацій біохімічних речовин на основі закону Бугера-Ламберта-Бера. Згідно з цим законом, інтенсивність світла, що проходить крізь забарвлений розчин, спадає експоненційно із збільшенням концентрації речовини та товщини шару. Це явище дозволяє точно визначити концентрацію досліджуваної речовини шляхом вимірювання оптичної густини (OD) зразка.

Оптичний модуль забезпечує фотометричне вимірювання параметрів, таких як: концентрація глюкози, сечовини, білірубіну, білка; активність ферментів: АЛТ, АСТ, амілази; вміст електролітів (за відповідного доповнення); швидкість змін концентрації субстрату в кінетичних реакціях. Таким чином, оптичний модуль формує основу для кількісного аналізу зразків крові та інших біологічних рідин.

Його ефективна робота забезпечується скоординованою взаємодією з блоками живлення, керування, температурного регулювання, насосної системи та збору даних. Зокрема, галогенова лампа потребує стабілізованої напруги постійного струму (12 В), щоб уникнути мерехтіння світлового потоку. Фотодетектор BPW34 та передпідсилювач LM358 живляться від +5 В стабілізованого джерела. Драйвер крокового двигуна колеса фільтрів потребує живлення 12 В або 24 В.

Мікроконтролер передає сигнали на керування фільтрами, а також отримує оцифровані сигнали від фотодетектора через АЦП для подальшої обробки. Сигнал синхронізації координує момент освітлення з моментом зчитування даних.

Оптичний модуль містить проточну кювету, температура якої регулюється за допомогою елемента Пельтьє. Датчик температури LM335 передає значення температури в блок керування, який за допомогою ШІМ-регуляції підтримує заданий температурний режим. Температурна стабільність є критичною для коректного функціонування ферментативних реакцій.

Після вибору тесту й налаштування параметрів, мікроконтролер подає команди на насосну систему для аспірації зразка та реагентів у проточну кювету. Після завершення вимірювання насос здійснює промивання кювети, готуючи систему до наступного циклу.

Загалом, оптичний модуль відіграє центральну роль у структурі приладу, забезпечуючи ключовий етап аналізу — вимірювання концентрації досліджуваної речовини шляхом оптичної абсорбції. Його ефективність визначає точність, швидкість та правдивість отриманих результатів у ветеринарній діагностиці.

4.1.1 Взаємодія оптичного модуля з іншими блоками.

Оптичний модуль у складі біохімічного аналізатора тісно взаємодіє з іншими функціональними блоками пристрою, що забезпечує його повноцінну роботу як центрального вимірювального елемента. Злагоджена комунікація між підсистемами дозволяє автоматизувати процес аналізу, зменшити похибки та підвищити продуктивність.

Живлення оптичного модуля здійснюється від окремого блоку живлення, який забезпечує стабільні напруги для різних елементів. Галогенова лампа потребує джерела постійної напруги 12 В, що повинно мати високий ступінь стабілізації для уникнення мерехтіння, яке впливає на точність фотометричних вимірювань. Фотодіод, що приймає світло після проходження через зразок, працює при напрузі 5 В, як і операційні підсилювачі, що формують аналоговий сигнал для подальшого перетворення. Для обертання колеса світлофільтрів використовується кроковий двигун, який також живиться від джерела на 12–24 В залежно від обраного типу та забезпечується відповідним драйвером.

Мікроконтролерний блок системи виступає як керуючий центр, що направляє цифрові команди до оптичного модуля. Зокрема, він подає сигнали керування для вибору певного фільтра, який визначає довжину хвилі світла, що проходить крізь зразок. Також він синхронізує момент увімкнення джерела світла з моментом зчитування даних, забезпечуючи відповідність між фазою опромінення та моментом фіксації сигналу. Після проходження світла через зразок, фотодетектор формує аналоговий сигнал, який надходить до АЦП. Оцифрований сигнал передається назад до мікроконтролера, де він зберігається, обробляється та використовується для розрахунків концентрацій за вбудованими алгоритмами.

Не менш важливою є інтеграція з блоком керування температурою. Для забезпечення достовірності ферментативних реакцій у проточній кюветі необхідно стабільно підтримувати задану температуру. Це досягається за допомогою елемента Пельтьє, що може як нагрівати, так і охолоджувати середовище. Датчик температури (наприклад, LM335) передає актуальні дані до блоку керування, який регулює живлення елемента Пельтьє, забезпечуючи підтримання температури на рівні 25°C, 30°C або 37°C, залежно від вимог до конкретного тесту. Температурна стабільність напряму впливає на точність кінетичних вимірювань, особливо при визначенні активності ферментів.

Оптичний модуль також пов'язаний із блоком керування перистальтичним насосом, що забезпечує автоматизовану подачу зразка та реагентів до оптичної кювети. Перед початком вимірювання мікроконтролер подає команду на аспірацію рідини, після чого зразок проходить через трубки до проточної комірки. Після закінчення вимірювання система виконує промивання, щоб уникнути забруднення та взаємного впливу реактивів у наступному циклі.

Завдяки чітко скоординованій взаємодії з усіма зазначеними блоками, оптичний модуль здатен ефективно функціонувати в автоматичному режимі, забезпечуючи високу точність, швидкість та відтворюваність результатів

лабораторного аналізу. Взаємозв’язок оптичного модуля з іншими блоками зображено на рисунку 4.1.

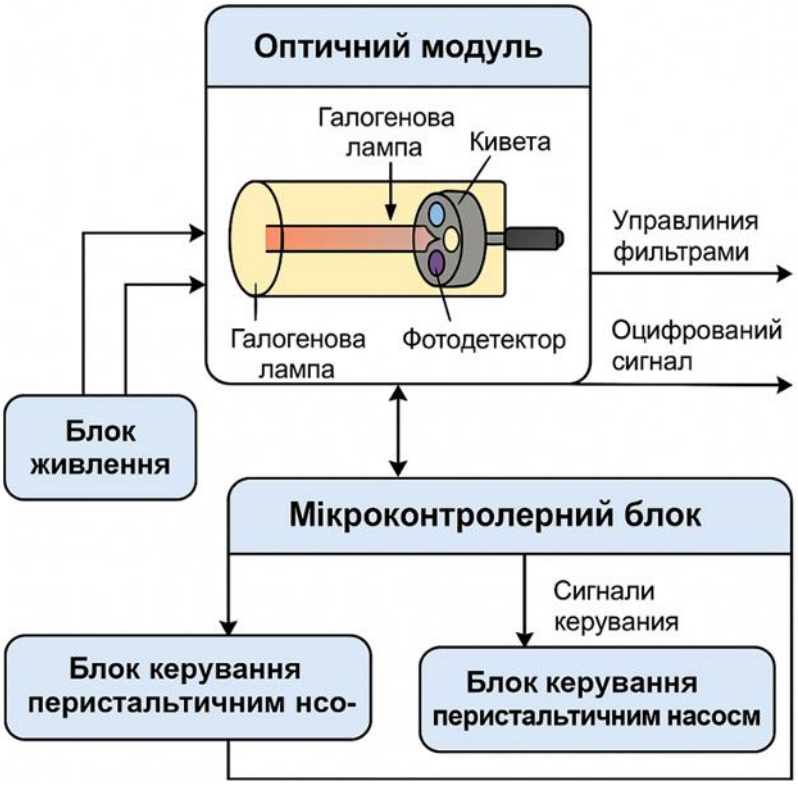


Рисунок 4.1 – Структура взаємодії оптичного модуля з іншими блоками біохімічного аналізатора

4.1.2 Аналіз засад функціонування та вибір елементів оптичного модуля

Одним з ключових компонентів фотометричного аналізатора є оптичний модуль, до складу якого входить джерело світла, що мусить гарантувати стабільне, спектрально придатне випромінювання для подальшого проходження через зразок та детектування. Якість роботи цього модуля визначає точність вимірювання концентрацій речовин у біологічних рідинах, тому особливу увагу було приділено вибору джерела випромінювання.

Після порівняльного аналізу різних типів джерел світла було обрано галогенову лампу як оптимальний варіант для застосування в даній системі. Головною перевагою галогенових ламп є наявність широкого, безперервного спектру випромінювання, який охоплює як видиму область (400–700 нм), так і ближню ультрафіолетову ділянку (до 300 нм). Це дозволяє застосовувати лампу

з набором оптичних фільтрів для реалізації багатоканального фотометричного аналізу, що є критичним у ветеринарній лабораторній діагностиці, де потрібне вимірювання світлопоглинання на декількох фіксованих довжинах хвиль.

Крім того, галогенові джерела мають високу стабільність світлового потоку за умови використання стабілізованого джерела живлення постійного струму. Це особливо важливо для уникнення похибок, викликаних коливаннями яскравості. За належного теплового режиму такі лампи характеризуються тривалим терміном служби — до 2000 годин без істотної деградації спектру. У розробці було застосовано лампу яка зображена на рисунку 4.2 типу OSRAM HLX 64251. Її номінальні показники: напруга живлення — 6 В, споживана потужність — 20 Вт, колірної температури — близько 3400 К, а типовий термін служби сягає 1000–2000 годин. Такий світловий потік дозволяє досягти потрібної інтенсивності для точного аналізу навіть у випадках каламутних або ледь забарвлених біологічних зразків.

Рисунок 4.2 – Галогенна лампа OSRAM HLX 64251, застосована в оптичному модулі фотометричної системи

Розглядалися також альтернативні способи одержання світла. Одним з найбільш поширених у теперішній електроніці є світлодіоди (LED). Незважаючи на переваги світлодіодів, зокрема високу енергоефективність та тривалий строк служби, вони мають низку обмежень. Основним недоліком є вузький спектр випромінювання, який не дозволяє покрити весь спектральний діапазон, необхідний для багатоканального фотометричного аналізу. Для реалізації декількох довжин хвиль необхідно застосовувати кілька LED із різними піковими характеристиками, що значно ускладнює оптичну систему, калібрування та електроніку управління. Крім того, світловий потік LED суттєво залежить від температури, що може призвести до нестабільної роботи при змінних умовах довкілля.

Ще однією потенційною альтернативою є ксенонові лампи, які також забезпечують широкий спектр випромінювання та високу інтенсивність. Проте їх застосування у компактному настільному аналізаторі є технічно та економічно недоцільним через низку факторів: складність електроживлення, необхідність високовольтного запуску, генерація електромагнітних завад, висока температура корпусу та потреба в активному охолодженні.

Отже, на основі технічних і експлуатаційних характеристик, економічної доцільності, сумісності з оптичною частиною та з урахуванням специфіки ветеринарного лабораторного обладнання, вибір було зупинено на галогеновому джерелі світла. Це дозволило забезпечити надійну, стабільну й спектрально універсальну роботу фотометричної системи в межах заявлених аналітичних задач.

### 4.1.3 Вибір та обґрунтування системи світлофільтрів

Одним із ключових елементів фотометричної системи є оптичний тракт, зокрема система світлофільтрів, що забезпечує вибіркову пропускну здатність випромінювання на чітко визначених довжинах хвиль. У багатоканальних біохімічних аналізаторах для ветеринарного використання вимірювання проводяться при фіксованих довжинах хвиль, що відповідають максимумам поглинання специфічних аналітів. З цією метою застосовуються

інтерференційні фільтри, які формують вузькосмугове випромінювання (типово 10–15 нм) на потрібній довжині хвилі.

Інтерференційні світлофільтри працюють на основі багатошарових діелектричних структур, які створюють конструктивну інтерференцію світла лише в обмеженому спектральному діапазоні. На відміну від кольорових або абсорбційних фільтрів, інтерференційні мають високу селективність, стабільність спектральних характеристик, не схильні до деградації з часом та дозволяють формувати виразний спектральний пік, що критично важливо для фотометричних вимірювань. Їх використання дає змогу точно визначити концентрацію речовини за її характерним максимумом поглинання без значних перекручень.

У проєктованій системі застосовано шестипозиційне колесо світлофільтрів, що містить такі довжини хвиль: 340 нм, 405 нм, 505 нм, 546 нм, 578 нм та 630 нм. Вибір саме цих фільтрів зумовлений їх відповідністю до найпоширеніших біохімічних тестів у ветеринарній практиці. Зокрема:

-340 нм – використовується для ферментативних реакцій із залученням НАД(Ф)Н, зокрема для визначення активності дегідрогеназ;

- 405 нм – застосовується при визначенні активності кислих фосфатаз, лужної фосфатази;

- 505 нм – типова довжина хвилі для вимірювання глюкози, холестерину, білірубіну (колориметричні методи з хромогенами);

- 546 нм – використовується для визначення гемоглобіну та білірубіну;

- 578 нм – для ферментативних тестів з використанням тетразолієвих барвників;

- 630 нм – застосовується у методах з використанням синіх хромогенів або кінцевих реакцій у глюкозооксидазному тесті.

Таке покриття спектру дозволяє проводити як стандартні біохімічні, так і ферментативні аналізи, забезпечуючи універсальність системи.

Перемикання світлофільтрів здійснюється за допомогою крокового двигуна, що забезпечує обертання колеса фільтрів на задані кути з високою

точністю. Обрано саме кроковий принцип через його переваги над іншими типами приводів: фіксований кут повороту забезпечує точне позиціонування без використання енкодерів, немає накопичення похибки, наявне самогальмування в нерухомому стані, що спрощує конструкцію механіки та керування.

Для реалізації обертання колеса фільтрів використовується двофазний біполярний кроковий двигун NEMA 17 зі стандартним кроком 1.8° на крок (200 кроків за оберт). При застосуванні драйвера мікрокрокування (наприклад, A4988) можлива плавна зміна позицій із кращою плавністю обертання. Основні технічні характеристики двигуна:

- Напруга живлення: 12 В;
- Середній струм фази: до 1.5 А;
- Кут повного кроку: 1.8°;
- Момент утримання: 3.2 кг·см;
- Тип з’єднання: 4 виводи (H-bridge);
- Ресурс: понад 100 млн кроків.

Завдяки цьому, перехід між світлофільтрами відбувається швидко (менше 300 мс) і з високою точністю (відхилення не перевищує ±0.05°), що дозволяє використовувати систему в режимі мультивимірювання чи сканування.

Отже, застосування інтерференційних фільтрів із точною механічною індексацією за допомогою крокового двигуна забезпечує надійне, стабільне та точне перемикання оптичних каналів, що є критично важливим для коректного аналізу та кількісного визначення біохімічних показників.

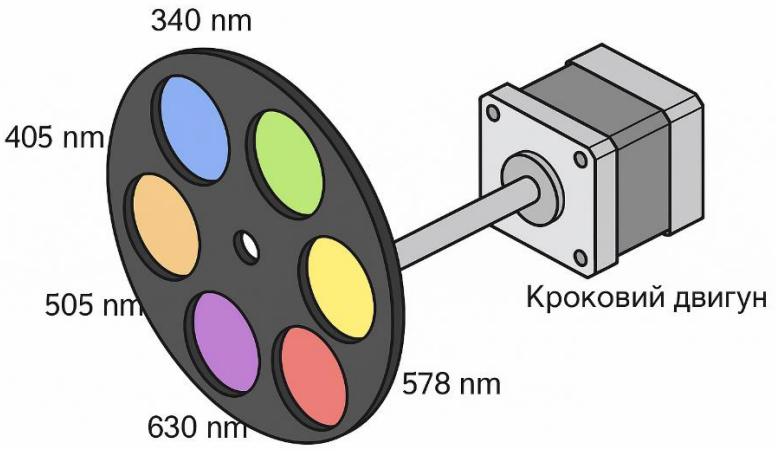


Рисунок 4.3 – Колесо інтерференційних світлофільтрів з приводом на крокoвому двигуні

4.1.4 Вибір та обґрунтування проточної комірки

У сучасних біохімічних аналізаторах, зокрема у фотометричних системах ветеринарного призначення, важливою складовою є оптична кювета або комірка, де відбувається взаємодія світлового потоку з аналітичним зразком. Одним з найефективніших рішень у таких приладах є використання проточної комірки, яка забезпечує високу швидкість вимірювання, зменшення витрат реагентів та автоматизовану роботу системи.

Основною перевагою проточної комірки є можливість аналізу малих об’ємів біологічного матеріалу без втрати точності вимірювань. Завдяки мінімізації внутрішнього об'єму (типове значення становить 32 мкл), забезпечується не лише економія реагентів, але й зменшення часу перемішування, стабілізації реакції та промивання. Це особливо важливо у ветеринарній практиці, де обсяг доступного біологічного матеріалу часто є обмеженим.

Комірка виготовлена з кварцового скла, що дозволяє використовувати її у фотометричних вимірюваннях у широкому спектральному діапазоні, включаючи ближню ультрафіолетову область (до 200 нм). Кварц має високий коефіцієнт пропускання в УФ- і видимому діапазонах, не забарвлюється з

часом, має високу термічну та хімічну стійкість. Це робить його ідеальним матеріалом для багаторазового використання у лабораторних умовах, де можливе застосування агресивних мийних та дезінфікуючих розчинів.

Додатковою перевагою є можливість автоматичного промивання між аналізами, що зменшує ризик контамінації зразків і дозволяє проводити вимірювання у напівавтоматичному або автоматичному режимі. Промивання здійснюється за допомогою вбудованої перистальтичної або шприцевої помпи, яка керується мікроконтролером пристрою. Після завершення циклу вимірювання система подає промивний буфер, а надлишок рідини видаляється через канал відведення, що забезпечує повторюваність результатів і чистоту оптичного тракту.

Особливу увагу в оптичних комірках приділяють температурній стабільності. Для багатьох ферментативних реакцій температура є критичним параметром, тому проточна комірка монтується у термостатований блок або забезпечується локальним підігрівом за допомогою резистивного нагрівача та датчика температури (наприклад, термістора). Температура в зоні вимірювання підтримується на рівні $37 \pm 0.5\,^{\circ}\mathrm{C}$, що є стандартним показником для біохімічних реакцій in vitro. Це дозволяє уникнути варіацій активності ферментів та забезпечує достовірність результатів.

Отже,використання проточної комірки з кварцового скла дозволяє досягти високої точності, продуктивності та автоматизації аналізу. Її застосування є обґрунтованим як з точки зору функціональності, так і з урахуванням вимог до стабільності вимірювань у ветеринарній лабораторії.

### 4.1.5 Вибір та обґрунтування елементів схеми обробки аналогового сигналу

Для реалізації фотометричних вимірювань у біотехнічному аналізаторі критичною є правильна обробка слабких аналогових сигналів, які надходять від фотодіода. Основними стадіями цієї обробки є: перетворення фотоструму в напругу, підсилення з регулюванням коефіцієнта, фільтрація сигналу та подальше його оцифрування за допомогою АЦП.

Одним із найважливіших компонентів ланцюга обробки сигналу є трансімпедансний підсилювач, що перетворює фотострум, який виникає на виході фотодіода, у пропорційний напруговий сигнал. Такий підхід є найбільш прийнятним для точного вимірювання слабких оптичних сигналів. В якості операційного підсилювача для цього каскаду було обрано OPA188. Його основні характеристики – наднизький вхідний струм зміщення (не більше 0.2 нА), дуже низький рівень шуму (8 нВ/√Гц) та висока стабільність при низьковольтному живленні – роблять його ідеальним для роботи з фотодіодами у трансімпедансному режимі. Високий вхідний імпеданс мінімізує вплив ОП на струм фотодіода, а низький рівень дрейфу гарантує стабільність вихідного сигналу протягом тривалого часу.

Коефіцієнт перетворення трансімпедансного підсилювача визначається як:

$$V_{\text{out}} = -I_{\text{in}} \cdot R_f \tag{4.1}$$

де Iin – струм фотодіода, Rf – зворотний резистор.

Для обмеження частотної смуги та зменшення шуму, паралельно до Rf підключається конденсатор Cf, що утворює RC-фільтр нижніх частот зі зрізом:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_f C_f} \tag{4.2}$$

У наступному каскаді сигнал посилюється з можливістю налаштування коефіцієнта підсилення. Це потрібно для компенсації неоднорідності інтенсивності світлового потоку на різних довжинах хвиль, а також для адаптації сигналу до повного динамічного діапазону АЦП. Регулювання підсилення реалізовано шляхом перемикання резисторів зворотного зв’язку за допомогою аналогового мультиплексора під управлінням мікроконтролера або через цифровий потенціометр AD5220, що дозволяє програмно встановлювати

потрібне посилення. Як операційний підсилювач у цьому каскаді теж обрано OPA188 для збереження узгодженості параметрів та зменшення шуму.

Високочастотні перешкоди, які можуть виникати від джерела живлення або зовнішніх чинників, знижують точність аналогового сигналу. Тому у схемі застосовується фільтрування з використанням активного фільтра Баттерворта другого порядку, що забезпечує рівномірну частотну характеристику в робочій смузі. Такий фільтр не спотворює амплітуду сигналу в межах діапазону, що особливо важливо для точного фотометричного аналізу. Частоту зрізу обрано в межах 10–20 Гц відповідно до тривалості фотометричних вимірювань. Операційний підсилювач для реалізації фільтра – також OPA188, що забезпечує стабільність та відсутність фазових спотворень.

Для подальшої обробки сигналу необхідне його перетворення в цифрову форму. З цією метою у схемі застосовується 12-бітний АЦП AD7109, який забезпечує баланс між роздільною здатністю та швидкодією. АЦП має високу точність перетворення (роздільна здатність 12 біт), працює з однотактним входом, має внутрішній буфер і може взаємодіяти з мікроконтролером через послідовний інтерфейс SPI. Швидкість перетворення сягає 10 тис. зчитувань/с, що дозволяє проводити кінетичні вимірювання та аналіз у режимі реального часу. Завдяки широкому динамічному діапазону і низькому власному шуму, AD7109 забезпечує високу точність навіть при слабкому сигналі з фотодетектора.

Узгоджена робота всіх елементів – від трансімпедансного підсилювача до АЦП – гарантує високу точність і надійність вимірювання оптичної щільності, що критично важливо для правильного визначення концентрації речовин у ветеринарному біохімічному аналізі.

## 4.2 Принципова електрична схема оптичного модуля та обробки сигналу

### 4.2.1 Детальний опис функціонування схеми

Сигнал від фотодіода у фотометричному модулі аналізатора утворюється у відповідь на інтенсивність світлового потоку, який проходить крізь реакційну кювету з біологічним зразком. Внаслідок закону Бугера-Ламберта-Бера, кількість світла, що поглинається речовиною, прямо пропорційна її концентрації, тому фотодіод фіксує залишковий (непоглинений) потік у вигляді електричного струму.

Цей надзвичайно слабкий фотострум надходить безпосередньо на вхід трансімпедансного підсилювача, реалізованого на операційному підсилювачі OPA188, який перетворює струм на пропорційний напруговий сигнал. Зворотний резистор $Rf$ у 1 МОм формує коефіцієнт підсилення:

$$V_{\text{out}} = -I_{\text{ф}} \cdot R_f \tag{4.3}$$

Для обмеження смуги частот та зменшення шумів до ланцюга додається конденсатор зворотного зв'язку $Cf$, обчислений для частоти зрізу:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_f C_f} \tag{4.4}$$

За умови $Rf$ = 1 МОм, $Cf$ = 10пФ, отримаємо $fc \approx 16$ Гц.

Сигнал після першого каскаду надходить на регульований підсилювач, який дає змогу змінювати сумарний коефіцієнт підсилення в залежності від довжини хвилі світла або типу реакції. Це реалізовано за допомогою цифрового потенціометра AD5220, яким керує мікроконтролер через інтерфейс I²C. В залежності від тесту, програмно встановлюється потрібний опір у зворотному колі підсилювача, що дозволяє адаптувати сигнал до динамічного діапазону АЦП і зменшити погрішності.

Для усунення залишкових високочастотних шумів сигнал проходить через активний фільтр Баттерворта 2-го порядку з частотою зрізу ~15 Гц. Такий фільтр реалізований також на OPA188, що забезпечує низький рівень фазових

спотворень та стабільну роботу. Елементи фільтра підібрані відповідно до стандартного розрахунку для смугових фільтрів із заданим демпфуванням.

Після фільтрації сигнал надходить на вхід 12-бітного АЦП AD7109, який забезпечує перетворення в цифрову форму. АЦП працює в послідовному режимі SPI, а дані передаються до мікроконтролера STM32 для подальшої обробки. Швидкість оцифрування дозволяє використовувати пристрій у кінетичних вимірюваннях з великою частотою опитування.

Керування фільтровим колесом, яке визначає довжину хвилі світла, здійснюється через кроковий двигун, підключений до драйвера типу A4988. Мікроконтролер формує імпульси на виводи STEP і DIR, що підключені до цифрових портів (наприклад, PA0 і PA1). Кожна команда від МК відповідає переміщенню колеса на одну позицію, тобто одному фільтру. Після досягнення заданої позиції відбувається зчитування сигналу, що забезпечує відповідність між фільтром і результатом.

Для забезпечення електромагнітної сумісності та зменшення впливу шумів у схемі реалізовані наступні заходи:

- розподіл живлення на аналогову (AVCC) та цифрову (DVCC) частини з використанням LC-фільтрів і феритових намистин;

- блокуючі керамічні конденсатори 100 нФ розміщуються якнайближче до живлення мікросхем;

- електричне екранування аналогової частини у вигляді металізованої кришки над фотодетектором і підсилювачем;

- заземлення оптичного модуля робиться окремим контуром, щоб уникнути загальних перешкод.

Усі пасивні компоненти розраховувались на основі стандартних формул. Наприклад, резистори в каскаді посилення підібрані з урахуванням динамічного діапазону (максимальна напруга на виході до 3.3 В), а ємності фільтра – для забезпечення плавного зрізу без фазових спотворень. Резистори мають похибку не більше ±1 %, що гарантує стабільність підсилення.

Загалом, схема обробки сигналу збудована з урахуванням принципів точності, стабільності та електромагнітної сумісності, що вкрай важливо для надійного фотометричного аналізу в біотехнічній системі ветеринарного призначення.

4.2.2 Алгоритм керування оптичним модулем

Алгоритм керування оптичним модулем реалізується на рівні мікропрограмного забезпечення мікроконтролера та виконується у вигляді послідовності логічних операцій, відображених на блок-схемі, яка зображенна на рисунку 4.4.

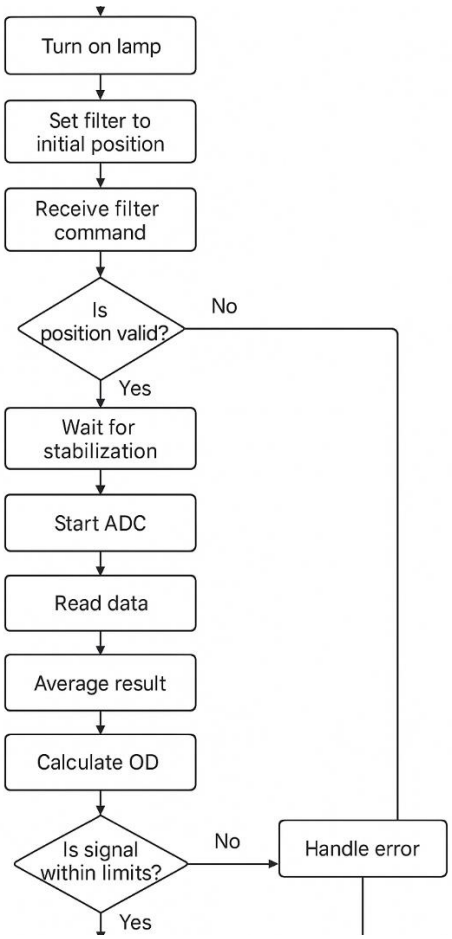


Рисунок 4.4 – Блок-схема алгоритму керування оптичним модулем

Головне завдання цього алгоритму — гарантувати точне, стабільне та повторюване вимірювання оптичної щільності (OD) зразка з подальшим розрахунком концентрації досліджуваної речовини.

На етапі ініціалізації мікроконтролер вмикає джерело світла (галогенову лампу) та встановлює колесо фільтрів у початкову позицію, зазвичай відповідну фільтру з найменшою довжиною хвилі. Це дає змогу уникнути помилок позиціонування та забезпечує базову орієнтацію для подальшого перемикання фільтрів. Контроль положення колеса здійснюється за допомогою крокового двигуна через драйвер (наприклад, A4988), до якого підключаються виводи STEP та DIR мікроконтролера. На цьому етапі також ініціалізуються периферійні модулі: інтерфейси SPI/I²C, АЦП, таймери та системи переривань.

Далі мікроконтролер чекає на команду вибору фільтра, яку користувач задає через інтерфейс або вона обирається програмно. Після цього починається серія імпульсів на вивід STEP, а напрямок обертання задається DIR. Позиціонування контролюється або за кількістю імпульсів, або за сигналом від оптодатчика. Якщо фільтр не встановлюється в задану позицію протягом допустимого часу, активується переривання таймера, і мікроконтролер переходить у режим опрацювання помилки.

Після успішного встановлення фільтра мікроконтролер активує затримку стабілізації, використовуючи вбудований таймер (наприклад, TIMx у STM32), щоб дочекатися стабільного світлового потоку та температури в оптичному каналі. Після цього запускається процес оцифрування сигналу — АЦП починає зчитування даних з аналогового виходу каскаду обробки. Щоб уникнути спотворень, виконується кілька вимірювань з подальшим усередненням:

$$\overline{V} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} V_i \tag{4.5}$$

де $Vi$ - результат і-го зчитування, $N$ - кількість зчитувань (зазвичай 10–20).

На цьому етапі проводяться два різновиди вимірювань:

- Нульове вимірювання — виконується без зразка, тільки з реагентом або буфером. Воно дозволяє встановити інтенсивність початкового світлового потоку $I0$.

- Робоче вимірювання — робиться після аспірації зразка. Результат відповідає зменшеній інтенсивності $I$, що пройшла крізь зразок.

На основі цих двох значень обчислюється оптична щільність (OD):

$$OD = \log_{10}\left(\frac{I_0}{I}\right) \tag{4.6}$$

або в еквівалентній формі з урахуванням цифрових значень з АЦП:

$$OD = \log_{10}\left(\frac{ADC_0}{ADC_s}\right) \tag{4.7}$$

де $ADC0$ — усереднене значення без зразка, $ADCs$ — зі зразком.

Для розрахунку концентрації речовини використовується калібрувальне рівняння, отримане експериментально:

$$C = k \cdot OD + b \tag{4.8}$$

де $k$ та $b$ — коефіцієнти регресії, що визначаються під час калібрування системи.

Після обчислення мікроконтролер робить перевірку підсумку. Якщо сигнал виходить за межі припустимого діапазону АЦП (наприклад, близький до 0 чи насичення), алгоритм переходить у режим обробки помилки, де створюються повідомлення про збій та поради для користувача (наприклад, повторити аналіз, перевірити фільтр або замінити лампу).

Усі етапи виконуються у напівреальному часі з використанням системи переривань для роботи з таймерами, інтерфейсами зв’язку та точного лічення затримок. Це забезпечує високу точність, мінімальні затримки та гнучкість в оновленні програмної логіки.

4.2.3 Оптимізація алгоритму

Для забезпечення найбільшої точності й стабільності вимірювань в оптичному модулі біохімічного аналізатора було реалізовано низку заходів,

націлених на оптимізацію алгоритму його роботи. Ці заходи стосуються як програмної частини, так і обробки даних на рівні аналогово-цифрового перетворення.

Насамперед, було запроваджено усереднення результатів АЦП. Оскільки сигнал з фотодіода схильний до флуктуацій через електричні шуми, механічні коливання та нестабільність освітлення, кожне вимірювання супроводжується серією зчитувань (10–20 циклів), після чого обчислюється середнє значення. Це дає змогу істотно знизити випадкові відхилення та підвищити достовірність результатів без значного впливу на швидкодію системи.

Для зменшення систематичних похибок застосовуються алгоритми калібрування, реалізовані на рівні мікроконтролера. У процесі калібрування система запам’ятовує оптичну щільність для стандартних зразків з відомими концентраціями. На основі здобутих даних розраховуються коефіцієнти лінійної регресії, які згодом використовуються в основному алгоритмі для розрахунку концентрацій досліджуваних речовин. Такий підхід дозволяє адаптувати прилад до особливостей оптичної системи, світлофільтрів та характеристик фотодіода.

У разі застосування приладу в умовах змінного мікроклімату важливу роль відіграє температурна компенсація показів фотодіода. Хоча фотодіоди, зокрема BPW34, мають відносно стабільні параметри, їх чутливість може дещо змінюватися із температурою. Для зменшення впливу цього чинника, у схемі передбачено контроль температури в зоні фотодетектора за допомогою сенсора LM335. При відхиленні температури від встановленого діапазону в алгоритм додається коригувальний коефіцієнт, який визначається емпірично або на основі табличних характеристик фотодіода. У випадку критичного перегріву або охолодження система може зупинити аналіз і вивести попередження.

Також реалізовано механізм компенсації нульового зсуву. Це дає змогу автоматично враховувати фонове освітлення або залишкову напругу на виході підсилювача при відсутності зразка. Перед кожним аналізом виконується

нульове вимірювання, яке потім віднімається від основного сигналу, що дозволяє зменшити вплив паразитних сигналів і дрейфу.

Оптимізація торкнулася також обробки помилок: усі критичні вузли (фільтр, двигун, АЦП, фотодетектор) мають програмну діагностику. При виявленні відхилень від допустимих значень активується обробка помилки, формуються повідомлення для користувача та фіксується код помилки для подальшого аналізу.

Усі ці заходи в комплексі забезпечують підвищення точності, відтворюваності та надійності роботи оптичного модуля, роблячи його придатним для використання у різноманітних умовах ветеринарної практики.

## 4.3 Конструктивна розробка та особливості виготовлення оптичного модуля

### 4.3.1 Конструктивні елементи та матеріали

Оптичний модуль біохімічного аналізатора спроектовано як компактну та функціонально закінчену конструкцію, що об'єднує вимірювальний тракт, джерело світла, механізм перемикання фільтрів, фотодетектор та температурно-контрольовану кювету. Під час проектування особливу увагу було приділено механічній стабільності, світловій ізоляції та зручності обслуговування.

Корпус оптичного модуля має прямокутну форму з габаритними розмірами 120×80×50 мм. Внутрішня частина поділена на секції за допомогою тонких перегородок для забезпечення оптичної ізоляції між джерелом світла, фільтрами, кюветою та фотодетектором. Це виключає паразитні відбиття та "засвічення" фотодетектора стороннім світлом, що є критичним для точних вимірювань.

Матеріалом корпусу обрано алюмінієвий сплав типу D16 (анодований), який поєднує механічну міцність, термостійкість і здатність до електромагнітного екранування. Внутрішні стінки покриті спеціальним чорним матовим покриттям з низьким коефіцієнтом відбиття (наприклад, на основі

поліуретану з вуглецевими наночастинками), що дозволяє поглинати розсіяне світло. Така комбінація матеріалів забезпечує точність фотометричних вимірювань навіть у складних умовах експлуатації.

Компоненти всередині корпусу кріпляться за допомогою гвинтових з'єднань із фіксаторами. Кювета закріплена в пазах, які забезпечують її точне розташування у світловому каналі. Плата з фотодетектором встановлюється на демпфуючих гумових прокладках для зменшення впливу вібрацій. Джерело світла закріплене у металевому патроні з радіатором, а лінзи встановлюються в прецизійні втулки з регулюванням фокусної відстані.

Механізм колеса світлофільтрів є окремим функціональним блоком, розташованим між джерелом світла і кюветою. Колесо має діаметр 60 мм, містить 6 отворів для стандартних інтерференційних фільтрів діаметром 12.5 мм. Матеріалом колеса є чорний поліамід PA6, що забезпечує легкість, міцність та низький коефіцієнт відбиття. Фільтри фіксуються в гніздах за допомогою кільцевих пружин.

Привід колеса реалізовано за допомогою крокового двигуна типу 28BYJ-48, який забезпечує точне позиціювання. Привід є прямим, без редуктора: вал двигуна безпосередньо з’єднаний із віссю колеса через м’яку муфту. Це спрощує конструкцію і зменшує люфти. Для визначення позиції фільтра використовується оптична індексація – на нижній частині колеса встановлено мітки, які проходять через оптопару TCRT5000, що сигналізує про "домашню" позицію. Після цього мікроконтролер рахує імпульси для позиціонування на потрібний фільтр.

Для забезпечення плавного обертання колеса використовуються мініатюрні радіальні підшипники типу MR105ZZ, що мають внутрішній діаметр 5 мм, зовнішній – 10 мм і забезпечують надійність обертання при високій циклічності перемикань.

Уся конструкція легко розбирається для технічного обслуговування, а компонування корпусу забезпечує ефективне охолодження та екранування як світлове, так і електромагнітне. Конструктивні особливості корпусу та колеса

фільтрів зображено на рисунку 4.5. Розроблена геометрія дає змогу проводити калібрування та заміну фільтрів без порушення оптичної осі приладу.

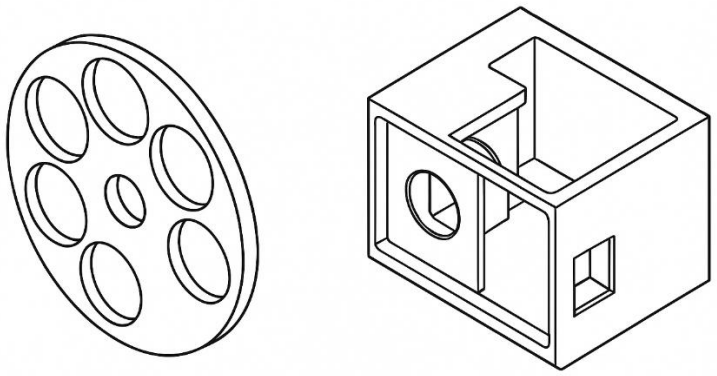

Рисунок 4.5 – Ізометричне зображення корпусу оптичного модуля та колеса фільтрів

4.3.2 Розробка друкованої плати (ДП) для оптичного модуля

Проектування друкованої плати (ДП) для оптичного модуля є надзвичайно важливим етапом у розробці системи, оскільки точність вимірювання фотометричних параметрів безпосередньо залежить від якісної обробки аналогового сигналу. Основною метою розробки було створення плати, котра забезпечує мінімізацію шумів, надійне живлення, електромагнітну сумісність та зручність монтажу компонентів у корпусі оптичного модуля.

Розміщення компонентів на друкованій платі здійснювалося з урахуванням зонування: аналогові компоненти (фотодіод, операційний підсилювач, фільтруючі елементи) розташовані на одному боці плати, якомога далі від цифрової частини (мікроконтролер, інтерфейсні мікросхеми, драйвери двигунів). Це дозволяє зменшити рівень електромагнітних перешкод, які можуть впливати на чутливий аналоговий тракт.

Живлення аналогової частини здійснюється від окремої лінії +5 В через фільтруючі елементи (конденсатори 100 нФ та 10 мкФ), розміщені

безпосередньо біля мікросхем. Усі компоненти заземлені за принципом зірки — аналогова й цифрова "землі" з'єднуються в одній точці, біля джерела живлення. Це дозволяє уникнути замикання шумових струмів через спільні контури та знижує потенційні паразитні наводки.

На етапі трасування особливу увагу приділено маршрутам проходження чутливих аналогових сигналів від фотодіода до АЦП. Ці доріжки зроблені максимально короткими, не перетинаються з цифровими шинами та розміщені на окремому полігоні заземлення, що слугує як екран. Для ще кращого захисту застосовані захисні кільця (guard rings) навколо входів ОП. Широкі доріжки (шириною 1 мм і більше) використано для ліній живлення галогенової лампи та крокового двигуна, аби зменшити падіння напруги та запобігти локальному нагріванню.

Розміщення термочутливих компонентів, таких як ОП, виконано з дотриманням правил теплової ізоляції. Біля них залишено вільний простір для вентиляції, а теплонагріваючі елементи (наприклад, драйвери двигунів) розміщено на іншій стороні плати або ізольовано металевими радіаторами.

На рисунку 4.6 зображено макет друкованої плати з розміщенням основних елементів:

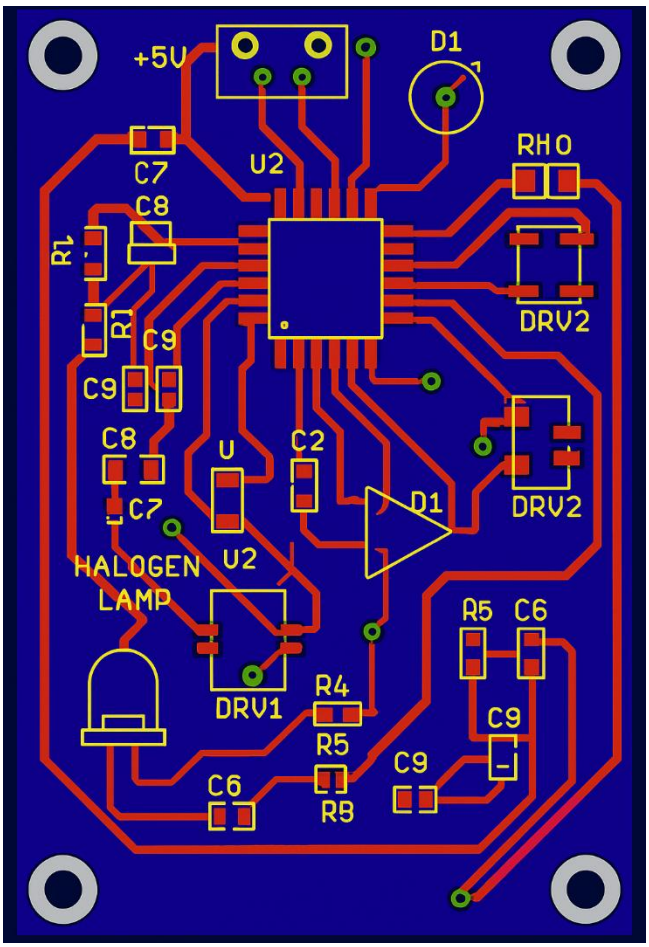


Рисунок 4.6 – Розміщення компонентів та трасування друкованої плати оптичного модуля

У розробці плати застосовано 2-шарову структуру з розміщенням головних сигнальних доріжок на верхньому шарі та полігонів живлення і заземлення — на нижньому. Програмне забезпечення для розводки — KiCad, що дозволяє експортувати плату для автоматизованого виготовлення, а також створити 3D-модель для перевірки сумісності з корпусом.

Розроблена плата забезпечує ефективну фільтрацію, надійне підключення джерел живлення, точне передавання аналогового сигналу та надає повну функціональність для управління всіма складовими оптичного модуля.

### 4.3.3 Технологія виготовлення та складання модуля

Технологічний процес виготовлення оптичного модуля охоплює декілька послідовних етапів: виготовлення друкованої плати (ДП), монтаж компонентів,

складання оптичного тракту, встановлення модуля в корпус, а також контроль якості на кожному з етапів.

Виготовлення друкованої плати здійснюється за допомогою професійного серійного виробництва (наприклад, на підприємствах типу JLCPCB, Eurocircuits, тощо), де використовується фотолітографічна технологія. В процесі виготовлення застосовується нанесення фоторезисту, експонування за допомогою шаблону (гербера), хімічне травлення міді, свердління отворів, їх металізація (гальванічна), нанесення захисної паяльної маски та шовкографічного маркування для зручності монтажу. Для реалізації двошарової плати використовується FR-4 як основний діелектрик, що забезпечує необхідну жорсткість, стабільність та електроізоляцію.

Монтаж компонентів залежить від типу елементів. Основна частина пасивних компонентів (резистори, конденсатори, деякі ОП) виконується у вигляді поверхневого монтажу (SMD) методом ручного встановлення за допомогою пінцета, оскільки йдеться про виготовлення прототипу. Пайка здійснюється ручним способом за допомогою паяльної станції з регулюванням температури, що дозволяє уникнути перегріву чутливих компонентів.

Компоненти, які потребують надійної механічної фіксації — роз’єми, галогенова лампа, деякі великогабаритні конденсатори — встановлюються методом наскрізного монтажу (THT) з подальшою пайкою з боку доріжок. Такий підхід дозволяє забезпечити механічну надійність та можливість легкої заміни при обслуговуванні або тестуванні.

Складання оптичного тракту потребує особливої точності, оскільки правильне позиціонування елементів впливає на точність фотометричних вимірювань. Джерело світла (галогенова лампа) монтується в алюмінієвий патрон з тепловідведенням та орієнтується по оптичній осі. Лінзи, якщо використовуються, фіксуються у втулках з можливістю мікрорегулювання відстані. Колесо фільтрів встановлюється на підшипниках, а положення фільтрів контролюється оптичними або магнітними датчиками позиції. Фотодетектор розміщується на кінці оптичного каналу в точці фокусування

пучка, що пройшов крізь кювету. Для забезпечення співвісності використовується лазерне або механічне юстування.

Кріплення друкованої плати в корпусі здійснюється за допомогою латунних або пластикових стійок висотою 5–10 мм з різьбовими отворами під гвинти М2.5. Таке кріплення забезпечує достатню жорсткість, запобігає деформації плати та дозволяє легко її демонтувати при обслуговуванні.

# РОЗРОБКА ПИТАНЬ ОХОРОНИ ПРАЦІ

## 5.1. Аналіз небезпечних та шкідливих факторів при експлуатації приладу

Під час використання біохімічного аналізатора у ветеринарній лабораторії оператор може зіштовхуватися з низкою потенційно небезпечних чи шкідливих чинників, котрі вимагають відповідного врахування при проєктуванні, складанні та обслуговуванні приладу. Ці чинники умовно поділяються на фізичні, хімічні, біологічні та психофізіологічні.

5.1.1 Фізичні небезпечні та шкідливі фактори

Одним з найважливіших ризиків є електрична небезпека, зокрема враження електричним струмом. Це може бути спричинено пошкодженням ізоляції дротів, несправністю блока живлення, відсутністю заземлення чи неправильним підключенням. Наявність змінної напруги 220 В у адаптері живлення, а також використання джерел постійної напруги (12 В, 5 В) вимагає ретельного контролю електробезпеки. Також треба брати до уваги ризик коротких замикань, локального перегріву елементів та ймовірності займання електронних компонентів.

До механічних небезпек належить наявність рухомих частин, зокрема колеса фільтрів та механізму перистальтичного насоса. При обслуговуванні або тестуванні з відкритим корпусом існує ризик защемлення або травмування пальців. При неправильному виготовленні корпусу можливі гострі краї або неякісні з’єднання, що теж несуть небезпеку. Крім того, прилад вагою понад 2 кг при падінні чи нестійкому розміщенні може становити загрозу для оператора.

Оптичні небезпеки пов’язані з використанням галогенової лампи, котра випромінює інтенсивне світло в УФ- та ІЧ-діапазоні. При прямому погляді на джерело світла, особливо без захисного екрана, можливе пошкодження сітківки ока. Світлові відблиски можуть спричиняти подразнення або втому зору.

Термічні ризики виникають при дотику до нагрітих елементів — лампи, стабілізатора напруги, елемента Пельтьє, радіаторів драйверів двигунів. При перегріві через несправності у вентиляції або неправильному розміщенні прилад може вийти з ладу або стати джерелом займання.

Шум та вібрація, створені роботою вентиляторів, крокових двигунів і перистальтичного насоса, можуть призводити до дискомфорту оператора, особливо при тривалій експлуатації в умовах лабораторії без акустичного захисту.

5.1.2 Хімічні небезпечні та шкідливі фактори

Під час роботи з біохімічними реагентами оператор взаємодіє з агресивними рідинами, які можуть бути небезпечними при потраплянні на шкіру чи слизові оболонки. Серед таких сполук – кислоти, луги, органічні розчинники, що використовуються в реакціях або для промивання каналів системи. При розливах чи випаровуванні в закритому приміщенні можлива інгаляційна інтоксикація.

Окрім цього, можливе забруднення приладу та робочої поверхні залишками реагентів, що ускладнює обслуговування, спричиняє корозію та погіршення санітарно-гігієнічного стану робочого місця.

5.1.3 Біологічні небезпечні та шкідливі фактори

Робота з біологічними зразками тварин (кров, сироватка, сеча) супроводжується ризиком інфікування оператора зоонозами – заразними хворобами, спільними для тварин і людини. Контакт із забрудненими поверхнями або інструментами, утворення аерозолів при аспірації чи промиванні, пошкодження цілісності шкіри можуть стати джерелом передачі збудників (бактерій, вірусів, грибів, паразитів).

Окрему небезпеку становить утворення аерозольних часток у процесі роботи перистальтичного насоса, що може спричинити потрапляння біологічного матеріалу в повітря і подальшого інгаляційного зараження.

Значну небезпеку становить контамінація (забруднення) робочого місця, одягу, обладнання біологічними речовинами, що вимагає постійного

дотримання санітарно-гігієнічних норм та обов’язкового використання індивідуального захисту.

5.1.4 Психофізіологічні фактори

Робота з біохімічним аналізатором супроводжується напруженням зору через взаємодію з дрібними складниками, постійний перегляд даних на екрані та контроль роботи системи. За відсутності пауз це може викликати перевтому, послаблення уваги та ризик помилок.

Одноманітність операцій (повторювані дії при підготовці, калібруванні, аналізі) сприяє стомленню та втраті концентрації, що підвищує ризик виникнення аварійних обставин.

До того ж, психологічний дискомфорт може виникати через відповідальність за точність аналізів, а також роботу з потенційно небезпечними біологічними зразками, що створює стресові умови для оператора.

## 5.2. Розробка заходів із забезпечення безпечних умов праці

На підставі здійсненого аналізу можливих небезпечних та шкідливих виробничих чинників, пов'язаних з використанням біохімічного аналізатора у ветеринарній лабораторії, розроблено низку заходів, спрямованих на ліквідацію або зведення до мінімуму цих ризиків. Запропоновані заходи охоплюють організаційні, технічні, санітарно-гігієнічні аспекти, а також забезпечення засобами особистого захисту та дотримання правил пожежної безпеки.

5.2.1 Організаційні заходи

З метою запобігання травматизму та гарантування безпечної експлуатації пристрою передбачено проведення обов’язкових інструктажів з охорони праці для усього персоналу. Зокрема, оператори повинні проходити вступний, первинний, повторний, позаплановий та цільовий інструктажі.

В обов’язковому порядку розробляються інструкції з експлуатації, техніки безпеки при роботі з біологічними матеріалами, поводження з

реагентами, а також дій у надзвичайних обставинах (розлив рідини, ураження струмом, пожежа тощо).

До експлуатації пристрою допускаються лише особи, які пройшли медичний огляд, інструктаж і мають відповідну фахову підготовку. Для профілактики перенапруги зору та зниження монотонності праці встановлюється режим роботи з регламентованими перервами, відповідно до порад з охорони праці.

5.2.2 Технічні заходи

Для забезпечення електробезпеки впроваджено наступні рішення:

- заземлення металевого корпуса пристрою;

- застосування автоматичних вимикачів та запобіжників на кожному каналі живлення;

- подвійна ізоляція елементів високої напруги;

- гальванічна розв'язка між мережею змінного струму і внутрішньою схемою;

- встановлення захисних кришок на електронні компоненти та рухомі вузли.

У сфері механічної безпеки передбачено використання захисних кожухів на рухомі елементи (насос, колесо фільтрів), блокування запуску приладу при відкритому корпусі, а також заокруглення усіх потенційно травмонебезпечних деталей.

Для уникнення ризиків, пов’язаних з оптичним випромінюванням, джерело світла закрите захисним екраном, що блокує прямий погляд на лампу. Крім того, нанесені попереджувальні написи стосовно небезпеки впливу випромінювання.

Термічна безпека забезпечується використанням радіаторів охолодження на елементах, які схильні до перегріву, належною вентиляцією корпуса та наявністю маркування про нагрів поверхні.

У разі виникнення аварійної ситуації реалізується система сигналізації — світлодіодне або звукове попередження про несправність, перегрів, збої у позиціонуванні фільтрів або порушення герметичності системи.

5.2.3 Санітарно-гігієнічні заходи

Оператори зобов'язані дотримуватися правил особистої гігієни – миття рук перед і після роботи, тримання робочого місця в чистоті. Усі поверхні приладу та стіл мають періодично оброблятися дезінфекційними засобами після кожного застосування або у випадку виливу рідини. Приміщення лабораторії має бути обладнане припливно-витяжною вентиляцією для видалення парів хімічних реагентів та аерозолів. Освітлення мусить бути рівномірним і відповідати вимогам до зорових робіт (не менше 300 лк).

5.2.4 Забезпечення засобами індивідуального захисту (ЗІЗ)

Персонал лабораторії повинен бути забезпечений:

- лабораторним халатом (спецодягом);

- одноразовими рукавичками при роботі з біоматеріалами та хімічними реактивами;

- захисними окулярами або екранами при можливому ризику розбризкування або прямого впливу світла;

- респіраторами, у разі праці з летючими або отруйними речовинами.

5.2.5 Заходи пожежної безпеки

У безпосередній близькості від пристрою повинні бути встановлені вогнегасники типу ОП-2 або ВВК-2, придатні для гасіння електрообладнання. Всі евакуаційні шляхи мають бути вільними, а інструкції з пожежної безпеки — вивішені у зоні видимості.

Проводиться регулярна перевірка стану електропроводки, а також забороняється зберігання легкозаймистих речовин поблизу джерел тепла та живлення.

## 5.3. Розробка заходів з екологічної безпеки та утилізації відходів

Експлуатація лабораторного біохімічного аналізатора у ветеринарній практиці, окрім технічних та санітарно-гігієнічних моментів, вимагає дотримання вимог екологічної безпеки. В процесі роботи з пристроєм утворюються відходи різного класу небезпеки — біологічного, хімічного та електронного походження, котрі потребують правильного поводження, зберігання та утилізації згідно з чинними нормативами.

5.3.1 Місце приладу в системі екологічної безпеки

Біохімічний аналізатор збудовано як напівавтоматизовану замкнену систему, що знижує ризик безпосереднього контакту оператора зі шкідливими речовинами, а також зменшує можливість випадкового виливу чи потрапляння реагентів у навколишнє середовище. Всі реакції протікають у закритій проточній комірці, а промивання каналів здійснюється автоматично з подальшим збиранням рідин у спеціальний відсік для відходів. Разом з тим, прилад генерує біологічні та хімічні відходи, які мають бути як слід ідентифіковані та утилізовані.

Дотримання вимог екологічної безпеки під час роботи з приладом є обов’язковим, оскільки неправильне поводження з відходами може призвести до забруднення води, ґрунту та повітря, а також становити небезпеку для персоналу лабораторії та тварин.

5.3.2 Утилізація біологічно небезпечних відходів

Після закінчення аналізу лишаються відпрацьовані біологічні матеріали - зразки крові, сироватки, сечі, а також забруднені витратні матеріали (наконечники, пробірки, серветки). Ці відходи зараховуються як медичні відходи класу "В" (епідемічно небезпечні) і підлягають окремому збору в спеціальні жовті контейнери з кришками, що мають знак біологічної небезпеки. Перед ліквідацією такі відходи проходять обов’язкову дезінфекцію:

- автоклавування при температурі не менше 121 °С;

- або обробка дезінфікуючими засобами (на основі гіпохлориту, четвертинних амонієвих сполук).

Після знешкодження відходи передаються на утилізацію спеціалізованим організаціям, ліцензованим на поводження з небезпечними медичними відходами, згідно з вимогами ДСанПіН 2.2.7.029–99 та чинними місцевими нормативами.

5.3.3 Утилізація хімічних відходів

В процесі роботи з аналізатором використовуються буферні розчини, промивні рідини, хімічні реактиви, що здатні містити агресивні сполуки. Відпрацьовані хімічні відходи збираються у герметичні контейнери зі стійкого до хімічного впливу матеріалу та з відповідним маркуванням.

Усі хімічні відходи необхідно класифікувати за типами:

-неорганічні кислоти й основи;

- органічні розчинники;

- мийні та дезінфікуючі розчини;

- відходи, що містять важкі метали (якщо використовуються).

Зберігання здійснюється в роздільних ємностях, у добре провітрюваному приміщенні з контролем температури та без доступу до джерел займання. Подальша утилізація відбувається шляхом передачі спеціалізованим компаніям, які мають ліцензії на поводження з небезпечними хімічними сполуками.

5.3.4 Утилізація електричного та електронного обладнання (WEEE)

По закінченні терміну експлуатації біохімічного аналізатора або в разі його списання, прилад підлягає ліквідації відповідно до вимог директиви WEEE (Waste Electrical and Electronic Equipment). В рамках цієї процедури здійснюється демонтаж пристрою на складові частини:

- електронні плати (збір на переробку електроніки);

- металеві корпуси та кріплення (на металобрухт);

- пластикові елементи (на полімерну переробку);

- кабелі, роз’єми (з утилізацією міді).

Окрему увагу потрібно приділяти галогеновим лампам, які здатні містити шкідливі випари під час нагрівання, а також, за потреби, вбудованим батареям

резервного живлення. Ці компоненти мають бути вилучені окремо та передані до спеціальних пунктів прийому небезпечних відходів.

Отже, ліквідація відходів, що виникають при експлуатації аналізатора, повинна здійснюватися згідно з чинними екологічними стандартами та нормативів охорони довкілля. Реалізація цих заходів дає змогу зменшити вплив лабораторної діяльності на навколишнє середовище та гарантувати екологічну безпеку персоналу і тварин.

## 5.4 Заходи на випадок виникнення аварійних ситуацій

У роботі з біотехнічними системами для лабораторного аналізу у ветеринарії існує низка потенційних аварійних випадків, які потребують чітко визначеного алгоритму дій для забезпечення безпеки персоналу, збереження обладнання та запобігання поширенню забруднень.

У разі розливу біологічних рідин або хімічних реагентів працівник мусить негайно припинити роботу. Першим кроком є обмеження доступу до забрудненої зони з метою уникнення контакту інших осіб із потенційно небезпечними речовинами. Обов’язковим є застосування засобів індивідуального захисту (ЗІЗ), таких як рукавички, захисний халат, окуляри та маска. Поверхня очищається спеціальними серветками або абсорбентами, після чого обробляється дезінфікуючим розчином відповідно до типу забруднення (наприклад, на основі хлору або спирту). Усі забруднені матеріали (рукавички, серветки, елементи, що контактували з рідиною) збираються у спеціальні контейнери для біологічних або хімічних відходів і утилізуються згідно з інструкціями.

У випадку ураження електричним струмом найперше необхідно безпечно знеструмити прилад та загальне джерело живлення. Якщо це неможливо зробити дистанційно, необхідно скористатися ізолюючими засобами (наприклад, сухою дерев’яною палицею) для віддалення постраждалого від джерела струму. Далі негайно надається перша долікарська допомога

відповідно до наявних знань та навичок. Паралельно необхідно викликати швидку медичну допомогу. До приїзду лікарів потрібно постійно контролювати стан постраждалого, зокрема дихання, пульс, свідомість.

При виникненні пожежі всі працівники зобов’язані терміново припинити роботу та відключити електроживлення як самого приладу, так і всього приміщення. Якщо пожежа незначна та не становить загрози для життя, дозволяється застосування первинних засобів пожежогасіння — вогнегасника, піску або ковдри. В іншому випадку необхідно організовано евакуювати персонал у безпечну зону та викликати пожежну службу. До її прибуття не дозволяється самостійне гасіння пожежі, якщо це пов’язано з ризиком для життя.

У разі інших несправностей, таких як поява сторонніх звуків, запаху гару, диму або нестабільної роботи обладнання, необхідно негайно припинити його використання. Всі підозрілі ситуації мають бути зафіксовані, а відповідальна особа по технічному обслуговуванню — сповіщена. Категорично забороняється самостійне втручання в електронну частину пристрою без належної кваліфікації, оскільки це може призвести до додаткових пошкоджень або створити небезпеку для життя та здоров’я.

Зазначені заходи є обов’язковими для виконання всім персоналом лабораторії та мають бути доведені до відома у вигляді інструкції з охорони праці перед початком роботи з обладнанням.

# ВИСНОВОК

У процесі виконання бакалаврської роботи, присвяченої темі "Розробка біотехнічних систем лабораторного аналізу у ветеринарії", досягнуто основної цілі - формування техніко-функціональної концепції інноваційного лабораторного приладу, розробленого для потреб ветеринарної медицини, з врахуванням вимог щодо точності, надійності, економічної ефективності та безпеки.

1. Проведений аналіз сучасного стану ветеринарної діагностики виявив зростаючу потребу в автоматизованих системах, які забезпечують високу продуктивність, відтворюваність результатів та мінімізують вплив людського фактору. Аргументовано актуальність застосування фотометричних методів як універсального підходу для визначення широкого спектру біохімічних показників, що мають важливе діагностичне значення.

2. На основі детального аналізу було спроектовано структурну модель системи, яка включає: оптичний модуль з галогеновим джерелом світла та фільтрувальним колесом, проточну комірку з термостатом, фотодетектор, блоки аналогової обробки сигналу, аналого-цифрового перетворення, модуль керування та відображення результатів на дисплеї. Розроблено та обґрунтовано принципові електричні схеми ключових функціональних вузлів, включаючи блок збору сенсорних даних на основі ATmega328P та блок обробки та візуалізації даних на базі STM32F103C8T6.

3. Здійснено моделювання ключових блоків у середовищі MATLAB/Simulink, що дало змогу перевірити працездатність схемотехнічних рішень, оцінити динаміку сигналів на виходах фотодіода, підсилювачів та фільтрів. Результати симуляцій підтвердили коректність розрахунків та відповідність характеристик вимогам щодо точності та стабільності.

4. Обґрунтовано конструктивні рішення, вибір матеріалів, тип друкованої плати та корпусу, з врахуванням умов експлуатації у ветеринарній лабораторії. Визначено технології виготовлення: фотолітографія, комбінований монтаж

(THT/SMD), хвильова пайка, складання та тестування із застосуванням засобів контролю якості.

5. Особливу увагу приділено питанням безпеки: розроблено комплекс заходів з охорони праці, інструкції для аварійних ситуацій, рекомендації щодо роботи з біологічними матеріалами та електронними компонентами.

Практична цінність виконаної роботи полягає у можливості адаптації результатів до розробки функціонального лабораторного аналізатора, який може використовуватися у ветеринарних клініках, мобільних лабораторіях або сільськогосподарських підприємствах. Створена система є масштабованою, програмно-конфігурованою та здатною до подальшої модернізації, наприклад, через розширення спектру аналізів або підключення до цифрових систем моніторингу.

Таким чином, поставлені завдання у роботі успішно реалізовані, а отримані результати створюють підґрунтя для подальших досліджень, створення дослідного зразка та впровадження розробленої біотехнічної системи в практику ветеринарної медицини.

# СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Слюсар В.И. Проектування біомедичних приладів. – Київ: НТУУ "КПІ", 2023. – 250 с.

2. Патент України № 147256. Біотехнічна система для аналізу біоматеріалів. – Опубл. 25.03.2021. – Бюл. №12.

3. Біла І.М., Кучеренко О.І. Сучасні біотехнології у ветеринарії: навч. посіб. – Харків: Фактор, 2020. – 248 с.

4. Самсонов А.П. Біотехнічні системи в медицині та ветеринарії: теорія та практика. – К.: Вища школа, 2019. – 372 с.

5. Дубровіна Л.І. Основи лабораторної діагностики тварин: навчальний посібник. – Львів: ЛНУВМБ, 2018. – 196 с.

6. Yadav, A. & Srivastava, N. Advances in veterinary diagnostics: Technologies and applications. «Journal of Veterinary Science & Technology», 2021, 12(5), 1–8. (https://doi.org/10.4172/2157-7579.1000650)

7. Kim, J., Campbell, A.S., de Ávila, B.E., Wang, J. Wearable biosensors for healthcare monitoring. «Nature Biotechnology», 2019, 37, 389–406. (https://doi.org/10.1038/s41587-019-0045-y)

8. Державні санітарні норми та правила при роботі з лабораторним обладнанням. – Наказ МОЗ України № 400 від 01.08.2012.

9. Попов А.В., Ковальчук С.О. Перистальтичні насоси у медичних біотехнічних системах. «Біомедична інженерія і технологія», 2020, № 3, с. 27–33.

10. Zhang, Y., Zhao, Y., & Liu, J. Peltier Module Temperature Control in Biomedical Devices. «EEE Transactions on Instrumentation and Measurement», 2020, 69(12), 9873–9881. (https://doi.org/10.1109/TIM.2020.2998422)

11. Патент України № 147256. Біотехнічна система для аналізу біоматеріалів. – Опубл. 25.03.2021. – Бюл. №12.

12. Григоренко О.А., Мельник Н.С. Основи оптичних методів у біомедичній техніці. – Київ: Політехніка, 2021. – 214 с.

13. Preechayasomboon, P. et al. Design of Optical Filter Wheels in Clinical Analyzers. «Sensors and Actuators A: Physical», 2022, 336, 113410. (https://doi.org/10.1016/j.sna.2021.113410)

14. ISO 13485:2016 Medical devices – Quality management systems – Requirements for regulatory purposes. International Organization for Standardization, 2016.

15. Слюсар В.І. Основи електроніки та схемотехніки для медичних пристроїв. – Дніпро: НГУ, 2020. – 264 с.

16. Dawson, C. Practical Design and Application of Signal Processing Systems in Lab Automation. «Biomedical Signal Processing and Control», 2020, 59, 101920. (https://doi.org/10.1016/j.bspc.2020.101920)

17. Коваленко В.П., Снітинський В.В. Мікроконтролери в біомедичних пристроях. Збірник наукових праць НУБіП України. Серія: Технічні науки, 2022, Вип. 2, с. 56-62.

18. Мельник І. І., Петренко В. О. Автоматизація лабораторних досліджень у біомедицині. – К.: Техніка, 2019. – 310 с.

19. European Parliament and Council. Regulation (EU) 2017/746 on in vitro diagnostic medical devices. 2017.

20. Канівець М.О., Зацеркляна Н.С. Біологічні сенсори: принципи та застосування. – Харків: ХНУРЕ, 2023. – 190 с.