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

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

Система інтерферометрії зразків крові

Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ–24м
спеціальності 163 Біомедична інженерія
_____ Мойсеєв Д. К.

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

Опонент: к. т. н., доц. каф. ІРТС
_____ Притула М. О.

Допущено до захисту
Завідувач кафедри БМІОЕС
_____ к. т. н., доц. Коваль Л. Г.
«8» 12 2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія

Спеціальність 163 Біомедична інженерія

Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

_____ Л. Г. Коваль

«24» 09 2025 р.

З А В Д А Н Н Я

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Мойсеєву Дмитрію Костянтиновичу

1. Тема роботи: Система інтерферометрії зразків крові.

Керівник роботи: Павлов С. В., д-р. техн. наук, професор

затверджені наказом ВНТУ від «24» вересня 2025 року № 313.

2. Строк подання студентом роботи «08» грудня 2025 року.

3. Вихідні дані до роботи: лазерний пристрій для спекл-аналізу крові, система активної термостабілізації на елементах Пельтьє; напівпровідниковий лазер ІЧ-діапазону, мікроконтролерне керування, середовище NI LabVIEW, патенти, науково-технічна література.

4. Зміст текстової частини: аналіз методів лазерної спекл-діагностики біологічних рідин, обґрунтування вибору компонентної бази та середовищ розробки, розробка структурної та принципової схем пристрою з системою термостабілізації, розробка програмного забезпечення мікроконтролера та інтерфейсу користувача, тестування прототипу приладу.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: структурна схема лазерного пристрою для спекл-аналізу крові, результати моделювання перехідних процесів у середовищі

Micro-Cap, блок-схеми алгоритмів роботи мікроконтролера та програмного забезпечення ПК.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Павлов С. В. д. т. н., проф. каф. БМІОЕС	24.09.25	8.12.25
Економічна частина	Козловський В. О. к. е. н., проф. каф. ЕПВМ	6.10.25	28.11.25

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

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

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

Здобувач _____ Дмитрій МОЙСЕЄВ

Керівник роботи _____ Сергій ПАВЛОВ

АНОТАЦІЯ

Мойсеєв Д.К. Система інтерферометрії зразків крові: магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2025. 93 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 21 найм.; 15 рис.; 13 табл.

В магістерській кваліфікаційній роботі розглянуті методи оптичної діагностики біологічних рідин, зроблено огляд фізичних основ спекл-інтерферометрії. У другому розділі обґрунтовано вибір програмних засобів для схемотехнічного моделювання та розробки програмного забезпечення. У третьому розділі розроблено структурну схему лазерного пристрою, спроектовано прецизійний драйвер живлення та впроваджено систему активної термостабілізації на елементах Пельтьє. Проведено моделювання роботи електронних вузлів. У четвертому розділі розроблено алгоритми керування для мікроконтролера STM32 та реалізовано графічний інтерфейс користувача у середовищі LabVIEW. Показано, що розроблений апаратно-програмний комплекс забезпечує стабільність вимірювань та дозволяє отримувати якісні спекл-зображення в реальному часі.

Ключові слова: лазерний спекл-аналіз, плазма крові, термостабілізація, елемент Пельтьє, мікроконтролер, LabVIEW.

ABSTRACT

Moyseyev D.K. Blood sample interferometry system: master’s thesis in specialty 163 Biomedical engineering, education programme «Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering». Vinnytsia : VNTU, 2025. 93 p.

In Ukrainian. Refs.: 21 titles.; 15 figs.; 13 tables.

The Master's qualification thesis examines methods of optical diagnostics of biological fluids and reviews the physical fundamentals of speckle interferometry. The second section substantiates the choice of software tools for circuit simulation and software development. In the third section, the structural diagram of the laser device is developed, a precision power driver is designed, and an active thermal stabilization system based on Peltier elements is implemented. Simulation of electronic components operation is performed. The fourth section develops control algorithms for the STM32 microcontroller and implements a graphical user interface in the LabVIEW environment. It is shown that the developed hardware-software complex ensures measurement stability and allows obtaining high-quality speckle images in real time.

Keywords: laser speckle analysis, blood plasma, thermal stabilization, Peltier element, microcontroller, LabVIEW.

ЗМІСТ

Зміст
ВСТУП 6
1 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ЛАЗЕРНОЇ СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ 9
1.1 Особливості розсіювання лазерного випромінювання у біологічних тканинах та рідинах 9
1.1.1. Фізичні механізми формування спекл-полів 9
1.1.2. Методи отримання спекл-картин 11
1.1.3. Динамічне розсіювання світла 12
1.1.4. Статичне розсіювання світла 15
1.1.5. Спекл-інтерферометрія біологічних об'єктів 16
1.2. Розсіювальні властивості плазми крові 18
1.2.1. Фібриноген 19
1.2.2. Механізм згортання крові 19
1.2.3. Кінетика ферментативного перетворення фібриногену в модельних середовищах 21
1.2.4. Методи стабілізації крові та антикоагуляція 22
1.2.5. Динаміка зміни дисперсного складу плазми крові у часі 23
1.2.6. Діагностичний потенціал аналізу білкових фракцій методами світлорозсіювання 25
1.3 Математичні методи обробки спекл-зображень та аналіз формування контрасту 27
1.4 Висновки до розділу 1 29
2 МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ 31
2.1 Характеристика середовища схемотехнічного моделювання Micro-Cap 31
2.2 Особливості конфігурування мікроконтролерів у середовищі STM32CubeMX 32
2.3. Середовище розробки вбудованого ПЗ IAR Embedded Workbench for Arm 34
2.4. Графічне середовище програмування NI LabVIEW 2019 36
2.5 Висновки до розділу 2 37
3 РОЗРОБКА БУДОВИ ЛАЗЕРНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ СПЕКЛ-АНАЛІЗУ КРОВІ 39

3.1 Розробка структурної схеми пристрою для спекл-аналізу крові 39
3.2. Обґрунтування вибору джерела оптичного випромінювання..... 41
3.3. Розробка принципової електричної схеми драйвера лазерного діода..... 44
3.4. Обґрунтування вибору елементної бази системи термостабілізації 47
3.5. Вибір мікроконтролерного керуючого модуля..... 50
Розробка конструкції корпусу та термостатованого кюветного відділення.... 52
3.7 Висновки до розділу 3 54
4 ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЛАЗЕРНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ СПЕКЛ-АНАЛІЗУ КРОВІ..... 56
4.1. Алгоритмічне забезпечення мікроконтролерного модуля 56
4.2 Реалізація низькорівневого програмного забезпечення та конфігурація периферії 59
4.3 Проектування алгоритму функціонування клієнтського програмного забезпечення 62
4.4. Реалізація графічного інтерфейсу користувача в середовищі NI LabVIEW 63
4.5 Висновки до розділу 4 66

ВСТУП

Актуальність дослідження. Оптична біомедична діагностика, що базується на аналізі розсіяного світла, є одним із найбільш перспективних напрямків сучасної інженерії. Зокрема, використання когерентного монохроматичного лазерного випромінювання дозволяє отримувати спекл-інтерферометричні картини, які несуть унікальну інформацію про структуру та динаміку досліджуваного об'єкта.

Методи лазерної спекл-інтерферометрії демонструють високу ефективність у широкому спектрі задач: від оцінки життєздатності клітинних культур та моніторингу мікроциркуляції крові до безконтактної реєстрації гемодинамічних параметрів. Згідно з прогнозами провідних дослідників [1–4], сфера застосування цих технологій у найближчі роки буде лише розширюватися, охоплюючи нові методи експрес-діагностики.

Однак, широке впровадження лазерних систем у медичну практику стикається з низкою інженерних викликів [5–8]. Ключовою проблемою при розробці доступних діагностичних пристроїв є забезпечення стабільності параметрів випромінювання напівпровідникових лазерів. Практичний досвід показує, що при тривалій роботі, особливо в умовах недостатнього тепловідведення, лазерні діоди схильні до перегріву. Це призводить до дрейфу довжини хвилі, зниження когерентності та деградації випромінювального кристала, що критично впливає на точність спекл-аналізу та достовірність діагностичних даних.

Таким чином, розробка спеціалізованих апаратно-програмних комплексів, які поєднують високу чутливість спекл-методів із надійними системами стабілізації параметрів лазера, є актуальним науково-технічним завданням.

Мета магістерської кваліфікаційної роботи полягає у розробці та дослідженні високостабільної лазерної системи для спекл-інтерферометричного

аналізу плазми крові, що забезпечує довговічність експлуатації та відтворюваність результатів вимірювань.

Завданнями магістерської кваліфікаційної роботи є:

1. Провести аналіз науково-технічної літератури щодо методів дослідження біологічних рідин на основі розсіяного лазерного випромінювання.
2. Обґрунтувати структурну схему та принцип роботи приладу для спекл-аналізу з урахуванням вимог до термостабілізації джерела випромінювання.
3. Здійснити вибір та обґрунтування елементної бази (лазерного модуля, оптичних елементів, мікроконтролера, датчиків).
4. Розробити принципову електричну схему блоку живлення та системи керування терморежимом лазера.
5. Розробити вбудоване програмне забезпечення (firmware) для керуючого мікроконтролера.
6. Створити прикладне програмне забезпечення для ПК для візуалізації, обробки спекл-зображень та взаємодії з пристроєм.

Об'єкт магістерської кваліфікаційної роботи: процеси взаємодії когерентного лазерного випромінювання з біологічними середовищами (плазмою крові).

Предмет магістерської кваліфікаційної роботи: апаратні та програмні засоби лазерної спекл-інтерферометрії для аналізу параметрів плазми крові.

Методи дослідження. Під час виконання магістерської роботи застосовувалися такі методи: аналітично-пошуковий метод; методи когерентної оптики та біофізики; методи схемотехнічного проектування та комп’ютерного моделювання електронних процесів; методи теорії автоматичного керування; методи алгоритмізації та візуального програмування; метод фізичного макетування та натурного експерименту.

Новизна одержаних результатів:

Дістало подальшого розвитку застосування методів динамічної спекл-інтерферометрії для аналізу плазми крові шляхом вдосконалення системи

стабілізації джерела випромінювання, що дозволяє підвищити точність реєстрації спекл-полів у часі.

Запропоновано алгоритм керування напівпровідниковим лазером, який враховує теплову інерцію системи, що забезпечує стабільність спектральних характеристик під час тривалих вимірювань.

Практичне значення одержаних результатів: Розроблений макет пристрою та програмне забезпечення можуть бути використані як основа для створення недорогих портативних аналізаторів згортання крові або моніторингу білкових фракцій у лабораторних та клінічних умовах. Запропоновані схемотехнічні рішення щодо живлення та охолодження лазера є універсальними і можуть бути застосовані в інших біомедичних приладах.

1 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ЛАЗЕРНОЇ СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ

1.1 Особливості розсіювання лазерного випромінювання у біологічних тканинах та рідинах

Лазерне випромінювання, на відміну від теплових джерел світла, характеризується високим ступенем просторової та часової когерентності, монохроматичності та спрямованості. При взаємодії такого випромінювання з біологічними об'єктами, які за своєю природою є оптично неоднорідними середовищами, відбувається процес багатократного розсіювання та дифракції світлових хвиль.

Коли когерентний пучок потрапляє на шорстку поверхню або проходить крізь об'ємно-неоднорідну субстанцію (наприклад, плазму крові), відбувається випадкова просторова модуляція хвильового фронту. Внаслідок цього формується складна структурна зміна розсіяного поля. При реєстрації такого випромінювання у дальній зоні дифракції спостерігається характерна плямиста структура, що отримала назву спекл-структура (або спекл-поле, від англ. *speckle* – пляма, цятка) [9].

1.1.1. Фізичні механізми формування спекл-полів

Спекл-поле є носієм унікальної інформації про досліджуваний об'єкт. Статистичні характеристики спеклів безпосередньо корелюють з параметрами шорсткості поверхні, структурною організацією речовини, щільністю розсіювачів та їх рухливістю [10].

Візуально картина об’єкта, що відбиває або пропускає монохроматичне світло, сприймається як хаотичний набір темних та світлих плям (гранул). Ця структура виникає внаслідок того, що більшість реальних об'єктів, зокрема

біологічні тканини, мають оптичні неоднорідності, розмір яких співмірний або перевищує довжину хвилі зондуючого випромінювання (λ) [11].

Фізичний механізм формування спеклів можна описати наступною моделлю. Поверхню або об'єм біооб'єкта можна уявити як сукупність великої кількості елементарних центрів розсіювання (вторинних джерел хвиль). Кожна така елементарна площадка відбиває або розсіює частину падаючої хвилі. Оскільки поверхня є шорсткою, оптичні шляхи, які долають хвилі від різних площадок до точки спостереження, відрізняються один від одного.

У точці спостереження відбувається суперпозиція (накладання) великої кількості когерентних хвиль, що мають випадкові фазові затримки. Результат цієї інтерференції визначає інтенсивність світла в даній точці:

- якщо хвилі приходять у фазі, відбувається конструктивна інтерференція (формується світла пляма — максимум інтенсивності);
- якщо хвилі приходять у протифазі, відбувається деструктивна інтерференція (формується темна ділянка — мінімум інтенсивності).

Таким чином, спекл-зображення — це стаціонарна або динамічна інтерференційна картина, утворена внаслідок накладання нерегулярних хвильових фронтів при когерентному освітленні оптично шорстких поверхонь або мутних середовищ [12]. Схематично модель розсіювання наведена на рисунку 1.1.

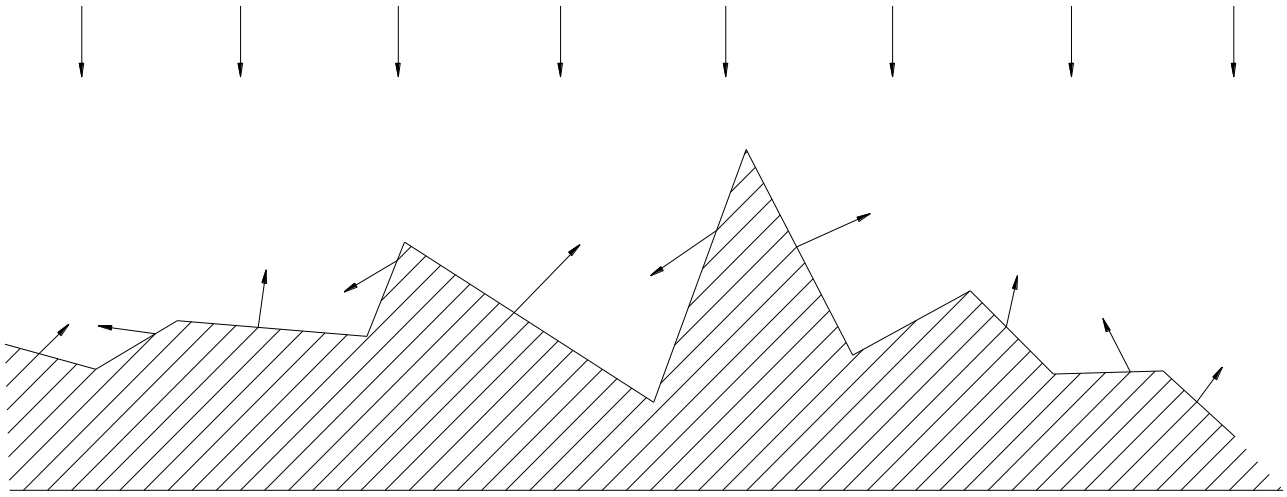

Рисунок 1.1 – Модель формування спекл-структури при розсіюванні когерентного світла на шорсткій поверхні

1.1.2. Методи отримання спекл-картин

Існує два основні підходи до реєстрації спекл-інтерферометричних зображень, вибір яких залежить від оптичних властивостей об'єкта дослідження. Перший метод базується на реєстрації когерентного випромінювання, що пройшло наскрізь через напівпрозорий об'єкт (схема «на просвіт»), другий — на фіксації випромінювання, відбитого від шорсткої поверхні (схема «на відбиття»).

При реалізації методу пропускання, пучок лазерного випромінювання спрямовується через систему оптичних елементів на досліджувану напівпрозору субстанцію. Внаслідок проходження світла крізь неоднорідне середовище відбувається розсіювання, і на екрані або фоточутливій матриці, встановленій позаду об'єкта, формується спекл-картина [13]. Типову оптичну схему такої системи наведено на рисунку 1.2.

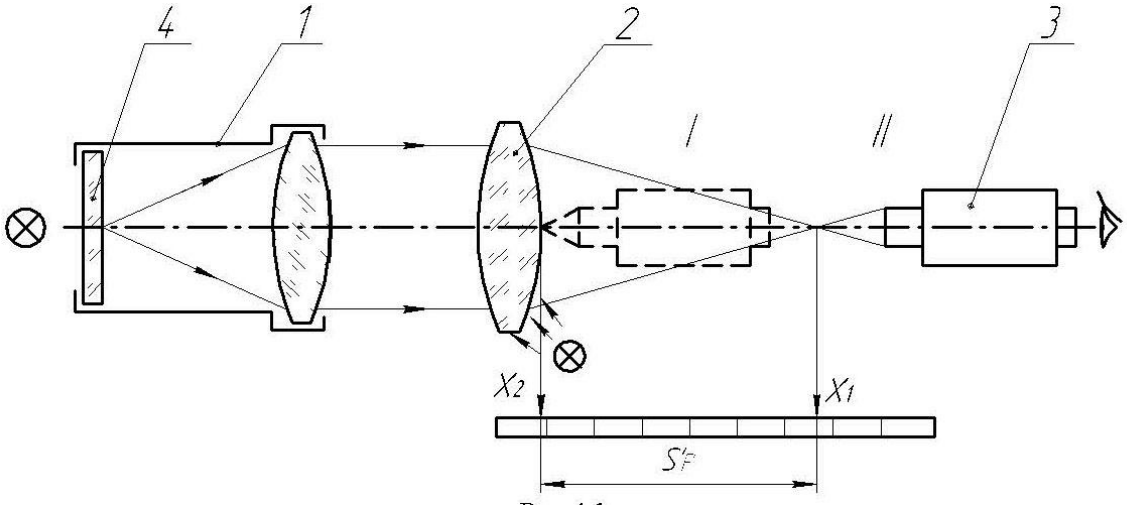

Рисунок 1.2 – Оптична схема для отримання спекл-інтерферометричних зображень напівпрозорих об’єктів: 1 – лазер; 2 – діафрагма; 3, 5 – лінзи; 4 – зразок на рухомій платформі; 6 – екран (детектор)

Даний метод є найбільш ефективним для дослідження об'єктів, що здатні пропускати світло. До таких відносяться різноманітні біологічні рідини, колоїдні розчини, дисперсні системи та зразки згрупованих мікроскопічних частинок (наприклад, мазки крові або суспензії клітин).

Метод відбиття реалізується за схемою, наведеною на рисунку 1.3. У цьому випадку промінь монохроматичного лазерного світла спрямовується на поверхню досліджуваного об'єкта під певним кутом. При взаємодії з шорсткою поверхнею відбувається дифузне відбиття, і у просторі перед об'єктом (на екрані або сенсорі камери) виникає інтерференційна спекл-картина [14].

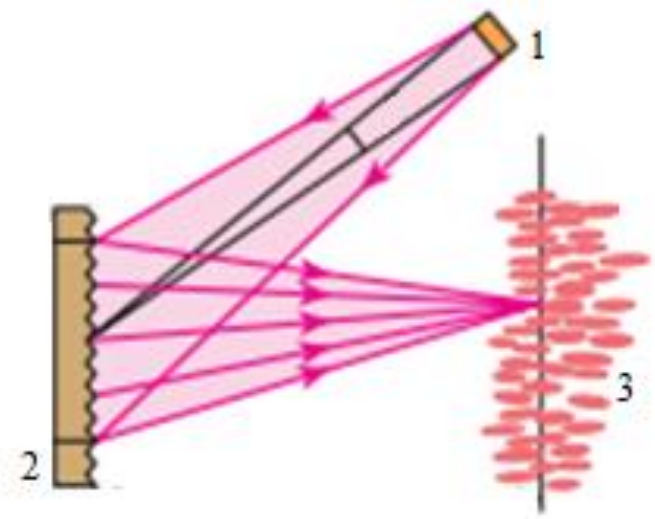

Рисунок 1.3 – Оптична схема для отримання спекл-картин від шорстких поверхонь: 1 – джерело когерентного світла; 2 – досліджувана поверхня; 3 – площина реєстрації спекл-інтерференційної картини

Подібна система є універсальною для всіх типів непрозорих об'єктів. Однак вона може застосовуватися і для певних напівпрозорих середовищ, оскільки навіть при проходженні світла вглиб матеріалу, значна частина випромінювання розсіюється у зворотному напрямку (backscattering), несучи інформацію про внутрішню структуру приповерхневого шару.

1.1.3. Динамічне розсіювання світла

Динамічне (квазіпружне) розсіювання світла (Dynamic Light Scattering — DLS) є високоефективним методом дослідження дисперсних систем, який

дозволяє визначати гідродинамічні радіуси зважених частинок рідини та аналізувати їх розподіл за розмірами.

Фізична основа методу базується на взаємодії монохроматичного випромінювання з мікрочастинками, що знаходяться у стані хаотичного броунівського руху. При розсіюванні світла на таких рухомих об'єктах виникає ефект Доплера, що призводить до розширення спектральної лінії падаючого випромінювання. Оскільки швидкості теплового руху частинок відносно невеликі, відповідні доплерівські зсуви частоти є малими і зазвичай лежать у діапазоні $0{,}1 \ldots 10^4$ Гц.

Враховуючи, що інтенсивність розсіяного світла на кілька порядків менша за інтенсивність зондуючого пучка, а частотні зсуви є незначними, пряме вимірювання спектрального розподілу за допомогою класичних спектрометрів є технічно складним завданням. Для вирішення цієї проблеми застосовуються методи оптичного змішування, які зводяться до гетеродинування або дослідження самобиття (homodyne detection) частот розсіяного світла [4].

Метод самобиття реалізується шляхом спрямування розсіяного світла на фотокатод квадратичного фотоприймача (фотопомножувача або фотодіода). На поверхні детектора відбувається інтерференція (биття) між різними спектральними компонентами розсіяного поля. В результаті фотострум на виході приймача виявляється промодульованим за амплітудою з частотою биттів (від нульової частоти до ширини спектра розсіювання). Спектр флуктуацій фотоструму однозначно відповідає спектру оптичного сигналу.

Спектральна густина потужності світла, розсіяного на флуктуаціях концентрації монодисперсних частинок, описується функцією Лоренца (Лоренціаном), максимум якої співпадає з частотою збуджуючого світла, а напівширина на напіввисоті (Γ) містить інформацію про коефіцієнт трансляційної дифузії частинок (D):

$$\Gamma = Dq^2 \tag{1.1}$$

де q — вектор розсіювання.

У свою чергу, коефіцієнт дифузії пов'язаний із гідродинамічним радіусом (R_h) сферичних частинок рівнянням Стокса-Ейнштейна [4]:

$$D = \frac{k_B T}{6\pi\eta R_h} \tag{1.2}$$

Для аналізу отриманих сигналів застосовують формалізм кореляційних функцій. Згідно з теоремою Вінера-Хінчина, спектральна потужність світла P(ω) є перетворенням Фур'є від часової кореляційної функції поля. Для монодисперсної системи броунівських частинок нормована кореляційна функція електричного поля $g^{(1)}(\tau)$ спадає експоненційно:

$$g^{(1)}(\tau) = e^{-\Gamma\backslash tau} \tag{1.3}$$

Однак на практиці фотодетектор реєструє інтенсивність, а не поле. Зв'язок між експериментально виміряною автокореляційною функцією інтенсивності $g^{(2)}(\tau)$та функцією поля $g^{(1)}(\tau)$ встановлюється співвідношенням Зігерта:

$$g^{(2)}(\tau) = 1 + \beta\left|g^{(1)}(\tau)\right|^2 \tag{1.4}$$

де β — параметр когерентності (фактор контрасту), що залежить від геометрії експерименту (розмірів джерела випромінювання та апертури фотоприймача).

Таким чином, алгоритм дослідження полягає у вимірюванні кореляційної функції інтенсивності, відновленні функції поля та подальшому розрахунку коефіцієнтів дифузії. Оскільки фотонна кореляційна спектроскопія є непрямим методом, для отримання розподілу частинок за розмірами застосовують складні математичні алгоритми регуляризації (наприклад, метод CONTIN), реалізовані у спеціалізованому програмному забезпеченні (наприклад, пакети DynaLS від Alango Ltd.).

Особливе значення метод має для дослідження процесів фазових переходів у біологічних рідинах, зокрема переходу «золь-гель» при згортанні плазми. Встановлено [4], що:

1. У стані «пре-гелю» (початкова стадія агрегації) форма автокореляційної функції відхиляється від чистої експоненти і набуває вигляду розтягнутої експоненти (функція Кольрауша-Вільямса-Ваттса).
2. При наближенні системи до точки гелеутворення, у спектрі з’являється повільна степенева компонента.
3. Зі збільшенням жорсткості гелю (утворенням фібринового згустку) показник степеня в кореляційній функції зменшується до нуля, що свідчить про повну зупинку броунівського руху великих кластерів.

1.1.4. Статичне розсіювання світла

Статичне (пружне) розсіювання світла (Static Light Scattering — SLS) — це метод оптичної діагностики, який базується на вимірюванні усередненої за часом інтенсивності розсіяного випромінювання. На відміну від динамічного методу, що аналізує рух частинок, статичне розсіювання дозволяє отримати інформацію про структурні параметри макромолекул у розчині, а саме:

- середньовагову молекулярну масу ($M_ω$) полімерів або білків;
- радіус інерції (гірації) молекул (R_g);
- другий віріальний коефіцієнт (A_2), який характеризує термодинамічну взаємодію між молекулами розчиненої речовини та розчинником.

Фізична природа методу полягає в тому, що для розчину макромолекул інтенсивність розсіяного світла визначається середньоквадратичною величиною флуктуацій концентрації частинок [4]. Ці флуктуації виникають внаслідок теплового руху і залежать від осмотичного тиску розчину, який, у свою чергу, пов'язаний з молекулярною масою.

Ключовою величиною, що вимірюється в експерименті, є співвідношення Релея (або коефіцієнт релеївського розсіювання) R_θ. Воно визначається як відношення інтенсивності світла I_θ, розсіяного під певним кутом θ (найчастіше 90°), до інтенсивності падаючого світла I_0, нормоване на відстань до детектора r:

$$R_\theta = \frac{I_\theta \cdot r^2}{I_0 \cdot V} \tag{1.5}$$

де V — розсіювальний об'єм.

У термодинамічному наближенні зв'язок між коефіцієнтом Релея, концентрацією розчину (C) та молекулярною масою (M_ω) описується рівнянням Дебая (для малих частинок) або Зімма:

$$\backslash frac\frac{K \cdot C}{R_\theta} = \backslash frac\frac{1}{M_w} + 2A_2C \tag{1.6}$$

де K — оптична константа приладу, що залежить від показника заломлення розчинника та довжини хвилі лазера.

Це рівняння показує, що вимірюючи розсіювання при різних (кінцевих) концентраціях зразка, можна побудувати графік залежності $\frac{K \cdot C}{R_\theta}$ від C. Екстраполяція цієї залежності до нескінченного розведення дозволяє знайти точку перетину з віссю ординат, яка чисельно дорівнює оберненій величині молекулярної маси ($\frac{1}{M_w}$). Нахил же прямої визначається другим віріальним коефіцієнтом (A_2), що дозволяє оцінити сили міжмолекулярної взаємодії (тяжіння або відштовхування) в досліджуваній плазмі крові.

1.1.5. Спекл-інтерферометрія біологічних об'єктів

Оскільки стохастична структура спекл-поля містить вичерпну інформацію про оптичні та геометричні параметри розсіювальної поверхні, методи

цифрового аналізу таких зображень сформували окремий напрямок вимірювальної техніки — спекл-інтерферометрію. Особливе місце в цьому напрямку посідає динамічна спекл-інтерферометрія, яка базується на безперервному в часі аналізі серії спекл-інтерферограм (або відеопотоку) для дослідження нестаціонарних процесів. Саме цей підхід знайшов широке застосування у біології та медицині, де об'єкти дослідження характеризуються власною мікроскопічною рухливістю [9].

Аналіз наукової літератури свідчить про універсальність методу для діагностики на різних рівнях організації біоматерії. Зокрема, на клітинному рівні в роботі [15] було продемонстровано ефективність методу для оцінки життєздатності та метаболічної активності культивованих клітин шляхом аналізу часової кореляції спеклів.

Значний обсяг досліджень присвячено моніторингу кровотоку та мікроциркуляції. Так, авторами роботи [16] розроблено апаратно-програмний комплекс для динамічної реєстрації біоспеклів, який дозволив дослідити особливості мікроциркуляції поверхневих тканин при моделюванні патологічних станів (артриту у мишей) та під час проведення фізіотерапевтичних процедур у людей. Аналогічні підходи застосовувалися в дослідженні [20], де система динамічної візуалізації успішно фіксувала оптичні зміни в судинах шкіри лабораторних тварин, корелюючи їх зі швидкістю кровотоку.

Окрім гемодинаміки, спекл-інтерферометрія дозволяє діагностувати структурні зміни тканин. У роботі [19] показано, що інтегральні параметри розподілу інтенсивності спекл-структур, отриманих при зондуванні епідермісу сфокусованим лазерним пучком, є чутливим маркером для дерматології. Це дозволяє кількісно оцінювати відмінності між здоровою шкірою та ділянками, ураженими псоріазом. Також існують розробки [18], що дозволяють на основі реєстрації спекл-інтерферограми з передпліччя людини безконтактно визначати пульс та тиск пульсової хвилі.

Перспективність методу підтверджується також його застосуванням для опосередкованої діагностики. Як зазначається в роботі [21], використання

динамічної спекл-інтерферометрії певних ділянок шкіри (зон Захар'їна-Геда) дозволяє отримувати дані про живлення, гемодинаміку та функціональний стан внутрішніх органів, а також виявляти вплив різноманітних стрес-факторів. Окремим напрямком є метрологічні застосування, наприклад, безконтактне вимірювання температури біологічних об'єктів на основі аналізу динаміки спеклів, запропоноване в роботі [17].

1.2. Розсіювальні властивості плазми крові

Плазма крові являє собою складну рідку біологічну середовище, що залишається після видалення з цільної крові формених елементів (еритроцитів, лейкоцитів та тромбоцитів). Процедура отримання зразків плазми є стандартизованим етапом клінічної лабораторної діагностики. Відокремлення рідкої фази здійснюється або шляхом прискореного осадження (центрифугування), або шляхом природної седиментації. Останній процес можливий завдяки суттєвій різниці густини формених елементів $\rho \approx 1{,}1 \cdot 10^3$ кг/м^3 та власне плазми $\rho \approx 1{,}3 \cdot 10^3$ кг/м^3) [9].

З фізико-хімічної точки зору плазма є багатокомпонентним розчином електролітів, низькомолекулярних органічних сполук та біополімерів. Іонний склад включає катіони, серед яких домінують натрій (Na^+ — 153 ммоль/кг води плазми), калій (K^+ — 5 ммоль/кг), кальцій (Ca^{2+} — 3 ммоль/кг) та магній (Mg^{2+} — 1 ммоль/кг). Аніонна складова представлена переважно хлоридами (Cl^- — 110 ммоль/кг) та гідрокарбонатами (HCO^-_3 — 28 ммоль/кг), а також незначною кількістю фосфатів (PO^{2-}_4) та сульфатів (SO^{2-}_4) з концентрацією близько 1 ммоль/кг. Крім того, у розчині присутні органічні кислоти (6 ммоль/кг) [22].

Оптичні властивості плазми, зокрема її здатність розсіювати світло, визначаються наявністю органічних компонентів: ліпідів, амінокислот, вуглеводів, пептидів та, насамперед, білків. До основних білкових фракцій належать альбуміни, глобуліни, преальбуміни, а також фактори згортання крові та їхні надмолекулярні агрегати. Сумарний вміст білків у плазмі коливається в

межах 70–75 г/л, що відповідає концентрації C_v ~ 7-8\%. Саме білки складають основну частину сухого залишку плазми і виступають ключовими центрами розсіювання лазерного випромінювання при проведенні спекл-аналізу [23].

1.2.1. Фібриноген

Ключову роль у системі гемостазу відіграє фібриноген (фактор I згортання) — розчинний глікопротеїн плазми крові, який під дією ферментів трансформується у нерозчинний фібрин, формуючи основу тромбу. Молекула фібриногену має складну тридоменну структуру: вона складається з двох термінальних D-доменів та одного центрального E-домену, з'єднаних між собою спіральними білковими тяжами (coiled-coil regions). Діаметр глобулярних доменів становить близько 60 Å (6 нм), а сумарна довжина молекули досягає 73 нм [22]. У фізіологічній нормі концентрація цього білка в плазмі крові людини варіюється в межах 2…4 г/л [9].

Для завдань оптичної діагностики важливо враховувати конформаційну лабільність білка. У роботі [24] методами динамічного розсіювання світла досліджено залежність гідродинамічного радіуса та форми молекул фібриногену від параметрів середовища. Встановлено, що зміни рівня pH та електролітного складу плазми суттєво впливають на третинну структуру білка. Це, у свою чергу, змінює його ефективний гідродинамічний радіус, що може бути зафіксовано високочутливими лазерними системами ще до початку процесу макроскопічного згортання.

1.2.2. Механізм згортання крові

Процес забору крові (ex vivo) неминуче ініціює каскад біохімічних реакцій, спрямованих на зупинку потенційної кровотечі. Цей складний багатостадійний процес регулюється системою ферментів, серед яких ключовими є тромбін та плазмін. Тромбін виступає основним активатором коагуляції: він каталізує

гідроліз фібриногену, відщеплюючи від нього фібринопептиди A і B, внаслідок чого утворюються мономери фібрину. Плазмін, навпаки, є основним ферментом фібринолізу, що відповідає за розщеплення фібринових згустків та запобігання надмірному тромбоутворенню в організмі [25].

З фізичної точки зору, процес згортання є фазовим переходом «золь-гель». Утворені мономери фібрину спонтанно полімеризуються: спочатку формуються протофібрили, які згодом латерально агрегують у товсті волокна, створюючи тривимірну фібринову сітку. Паралельно з цим, відщеплені пептиди піддаються подальшій деградації під дією карбокси- та амінопептидаз до окремих амінокислот, кінетика чого детально досліджена методами мас-спектрометрії у роботі [26].

На рисунку 1.4 схематично зображено процес ферментативного розщеплення фібриногену та подальшої самозбірки фібринової матриці.

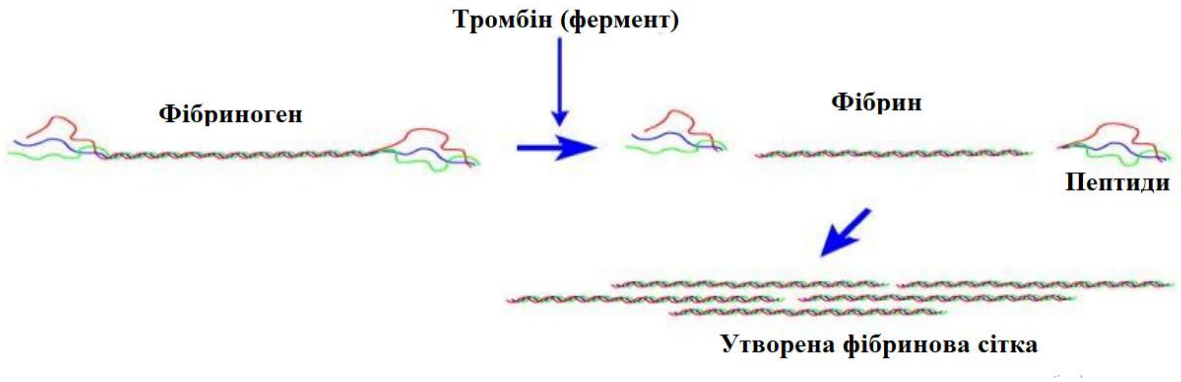

Рисунок 1.4 – Схематичне зображення процесу деградації фібриногену під впливом тромбіну і утворення фібринової сітки

Для методів світлорозсіювання цей процес є особливо показовим через свою дуалістичність. Деградація фібриногену призводить до появи дрібнодисперсної фракції (пептидів), тоді як полімеризація фібрину веде до появи гігантських супрамолекулярних структур (агрегатів). Така значна зміна розмірів розсіювачів у часі (від нанометрів до мікрометрів) викликає кардинальну зміну статистики спекл-поля, що дозволяє використовувати оптичні методи для моніторингу кінетики згортання в реальному часі.

1.2.3. Кінетика ферментативного перетворення фібриногену в модельних середовищах

Динаміка взаємодії фібриногену з тромбіном у контрольованих лабораторних умовах (in vitro) стала предметом детального аналізу в дослідженні [27]. Автори роботи застосували метод статичного розсіювання світла для моніторингу структурних змін у модельному розчині. Отримана часова залежність інтенсивності розсіяного випромінювання, зареєстрована під кутом розсіювання 30°, дозволила виявити стадійність процесу коагуляції (рис. 1.5).

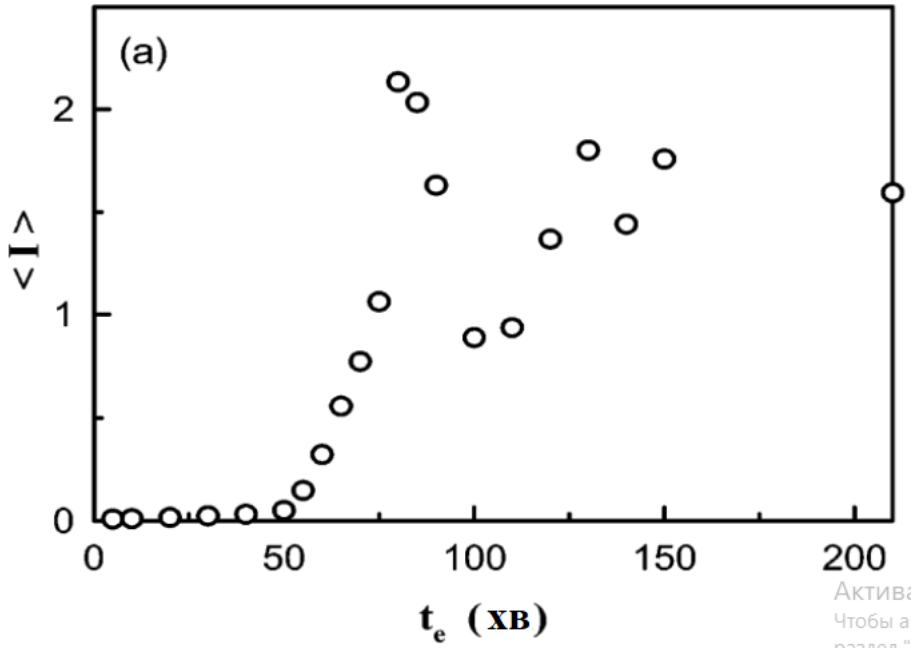

Рисунок 1.5 – Часова еволюція інтенсивності розсіяного випромінювання в модельній системі «фібриноген-тромбін» з високою концентрацією ферменту

Інтерпретація отриманих даних дозволяє виділити три ключові етапи реакції. Початковий період (тривалістю від 0 до 50 хвилин) характеризується стабільністю оптичного сигналу. Ця латентна фаза відповідає формуванню первинних фермент-субстратних комплексів, коли макроскопічні зміни в структурі розчину ще відсутні.

На наступному етапі (інтервал 50…75 хвилин) спостерігається різке, майже лінійне зростання амплітуди розсіяного світла. Це явище безпосередньо

корелює з початком полімеризації мономерів фібрину, що призводить до стрімкого збільшення як розмірів, так і кількості білкових агрегатів у досліджуваному об'ємі. Завершальна стадія процесу відзначається появою характерних осциляцій (коливань) інтенсивності. Таку поведінку сигналу дослідники пов'язують із формуванням просторової гелевої сітки та переходом системи у в'язкопружний стан.

Важливим висновком з наведених модельних експериментів є те, що специфічні флуктуації оптичного сигналу є надійним індикатором фазового переходу. Це дає підстави прогнозувати, що аналогічні ефекти — нестабільність та коливання інтенсивності спекл-поля — будуть фіксуватися і при лазерній діагностиці зразків нативної плазми крові під час її згортання.

1.2.4. Методи стабілізації крові та антикоагуляція

У фізіологічних умовах система гемостазу підтримує динамічну рівновагу між процесами коагуляції, що ініціюються протеолітичним розщепленням фібриногену тромбіном, та механізмами антикоагуляції і фібринолізу, які забезпечуються плазміном та природними інгібіторами. Однак при роботі з біологічними зразками *in vitro* (зокрема, при виділенні плазми) для запобігання спонтанному згортанню критично необхідним є використання хімічних стабілізаторів — антикоагулянтів. Найбільш поширеними у лабораторній практиці реагентами для консервації крові виступають цитрат натрію, етилендіамінтетраоцтова кислота (ЕДТА) та гепарин.

Серед зазначених речовин особливе місце посідає гепарин — природний метаболіт, що демонструє високу антикоагулянтну активність як в організмі (*in vivo*), так і в ізольованих зразках (*in vitro*). З біохімічної точки зору, ця сполука являє собою гетерогенну суміш полісульфатних ефірів глікозаміногліканів. Молекулярні параметри гепарину характеризуються середньою довжину ланцюга близько 9 нм та варіативною молекулярною масою в діапазоні 13…15 кДа.

Механізм дії препарату базується на утворенні каталітичного комплексу з білком плазми антитромбіном III. Така взаємодія багаторазово підсилює ефективність інгібування тромбіну, блокуючи каскад реакцій згортання. Окрім прямого антикоагулянтного ефекту, гепарин активує фібринолітичну систему, сприяючи розчиненню фібринових згустків.

Водночас, при проведенні оптичних досліджень слід враховувати здатність гепарину впливати на колоїдний стан плазми. Як зазначено в роботі [28], цей полісахарид може вступати у неспецифічні взаємодії з білковими фракціями, ініціюючи формування додаткових агрегатів. Цей фактор є суттєвим для методів світлорозсіювання, оскільки внесення гепарину може модифікувати кінетику білкової агрегації та вносити похибки в інтерпретацію часових параметрів згортання.

1.2.5. Динаміка зміни дисперсного складу плазми крові у часі

Експериментальні дослідження часової еволюції плазми крові *ex vivo* (після вилучення з організму) є критично важливими для розуміння стабільності біологічних зразків. У роботі [29] для моніторингу зміни розмірів та концентрації зважених частинок протягом тривалого періоду (до 30 годин) було успішно застосовано метод динамічного розсіювання світла.

Складність аналізу плазми полягає у її полідисперсності — наявності частинок суттєво різного розміру. Для отримання статистично достовірних результатів у згаданому дослідженні було реалізовано спеціалізований алгоритм обробки даних. Він базується на багаторазовому вимірюванні розподілу інтенсивності розсіяного випромінювання з подальшою побудовою гістограм частоти появи частинок певного гідродинамічного радіуса. Такий підхід дозволяє виділити стійкі моди розподілу на фоні випадкових флуктуацій.

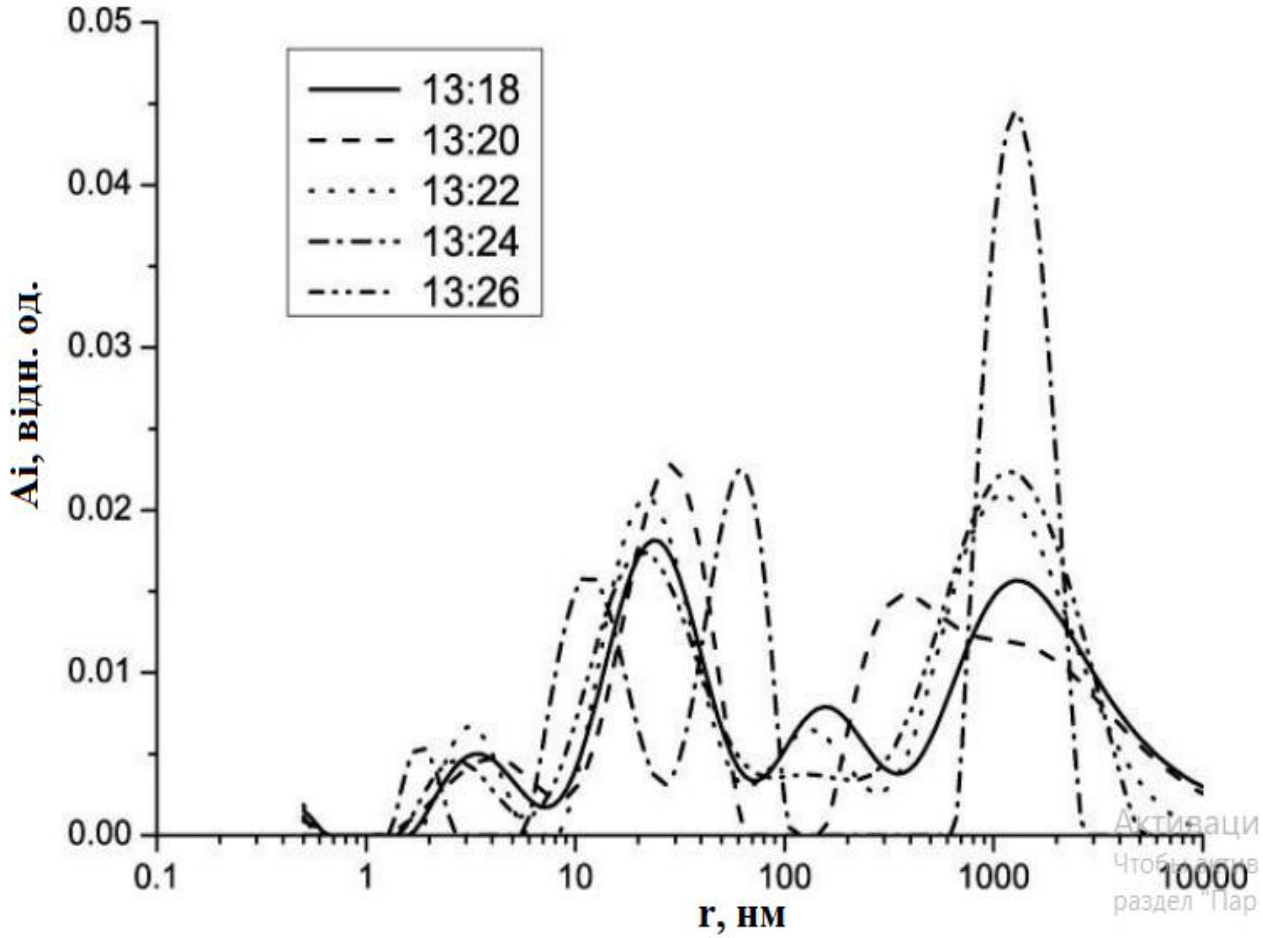

Рисунок 1.6 – Часова еволюція розподілу інтенсивності розсіяного випромінювання за розмірами частинок I(r), зареєстрована з інтервалом дискретизації 2 хвилини

На рисунку 1.6 візуалізовано трансформацію спектра розмірів частинок у часі. Аналіз наведених залежностей свідчить про наявність вираженої індивідуальної динаміки, яка відображає перебіг біохімічних процесів у конкретному зразку. Ключовим фактором, що визначає зміну оптичних властивостей середовища, є активація системи гемостазу. З фізичної точки зору це проявляється як конкуренція двох процесів: зменшення розмірів розсіювачів внаслідок протеолітичної деградації фібриногену та їх подальше зростання за рахунок агрегації мономерів фібрину у супрамолекулярні комплекси.

1.2.6. Діагностичний потенціал аналізу білкових фракцій методами світлорозсіювання

Важливою передумовою використання методів когерентної оптики для медичної діагностики є суттєва відмінність у фізико-хімічних параметрах основних білкових груп крові — альбумінів та глобулінів. Згідно з даними нормальної фізіології [22], сироватковий альбумін є домінуючою фракцією, що становить близько 60\% загального білка плазми (концентрація C~35…45 г/л). Молекула альбуміну має молекулярну масу близько 69 кДа і виконує транспортну функцію, що обумовлює її схильність до утворення лабільних комплексів із лігандами різної природи [4].

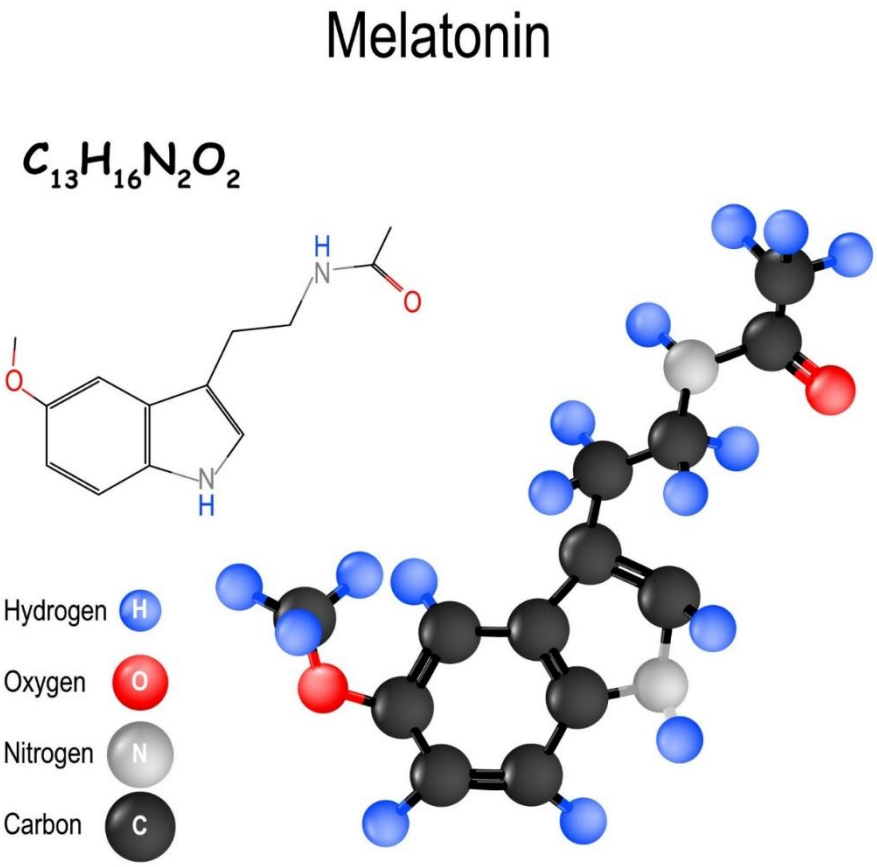

Рисунок 1.7 – Хімічна структура мелатоніну

У розчинах альбумін демонструє поліморфізм, перебуваючи як у стані мономерів, так і утворюючи олігомери (димери, тетрамери, гексамери), що підтверджується даними гель-електрофорезу [30]. Дослідження методами атомно-силової мікроскопії [31] та малокутового розсіювання нейтронів дозволили встановити, що при фізіологічному рівні pH = 7,4 молекула альбуміну набуває компактної, злегка витягнутої (сигароподібної) конформації з ефективним гідродинамічним радіусом R_h ~5,9…6,2 нм [33].

Другою за значущістю групою є глобуліни, частка яких становить 15…25\% (8…16 г/л). Це значно масивніші білки (M_w~90…160 кДа) з характерними розмірами 20…30 нм. Оскільки глобуліни виступають основними переносниками ліпідів та полісахаридів, розміри їхніх надмолекулярних комплексів у плазмі можуть варіюватися в широких межах.

Ключовим діагностичним маркером є те, що при більшості патологічних станів (запальних процесах, онкології, серцево-судинних захворюваннях) спостерігається диспропорція білкового складу: концентрація альбумінів знижується, а глобулінів — зростає [23]. Цей факт став основою методики лазерної діагностики, запропонованої авторами роботи [4]. Порівняльний аналіз модельних розчинів методами статичного та динамічного розсіювання світла показав, що співвідношення альбумін/глобулін 3:1 дає оптичний відгук, характерний для здорової людини ("норми"), тоді як інверсія цього співвідношення до 1:3 відтворює параметри сироватки пацієнтів з онкологічними патологіями.

Фізична інтерпретація цих змін базується на аналізі термодинамічних параметрів взаємодії. Встановлено, що для "здорової" моделі (3:1) залежність другого віріального коефіцієнта B (який характеризує міжмолекулярну взаємодію) від pH описується параболою з гілками вгору (позитивні значення, що свідчить про переважання сил відштовхування). Натомість для "патологічної" моделі (1:3) парабола обернена гілками вниз, заходячи в область негативних значень. Це вказує на домінування сил тяжіння, що неминуче веде до підвищеної агрегації білків.

Для сироватки крові онкологічних хворих характерні специфічні зміни параметрів статичного світлорозсіювання [34]. У порівнянні з референсними значеннями здорових донорів (R_{ref}, M_{ref}, B_{ref}), у хворих фіксується:

1. Зростання інтенсивності розсіювання ($R > 2R_{ref}$).
2. Збільшення ефективної молекулярної маси агрегатів ($M > M_{ref}$).
3. Зменшення коефіцієнта взаємодії ($B < B_{ref}$), який набуває від'ємних значень.

Механізм цього явища пояснюється втратою поверхневого заряду білкових глобул (зменшенням кількості заряджених пептидних груп) внаслідок метаболічних змін при онкології. Зниження електростатичного бар'єру призводить до неконтрольованого злипання молекул.

Ці закономірності лягли в основу запатентованого методу експрес-діагностики [35]. Він базується на аналізі спектральної густини флуктуацій інтенсивності розсіяного світла. Критерієм віднесення пацієнта до групи ризику є спотворення співвідношення амплітуд піків, що відповідають "швидкій" (альбуміновій) та "повільній" (глобуліновій) модам релаксації, а також аномальне розширення спектральної лінії глобулінової фракції.

1.3 Математичні методи обробки спекл-зображень та аналіз формування контрасту

Основою функціонування розроблюваного пристрою є метод лазерної спекл-контрастної візуалізації (Laser Speckle Contrast Imaging — LSCI). Цей метод базується на аналізі статистичних властивостей динамічних спекл-структур, що виникають при відбитті або проходженні когерентного світла через розсіююче середовище, яким у даному випадку виступає плазма крові з завислими форменими елементами.

Ключовим параметром, що несе діагностичну інформацію про швидкість руху розсіювачів (еритроцитів), є спекл-контраст (K).

Фізична сутність методу полягає у явищі розмиття інтерференційної картини. Якщо розсіюючі частинки у досліджуваному об'ємі рухаються,

інтенсивність спекл-поля в кожній точці флуктує у часі. Оскільки відеокамера має скінченний час експозиції (T_{exp}), вона інтегрує ці флуктуації.

У зонах, де рух відсутній (статичні об'єкти), спекл-картина залишається чіткою, а контраст — максимальним. У зонах з активним рухом (кровотік, броунівський рух у рідині) відбувається усереднення інтенсивності за час кадру, що призводить до "змазування" спеклів та зниження контрасту.

Математично локальний спекл-контраст визначається як відношення стандартного відхилення інтенсивності до її середнього значення у певній області:

$$K = \frac{\sigma}{\langle I \rangle} \tag{1.7}$$

де σ — стандартне квадратичне відхилення інтенсивності;

$\langle I \rangle$ — середнє значення інтенсивності.

На практиці для побудови карти кровотоку (або карти в'язкості) розрахунок проводиться методом "ковзного вікна" (sliding window). Зображення розбивається на локальні області (наприклад, 5×5 або 7×7 пікселів). Для центру кожного вікна обчислюється значення K за формулою:

$$K(x,y) = \frac{\sqrt{\frac{1}{N^2}\sum_{i=1}^{N}\sum_{j=1}^{N}\left(I_{i,j} - \langle I \rangle\right)^2}}{\langle I \rangle} \tag{1.8}$$

де N — розмір вікна,

$I_{i,j}$ — інтенсивність пікселя всередині вікна.

Рух еритроцитів викликає доплерівський зсув частоти розсіяного світла, що призводить до фазових модуляцій хвильового фронту. Швидкість зміни спекл-картини характеризується часом кореляції інтенсивності (τ_c). Чим вища швидкість руху частинок (V), тим меншим є час кореляції ($\tau_c \approx \frac{\lambda}{V}$).

Кількісний зв'язок між вимірюваним контрастом (K) та часом кореляції (τ_c) для випадку лоренцевого спектру флуктуацій описується рівнянням, виведеним Ферчером і Бріерсом:

$$K^2(T_{exp}) = \beta \frac{e^{-x} - 1 + x}{x^2} \tag{1.9}$$

де T_{exp} — час експозиції камери;

$x = \frac{T_{exp}}{\tau_c}$ — відношення часу експозиції до часу кореляції;

β — коефіцієнт когерентності, що враховує апаратурні фактори (поляризацію, співвідношення розміру пікселя та розміру спекла), зазвичай $\beta \approx 1$ для ідеальних умов.

Вплив гемодинаміки на результати вимірювань:

1. Низька швидкість (висока в'язкість/стаз): Еритроцити рухаються повільно, τ_c велике (порівнянне з T_{exp}). За час експозиції інтенсивність змінюється мало. Результат: високий контраст ($K \to 1$).
2. Висока швидкість (активний кровотік): Еритроцити швидко змінюють положення, τ_c мале. За час експозиції в одному пікселі змінюється багато спекл-станів, відбувається їх усереднення. Результат: низький контраст $K \to 0$.

Таким чином, розраховуючи значення K для кожної точки зображення, ми отримуємо двовимірну карту швидкостей руху мікрочастинок, що дозволяє оцінювати реологічні властивості досліджуваного зразка крові без необхідності сканування променем.

1.4 Висновки до розділу 1

Проведений аналіз сучасних науково-технічних джерел дозволив систематизувати знання про фізичні основи взаємодії когерентного випромінювання з біологічними середовищами. Встановлено, що спекл-поле,

яке формується при розсіюванні лазерного світла, є носієм унікальної інформації про структурно-морфологічні та динамічні параметри досліджуваного об'єкта. Це робить методи когерентної оптики перспективним інструментом для створення новітніх систем медичної діагностики.

Порівняльний аналіз оптичних схем реєстрації показав, що для дослідження плазми крові найбільш доцільним є використання методу прямого пропускання (transmission mode). Хоча схема, що працює на відбиття, є більш універсальною для непрозорих тканин, саме трансмісійна геометрія забезпечує найвищу чутливість та селективність при роботі з напівпрозорими рідкими середовищами, дозволяючи фіксувати найменші зміни оптичної густини та показника заломлення.

З’ясовано, що для комплексної діагностики стану гемостазу необхідно поєднувати методи статичного та динамічного розсіювання світла, причому динамічна спекл-інтерферометрія відіграє провідну роль. Вона дозволяє в реальному часі відслідковувати кінетику броунівського руху частинок, що безпосередньо корелює з процесами полімеризації фібрину та фазовими переходами «золь-гель» під час згортання крові.

Особливу увагу в огляді приділено біохімічним аспектам. Показано, що варіації гідродинамічних розмірів білкових фракцій (зокрема співвідношення альбумінів та глобулінів) та зміна параметрів міжмолекулярної взаємодії чітко відображають патологічні зміни в організмі. Це відкриває можливості для створення методик раннього скринінгу тяжких захворювань, включаючи онкологічні патології, шляхом алгоритмічної обробки спекл-інтерферограм.

Таким чином, теоретичні дослідження підтверджують доцільність розробки спеціалізованого апаратно-програмного комплексу для лазерного спекл-аналізу плазми крові, який поєднає в собі високу точність вимірювань з доступністю та простотою експлуатації.

2 МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

2.1 Характеристика середовища схемотехнічного моделювання Micro-Cap

Першим етапом проектування апаратної частини пристрою є розробка та верифікація принципових електричних схем. Для вирішення цього завдання було обрано програмний комплекс Micro-Cap (Microcomputer Circuit Analysis Program). Це професійне середовище для SPICE-моделювання аналогових, цифрових та змішаних електронних кіл, яке після припинення діяльності компанії-розробника Spectrum Software у 2019 році розповсюджується на безоплатній основі, зберігаючи при цьому повний функціонал комерційної версії.

Ключовим аргументом на користь вибору Micro-Cap є оптимальне співвідношення між потужністю обчислювальних алгоритмів та вимогами до апаратного забезпечення. Програма демонструє високу продуктивність навіть на комп'ютерних системах з обмеженими ресурсами (мінімальні вимоги включають 256 МБ оперативної пам'яті та операційну систему Windows 2000 або новіше), що дозволяє використовувати її на будь-якому сучасному лабораторному ПК без втрати швидкодії.

Функціональні можливості середовища значно виходять за межі простого графічного редактора схем. Вбудована бібліотека компонентів налічує понад 3300 моделей, включаючи сучасні силові транзистори (Hefner IGBT, Mextram BJT, PSP MOSFET), що є критично важливим для проектування драйвера лазерного діода. Окрім стандартних бібліотек, програма надає інструментарій для створення користувацьких макромоделей на основі технічної документації (Datasheet) реальних електронних компонентів.

Особливу цінність для наукової роботи становить набір інструментів для глибокого аналізу надійності схеми [36]. Середовище дозволяє проводити:

- Статистичний аналіз: Використання методів Монте-Карло (Monte Carlo) та аналізу найгіршого випадку (Worst Case) дає змогу оцінити вплив розкиду параметрів компонентів на стабільність вихідного струму лазера.
- Аналіз граничних режимів: Функція «Smoke Analysis» автоматично перевіряє, чи не перевищують струми та напруги на елементах допустимих значень, запобігаючи виходу з ладу макету пристрою.
- Аналіз стійкості: Застосування алгоритмів Тіана або Міддлбрука дозволяє дослідити стійкість зворотного зв'язку в системі керування живленням.

Інтерфейс програми забезпечує динамічну візуалізацію результатів моделювання, дозволяючи спостерігати за формою сигналів, розподілом потужності та тепловими режимами в реальному часі. Завдяки підтримці багатопотокових обчислень, складні симуляції виконуються з високою швидкістю, що значно пришвидшує процес налагодження параметрів активних фільтрів та стабілізаторів струму. Таким чином, Micro-Cap є вичерпним інструментом для попередньої верифікації схемотехнічних рішень перед їх фізичною реалізацією.

2.2 Особливості конфігурування мікроконтролерів у середовищі STM32CubeMX

Процес ініціалізації сучасної мікропроцесорної техніки є складним завданням, що вимагає точного налаштування сотень регістрів. Для автоматизації цього етапу компанія STMicroelectronics розробила спеціалізований графічний інструмент STM32CubeMX. Це програмне забезпечення дозволяє у візуальному режимі конфігурувати мікроконтролери (на базі ядер Arm Cortex-M) та мікропроцесори (Arm Cortex-A), автоматично генеруючи ініціалізаційний С-код або фрагменти дерева пристроїв (Device Tree) для ОС Linux.

Вибір даного інструментарію обумовлений лідируючими позиціями STMicroelectronics на ринку напівпровідникових компонентів. Гнучка цінова

політика виробника дозволяє використовувати бюджетні серії 32-бітних контролерів STM32 для вирішення прикладних задач без втрати продуктивності, а саме середовище STM32CubeMX розповсюджується за безкоштовною ліцензією, що є суттєвою перевагою при розробці стартап-проектів.

Використання STM32CubeMX значно прискорює етап проектування завдяки широкому спектру функціональних можливостей. До основних переваг програмного комплексу, що були використані в ході виконання магістерської роботи, належать:

- Інтелектуальний підбір компонентів (MCU Selector): зручна система фільтрів для вибору оптимального мікроконтролера за параметрами пам'яті, периферії та корпусу при створенні нового проекту.
- Графічна конфігурація виводів (Pinout view): візуальний розподіл функцій ніжок мікросхеми з системою автоматичного вирішення апаратних конфліктів, що унеможливлює помилкове призначення кількох функцій на один пін.
- Налаштування тактування (Clock Configuration): інтерактивне дерево частот, яке дозволяє налаштувати множники PLL та дільники шин з динамічною перевіркою коректності конфігурації.
- Калькулятор енергоспоживання: інструмент для оцінки струму споживання мікроконтролера у різних режимах роботи, що є критичним для розробки схеми живлення.
- Генерація кросплатформеного коду: автоматичне створення проекту ініціалізації мовою C, повністю сумісного з популярними середовищами розробки, такими як IAR Embedded Workbench, MDK-ARM та STM32CubeIDE (компілятори GCC).
- Інтеграція проміжного ПЗ (Middleware): можливість швидкого підключення файлових систем, графічних бібліотек або стеків USB/TCP-IP з перевіркою обмежень параметрів.

- Універсальність: автономна робота програмного продукту на основних операційних системах (Windows, Linux, macOS) завдяки використанню 64-розрядного середовища Java Runtime.

Варто зазначити високу ергономічність програмного продукту. Система автоматичних оновлень забезпечує завантаження актуальних версій бібліотек HAL (Hardware Abstraction Layer) та прикладів коду при наявності інтернет-з'єднання. Крім того, функціонал «Board Selector» дозволяє зберігати налаштування для конкретних відлагоджувальних плат, що пришвидшує повторне використання напрацьованих конфігурацій.

Таким чином, сукупність перерахованих можливостей робить STM32CubeMX незамінним інструментом для швидкого старту розробки вбудованого програмного забезпечення, мінімізуючи ризик помилок на етапі ініціалізації апаратної частини пристрою.

2.3. Середовище розробки вбудованого ПЗ IAR Embedded Workbench for Arm

Для написання, компіляції та відлагодження програмного коду мікроконтролера у даній роботі використано професійне інтегроване середовище розробки IAR Embedded Workbench for Arm (IAR EW). Цей програмний комплекс від шведської компанії IAR Systems є одним із промислових стандартів для створення систем на базі архітектури Arm завдяки своїй надійності та ефективності генерованого коду.

Важливою перевагою, що забезпечує безшовний процес розробки, є повна сумісність формату проектів IAR із генератором коду STM32CubeMX. Це дозволяє налаштувати автоматичний експорт конфігурації периферії та відкриття робочої області (Workspace) безпосередньо в середовищі IAR одразу після завершення налаштування апаратної частини.

Функціональна структура IAR Embedded Workbench являє собою потужний інструментальний комплекс. Його ядром є високоефективний

компілятор C/C++ з повною підтримкою стандарту ANSI C, який відзначається однією з найкращих у галузі оптимізацією коду за розміром та швидкістю виконання. До складу пакету також входять транслятор асемблера (з підтримкою макросів) та універсальний компонувальник (linker), здатний генерувати понад тридцять форматів вихідних файлів для сумісності з різними програматорами та емуляторами.

Для написання коду середовище пропонує інтелектуальний текстовий редактор, оснащений функціями підсвічування синтаксису, автоматичного виділення помилок, навігації по змінних та функціях, а також кастомізованими панелями інструментів. Проте найбільш критичним елементом для етапу тестування є вбудований C-SPY налагоджувач. Цей інструмент дозволяє проводити покрокове виконання програми (як на рівні С-коду, так і в асемблері), переглядати вміст областей пам'яті (Flash, RAM, EEPROM) та регістрів периферії в реальному часі. Налагоджувач підтримує встановлення точок зупинки (breakpoints), контроль переповнення стека та моніторинг локальних змінних. У разі відсутності фізичного пристрою, перевірка логіки програми може бути виконана за допомогою вбудованого симулятора.

Окремо варто обґрунтувати вибір IAR EW у порівнянні з безкоштовними аналогами, такими як STM32CubeIDE. Хоча останній володіє ширшим функціоналом (базується на Eclipse), він характеризується значним споживанням системних ресурсів. На комп'ютерах середньої потужності це призводить до суттєвих затримок (підвисань) під час процесів індексації коду, компіляції та прошивки. Натомість IAR Embedded Workbench відрізняється високою швидкодією та стабільністю, що дозволяє суттєво заощадити час при необхідності багаторазового перезавантаження прошивки під час ітеративного тестування пристрою.

Ліцензійний доступ до даного програмного продукту для виконання магістерської роботи було отримано в рамках проходження переддипломної практики на базі профільного підприємства.

2.4. Графічне середовище програмування NI LabVIEW 2019

Реалізація верхнього рівня керування системою та програмна обробка експериментальних даних у даній роботі виконані в середовищі NI LabVIEW 2019 (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench). Це інтегрована платформа системної інженерії, яка спеціалізується на створенні додатків для автоматизованого тестування, вимірювання фізичних величин та керування обладнанням, забезпечуючи інструментарій для експрес-аналізу великих масивів даних.

Фундаментальною відмінністю LabVIEW від класичних текстових середовищ є використання мови графічного програмування «G». Логіка програми тут будується шляхом візуального з'єднання функціональних блоків потоками даних, що дозволяє наочно відобразити архітектуру системи, конфігурацію апаратних засобів та маршрути проходження сигналів. При цьому середовище зберігає гнучкість: графічний код може бути конвертований у С-код, а критичні за швидкістю виконання фрагменти алгоритмів можуть інтегруватися у проект у вигляді вставок мовою С.

Архітектура проекту в LabVIEW базується на концепції «віртуального приладу», робочий простір якого розділений на два взаємопов'язані вікна. Перше вікно — блок-діаграма (Block Diagram) — містить внутрішній вихідний код програми, реалізований у вигляді графічних вузлів. Друге вікно — лицьова панель (Front Panel) — виконує роль інтерфейсу користувача. Такий поділ значно спрощує інтеграцію вимірювального обладнання від різних виробників, дозволяючи розробнику зосередитися на реалізації складної логіки обробки сигналів та створенні ергономічних пультів керування.

Сфера застосування LabVIEW є надзвичайно широкою і охоплює різноманітні технічні завдання. Завдяки використанню драйверів NI DAQ [37], середовище дозволяє легко організувати збір даних із зовнішніх фізичних датчиків та керування актуаторами, що є критичним для задач валідації електронних конструкцій та створення дослідно-промислових стендів. Наявність

спеціалізованих бібліотек для цифрової обробки сигналів, аналізу зображень та збереження інформації [38] робить цю платформу незамінною у галузі розробки медичної діагностичної техніки [39].

Основним недоліком NI LabVIEW 2019 можна вважати високу вартість ліцензії для комерційного використання. Однак, компанія-розробник National Instruments підтримує освітній сектор, надаючи повнофункціональні ознайомчі версії та спеціальні студентські ліцензії, що уможливило використання цього потужного інструменту в рамках магістерського дослідження.

2.5 Висновки до розділу 2

У даному розділі проведено обґрунтування вибору програмного інструментарію, необхідного для реалізації всіх етапів проектування лазерного пристрою для спекл-аналізу крові. Обраний стек технологій характеризується високою гнучкістю, функціональною повнотою та ергономічністю, що дозволяє зосередитися на вирішенні інженерних задач, не обмежуючи можливості кінцевого продукту.

Застосування середовища схемотехнічного моделювання Micro-Cap 9 дозволило оперативно провести попередню верифікацію розроблених електронних вузлів. Завдяки наявності широкої бібліотеки компонентів та інтуїтивно зрозумілому інтерфейсу, процес моделювання електричних режимів пройшов з мінімальними часовими витратами, підтвердивши надійність схемотехнічних рішень.

Оскільки центральним обчислювальним ядром системи обрано мікроконтролер сімейства STM32 (архітектура ARM), критично важливим стало використання інтегрованого ланцюжка розробки, що складається з генератора коду STM32CubeMX та середовища IAR Embedded Workbench. Їх злагоджена взаємодія забезпечила автоматизацію рутинних процесів ініціалізації периферії та значно прискорила старт роботи над вбудованим програмним забезпеченням.

Для реалізації верхнього рівня системи вирішальним фактором став вибір середовища NI LabVIEW 2019. Наявність спеціалізованого модуля Vision Development Module дозволила ефективно вирішити головне завдання взаємодії з ПК — забезпечити стабільне захоплення, трансляцію та обробку відеосигналу з USB-камери в реальному часі, що є необхідною умовою для проведення динамічного спекл-аналізу.

3 РОЗРОБКА БУДОВИ ЛАЗЕРНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ СПЕКЛ-АНАЛІЗУ КРОВІ

3.1 Розробка структурної схеми пристрою для спекл-аналізу крові

Ключовим етапом проектування прецизійної оптичної апаратури є забезпечення стабільності параметрів джерела випромінювання. Практичний досвід експлуатації напівпровідникових лазерних діодів свідчить про наявність критичної залежності їхніх характеристик від теплового режиму роботи. При тривалій експлуатації в умовах недостатнього тепловідведення спостерігається не лише тимчасове падіння вихідної оптичної потужності, але й незворотна деградація напівпровідникового кристала.

Фізика цього процесу полягає в тому, що при підвищенні температури знижується квантова ефективність діода. Якщо струм накачки залишається незмінним, це призводить до збільшення частки енергії, що розсіюється у вигляді тепла, викликаючи ефект «теплового розгону» (thermal runaway). Наслідком цього є дрейф довжини хвилі генерації, зрив когерентності та, зрештою, катастрофічне зниження інтенсивності світіння аж до повного виходу компонента з ладу, що робить його непридатним для промислового чи лабораторного використання.

Для усунення цих недоліків у розроблюваному пристрої необхідно передбачити ефективну систему термостабілізації. Аналіз існуючих технічних рішень [6, 8] показує, що традиційні пасивні або активні повітряні системи (радіаторно-вентиляторні комплекси) не забезпечують необхідної точності підтримання температури, допускаючи її флуктуації, що негативно впливає на спектральну чистоту випромінювання. З іншого боку, рідинні системи охолодження, хоча й є ефективнішими [7], характеризуються надмірними габаритами та складністю в обслуговуванні, що є неприйнятним для портативного приладу.

Виходячи з цього, для активного охолодження лазерного модуля у даному проекті вирішено застосувати термоелектричні перетворювачі — модулі Пельтьє. Це рішення дозволяє реалізувати компактну систему з точним електронним керуванням, здатну локально відводити надлишкове тепло безпосередньо від зони кріплення лазерного діода.

На основі обраної концепції термостабілізації було розроблено структурну схему мікропроцесорної системи для дослідження крові, яку зображено на рисунку 3.1.

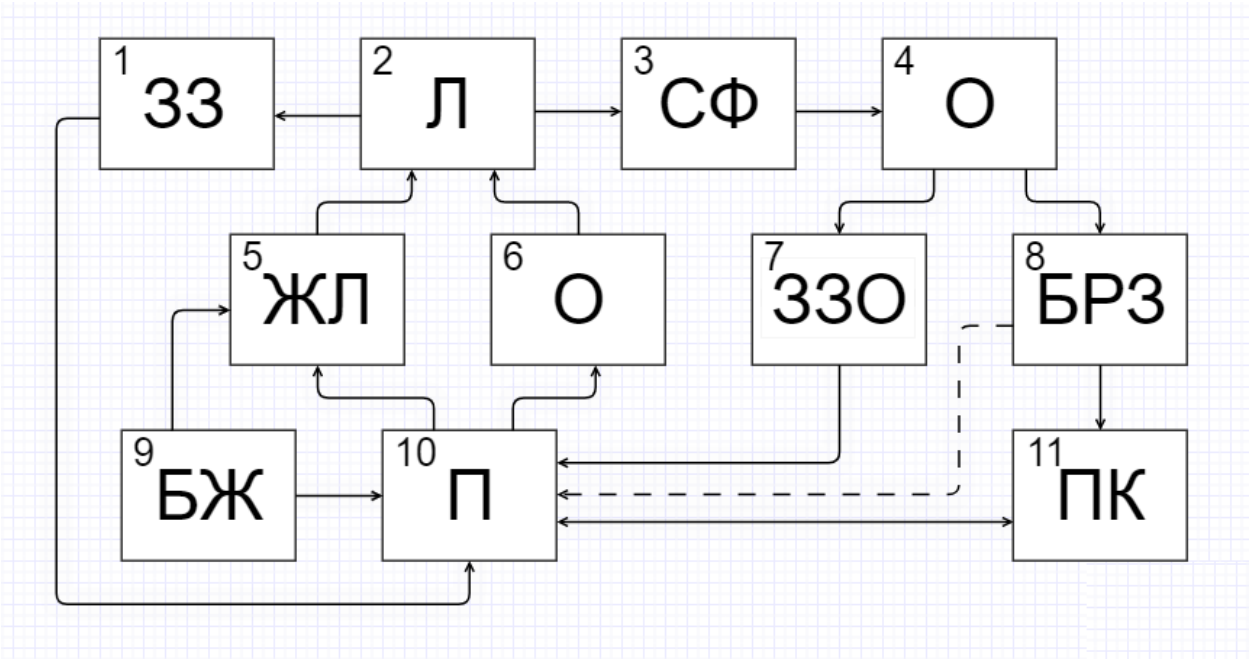

Рисунок 3.1 – Структурна схема мікропроцесорного пристрою для дослідження характеристик крові: 1 – контур температурного зворотного зв'язку лазера; 2 – напівпровідниковий інфрачервоний лазер; 3 – оптична система фокусування; 4 – кювета з досліджуваним зразком (кров); 5 – керований драйвер (блок живлення) лазера; 6 – система активного охолодження (Пельтьє); 7 – контур температурного моніторингу зразка; 8 – блок реєстрації оптичного сигналу; 9 – загальний модуль живлення; 10 – центральний керуючий мікроконтролер; 11 – персональний комп'ютер.

Принцип роботи спроектованого пристрою полягає в наступному. Джерелом когерентного випромінювання виступає напівпровідниковий лазер на основі гетероструктури AlGaAs (блок 2), що працює у ближньому

інфрачервоному діапазоні з довжиною хвилі $\lambda \approx 780$ нм [19]. Живлення лазера здійснюється від прецизійного драйвера струму (блок 5), який під керуванням мікроконтролера (блок 10) забезпечує стабільну інтенсивність випромінювання. Сформований оптичний промінь проходить через систему лінз (блок 3), перетворюючись на колімований пучок, та потрапляє на досліджуваний біологічний об'єкт — зразок крові у кюветі (блок 4).

Внаслідок розсіювання світла неоднорідностями крові формується спекл-інтерференційна картина, яка проектується на вхідну площину блоку реєстрації (блок 8). Цей блок містить цифрову камеру з видаленим ІЧ-фільтром, що забезпечує високу чутливість у робочому діапазоні лазера. Відеопотік або серія зображень передається через інтерфейс USB до персонального комп’ютера (блок 11) для подальшої математичної обробки, візуалізації та зберігання результатів. Опціонально передбачена можливість попередньої буферизації даних безпосередньо у пам'яті мікроконтролера.

Центральним ядром керування апаратною частиною є мікроконтролер (блок 10), який реалізує алгоритми автоматичного регулювання. Він безперервно опитує датчик температури корпусу лазера через канал зворотного зв'язку (блок 1) і, використовуючи ПІД-алгоритм, формує керуючий сигнал для драйвера елемента Пельтьє (блок 6), підтримуючи робочу температуру на заданому рівні. Додатковою функцією системи безпеки є моніторинг температури самого зразка крові за допомогою окремого датчика (блок 7). Це дозволяє вносити температурні поправки у розрахунки в'язкості або аварійно зупиняти дослідження у разі ризику перегріву та денатурації біологічного матеріалу.

3.2. Обґрунтування вибору джерела оптичного випромінювання

Вибір конкретної моделі лазерного джерела для проектованої системи базувався на аналізі двох ключових параметрів: робочої довжини хвилі, що визначає глибину проникнення світла у біотканину, та вихідної оптичної

потужності, яка має бути достатньою для формування чіткої спекл-картини, але безпечною для біологічного зразка.

Відомо, що біологічні тканини мають так зване «вікно оптичної прозорості» у ближньому інфрачервоному діапазоні. Як ілюструє залежність відносної глибини проникнення випромінювання від довжини хвилі (рис. 3.2), саме в області $700 \dots 900$ нм поглинання світла водою та гемоглобіном є мінімальним, а розсіювання залишається домінуючим процесом.

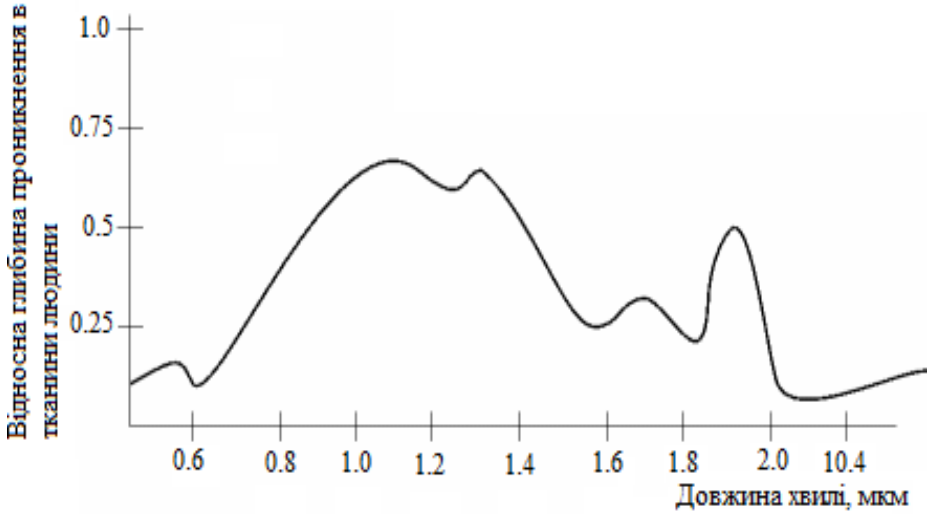

Рисунок 3.2 – Залежність відносної глибини проникнення випромінювання у тканини людини від довжини хвилі

Враховуючи наведену залежність, було прийнято рішення використовувати джерело випромінювання ближнього інфрачервоного спектру. Це забезпечує можливість неінвазивного отримання інформації про гемодинаміку не лише у поверхневих шарах, а й безпосередньо з кровоносних судин, розташованих під шаром епітелію.

На основі цих вимог як базовий компонент системи було обрано стабілізований лазерний модуль **Ondax Wavelength Stabilized Laser**. Цей прилад характеризується центральною довжиною хвилі генерації $\lambda = 780,25$ нм та максимальною вихідною потужністю 80 мВт. Важливою перевагою даної моделі є висока стабільність довжини хвилі, що є критичним

для забезпечення великої довжини когерентності, необхідної для якісної інтерферометрії.

Для визначення оптимального електричного режиму роботи лазера було проаналізовано його ват-амперну характеристику, наведену на рисунку 3.3.

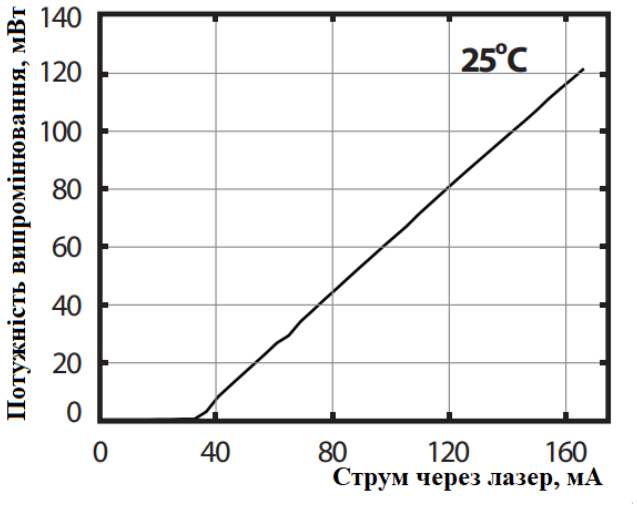

Рисунок 3.3 – Ват-амперна характеристика (залежність вихідної потужності від струму накачки) обраного лазерного модуля

При виборі робочої точки необхідно враховувати тепловий вплив випромінювання на біологічний об'єкт. Згідно з даними літературних джерел [21], при дії низькоінтенсивного інфрачервоного лазерного випромінювання потужністю 25 мВт локальне нагрівання крові не перевищує 0,1°C, що є безпечним і не викликає денатурації білків. Для проектованого оптико-електронного приладу (ОЕП) було обрано дещо вищу робочу потужність — 30 мВт. Це дозволяє підвищити співвідношення сигнал/шум при реєстрації спекл-картини, залишаючись у межах безпечного діапазону.

Виходячи з графіку ват-амперної характеристики (рис. 3.3), для забезпечення вихідної потужності P_{out} = 30 мВт необхідно забезпечити струм живлення I_{op}~ 60 мА. При цьому падіння напруги на лазерному діоді становитиме U_f~1,3 В. Саме ці параметри є вихідними даними для розрахунку драйвера лазера та вибору джерела живлення.

3.3. Розробка принципової електричної схеми драйвера лазерного діода

Забезпечення метрологічної точності та експлуатаційної надійності лазерного модуля вимагає розробки прецизійного джерела живлення. Оскільки напівпровідниковий лазер є струмокерованим приладом, критичною умовою його довговічності є стабілізація робочого струму та мінімізація перехідних процесів. При проектуванні схеми драйвера було сформульовано низку вимог: висока стійкість до завад мережі живлення, гальванічна або буферна розв'язка ланцюгів керування та силової частини, а також наявність функцій «м'якого старту» (soft start) для запобігання кидкам струму при увімкненні, які здатні миттєво зруйнувати напівпровідниковий кристал.

Враховуючи майже лінійний характер ват-амперної характеристики діода (див. рис. 3.3) та необхідність проведення експериментів у широкому динамічному діапазоні потужностей, було прийнято рішення реалізувати цифрове керування струмом за допомогою центрального мікроконтролера. Такий підхід дозволяє не лише програмно задавати робочу точку, але й реалізувати адаптивні алгоритми захисту: при виявленні перегріву або аварійних ситуацій контролер може миттєво знизити струм або повністю вимкнути генерацію без фізичного втручання оператора.

Для реалізації поставленого завдання розроблено схему стабілізатора струму, керованого напругою (VCCS — Voltage Controlled Current Source), на базі операційного підсилювача та потужного польового транзистора (MOSFET). Принципова схема зображена на рисунку 3.4.

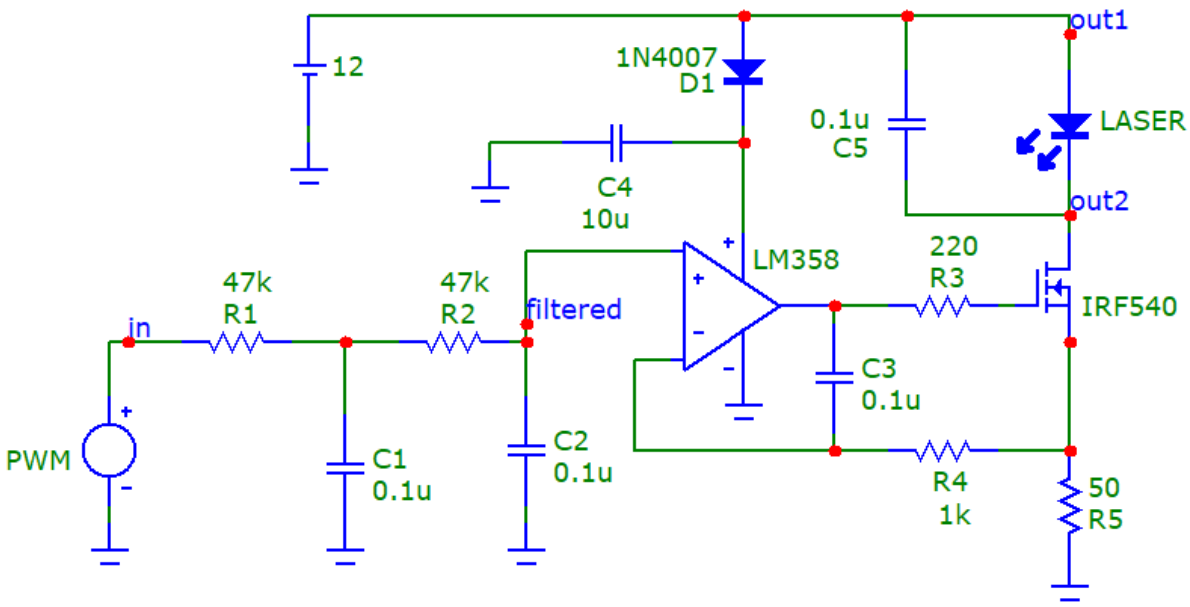

Рисунок 3.4 – Принципова схема драйвера напівпровідникового лазера з цифровим ШИМ-керуванням

Основу схеми складає операційний підсилювач, охоплений петлею від'ємного зворотного зв'язку. Його функція полягає у порівнянні опорної напруги на неінвертуючому вході з напругою падіння на струмовимірювальному резисторі (шунті) R_5. Вихід ОП керує затвором регулюючого транзистора таким чином, щоб підтримувати рівність напруг на входах. Фактично, транзистор виступає у ролі змінного опору, що обмежує струм через лазерний діод.

Керуючий сигнал формується мікроконтролером у вигляді широтно-імпульсної модуляції (ШИМ). Для перетворення дискретного сигналу в постійну опорну напругу застосовано дволанковий інтегруючий RC-фільтр низьких частот (R_1C_1 та R_2C_2). Таке рішення дозволяє отримати чистий аналоговий сигнал з мінімальними пульсаціями.

Вихідний струм лазера I_{LD} визначається законом Ома:

$$I_{LD} = \frac{U_{ref}}{R_5} \tag{3.1}$$

де U_{ref} — відфільтрована напруга ШИМ-сигналу. При обраному номіналі струмовимірювального резистора R_5= 50 Ом та амплітуді логічного рівня 5 В,

схема дозволяє плавно регулювати струм у діапазоні 0…100 мА шляхом зміни коефіцієнта заповнення (шпаруватості) ШИМ-сигналу.

Верифікація та налагодження спроектованої схеми проводилися шляхом схемотехнічного моделювання у середовищі Micro-Cap. Для спрощення розрахунків у симуляційній моделі лазерний діод було замінено еквівалентним резистивним навантаженням номіналом 200 Ом. Результати аналізу перехідних процесів (Transient Analysis) наведено на рисунку 3.5.

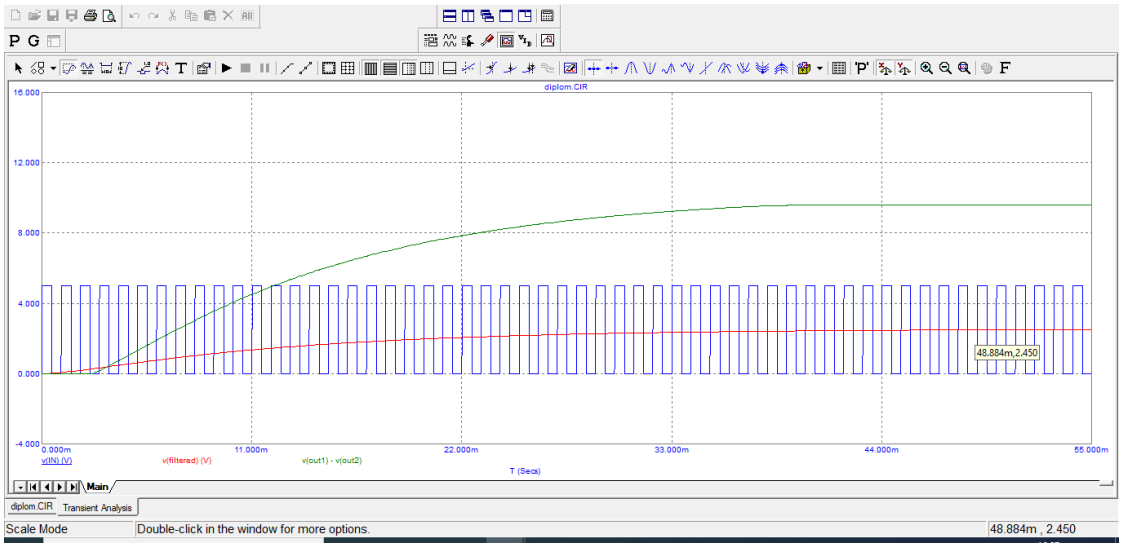

Рисунок 3.5 – Часові діаграми роботи регульованого джерела струму (результати моделювання)

Аналіз графіків підтверджує коректність роботи схеми. Синя осцилограма відображає вхідний ШИМ-сигнал зі шпаруватістю близько 45%. Червона лінія демонструє процес інтегрування сигналу фільтром, в результаті якого на вході операційного підсилювача формується постійна напруга. Зелений графік ілюструє напругу на навантаженні, яка пропорційна вихідному струму. Розрахункове значення струму у моделі склало I~9,5 В/200 Ом = 0,0475 А, що повністю узгоджується з теоретичними розрахунками для даної шпаруватості імпульсів.

Важливим результатом моделювання є визначення часу встановлення вихідного струму, який становить близько 40 мс. Така інерційність, обумовлена постійною часу RC-фільтрів, є позитивним фактором, оскільки апаратно реалізує функцію плавного запуску (Soft Start), захищаючи лазер від небезпечних перехідних процесів при подачі живлення.

3.4. Обґрунтування вибору елементної бази системи термостабілізації

Реалізація активного відведення тепла від лазерного модуля базується на використанні термоелектричних перетворювачів, що працюють на ефекті Пельтьє. Головними критеріями вибору виконавчого елемента системи охолодження стали: холодопродуктивність Q_{max}, максимальна різниця температур ΔT_{max}, напруга живлення та доступність на ринку електронних компонентів.

Враховуючи розрахункову теплову потужність лазерного діода (яка не перевищує сотень міліват), було вирішено використати стандартний, широко розповсюджений термоелектричний модуль TEC1-12706. Цей модуль являє собою керамічну пластину, що складається з масиву послідовно з'єднаних напівпровідникових термопар p- та n-типу.

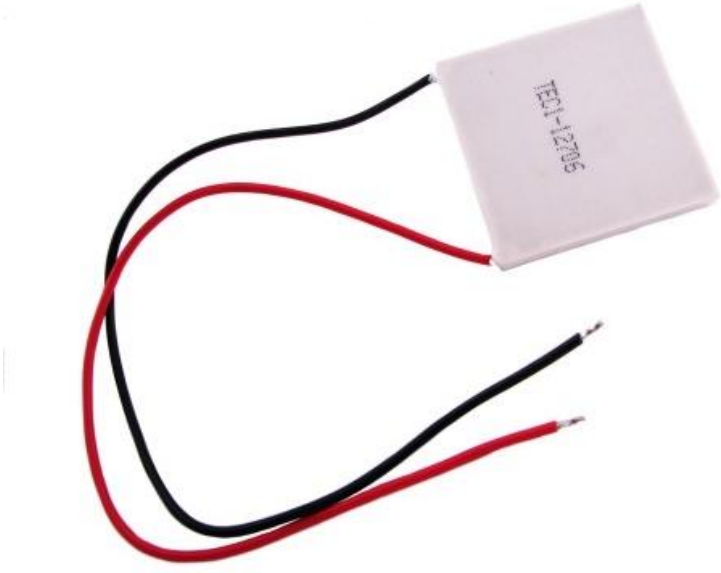

Рисунок 3.6 – Зовнішній вигляд термоелемента Пельтьє TEC1-12706

Технічні характеристики обраного модуля наведені у Таблиці 3.1. Аналіз паспортних даних свідчить про значний запас потужності даного компонента для поставленої задачі. Зокрема, при температурі гарячої сторони 25°C модуль здатен перекачувати до 50 Вт теплової енергії, забезпечуючи різницю температур між сторонами до 66°C.

Таблиця 3.1 – Основні технічні параметри термоелектричного модуля TEC1-12706

Параметр	Значення (при T_h=25∘C)	Значення (при T_h=50∘C)
Потужність охолодження (Q_{max}), Вт	50	57
Макс. різниця температур ΔT_{max}), °C	66	75
Максимальний струм (I_{max}), А	6,4	6,4
Максимальна напруга (U_{max}, В	14,4	16,4
Внутрішній опір (R_{ac}), Ом	1,98	2,30

Така висока продуктивність є безумовною перевагою при проектуванні системи термостабілізації. Це означає, що для підтримки робочої температури лазера елемент Пельтьє працюватиме у полегшеному режимі — на малій частці своєї номінальної потужності або в імпульсному режимі з низьким коефіцієнтом заповнення. Це позитивно вплине на енергоефективність приладу та мінімізує перегрів силових ключів. Крім того, наявність запасу по ΔT дозволить ефективно охолоджувати лазер навіть в умовах підвищеної температури навколишнього середовища.

Для керування роботою модуля Пельтьє розроблено силову схему комутації, представлену на рисунку 3.7.

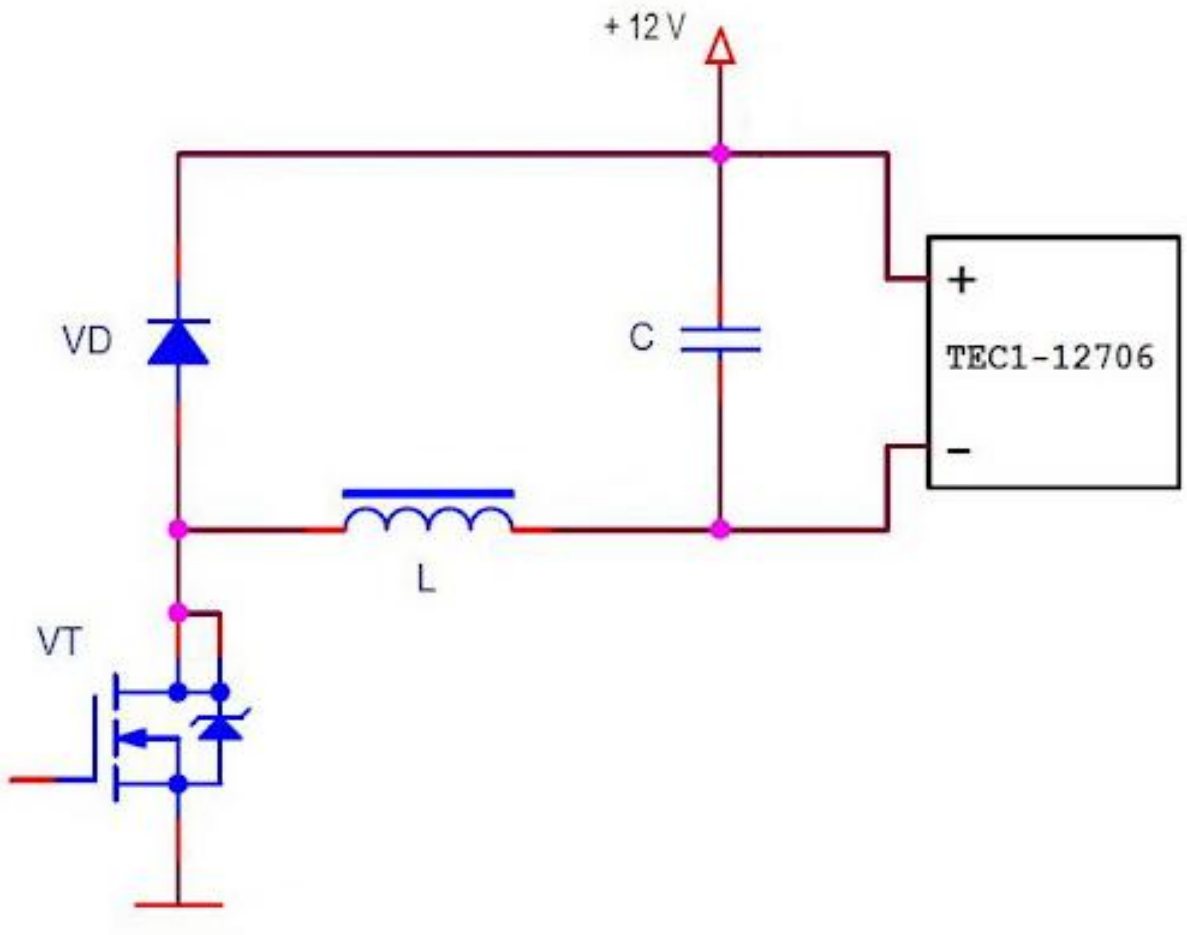

Рисунок 3.7 – Принципова схема керування живленням елемента Пельтьє

Схемотехнічне рішення реалізовано за топологією «ключ у нижньому плечі» (Low-side switch). Як силовий комутаційний елемент використано потужний N-канальний польовий транзистор (MOSFET), аналогічний тому, що застосовується у драйвері лазера. Це дозволяє уніфікувати елементну базу пристрою. Живлення контуру охолодження здійснюється від спільної шини напругою 12 В, що узгоджується з номінальною напругою модуля TEC1-12706.

Керування здійснюється безпосередньо від порту мікроконтролера. Алгоритм роботи передбачає дискретне (релейне) або ШІМ-регулювання: при отриманні даних з термодатчика про перевищення порогової температури лазера, мікроконтролер відкриває транзистор, замикаючи коло живлення елемента Пельтьє. Після зниження температури до заданого рівня охолодження вимикається. Така схема є простою в реалізації, надійною та забезпечує достатню точність термостабілізації для задач спекл-інтерферометрії.

3.5. Вибір мікроконтролерного керуючого модуля

Реалізація алгоритмів автоматичного керування струмом лазера, термостабілізації та попередньої обробки даних вимагає використання високопродуктивної обчислювальної платформи. Для побудови апаратної частини пристрою було обрано 32-бітну архітектуру ARM Cortex, реалізовану в сімействі мікроконтролерів STM32 від компанії STMicroelectronics. Даний вибір обумовлений домінуючою позицією виробника на ринку промислової електроніки, розвиненою екосистемою програмної підтримки (включаючи безкоштовні інструменти STM32Cube), а також широкою номенклатурою чіпів, що дозволяє гнучко оптимізувати співвідношення ціна/продуктивність.

Для етапу макетування та створення дослідного зразка пристрою було вирішено використати відлагоджувальну плату NUCLEO-H743ZI. Це рішення дозволяє уникнути складного процесу трасування високочастотних друкованих плат на початкових етапах розробки, зосередившись на відлагодженні схемотехніки та програмного коду.

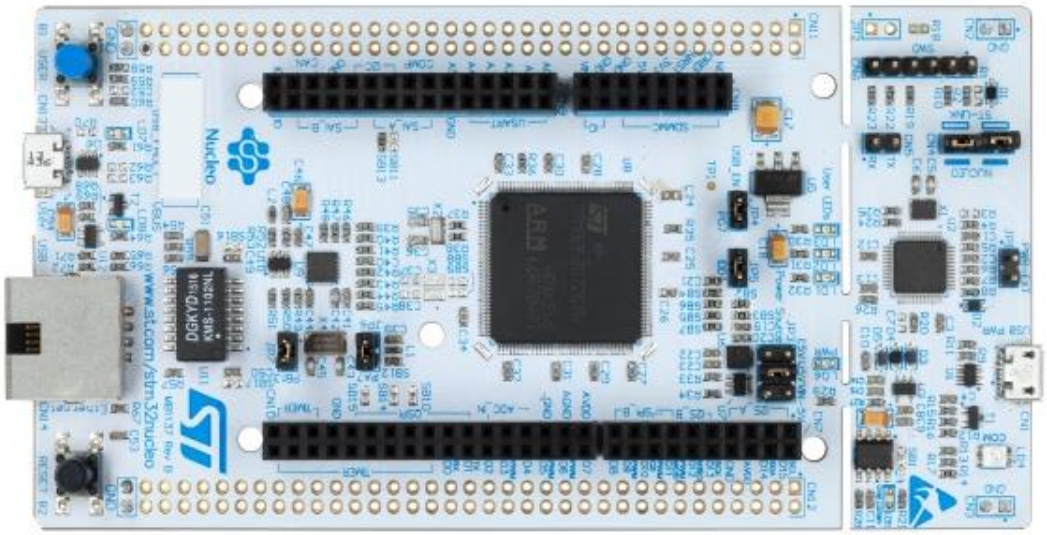

Рисунок 3.8 – Зовнішній вигляд відлагоджувальної плати NUCLEO-H743ZI

"Серцем" платформи є потужний мікроконтролер STM32H743ZI у корпусі LQFP144. Його обчислювальне ядро Arm Cortex-M7 функціонує на тактовій частоті до 480 МГц, що забезпечує безпрецедентну для класу мікроконтролерів швидкодію. Критично важливою для математичних розрахунків є наявність апаратного модуля операцій з плаваючою комою (FPU) подвійної точності та дворівневої кеш-пам'яті (16 Кбайт для інструкцій та 16 Кбайт для даних), що мінімізує затримки при зверненні до пам'яті.

Апаратна периферія плати повністю задовольняє вимоги проектованої системи. Стабільність часових характеристик забезпечується двома кварцовими резонаторами: основним на 8 МГц та низькочастотним на 32,768 кГц для роботи годинника реального часу (RTC). Комунікаційні можливості розширені наявністю інтерфейсу Ethernet (сумісного зі стандартом IEEE-802.3-2002) та порту USB Micro-AB, що дозволяє організувати високошвидкісний обмін даними з ПК.

Важливою ергономічною перевагою платформи Nucleo є інтегрований програматор-відлагоджувач ST-LINK, який підтримує функцію віртуального COM-порту. Це дозволяє завантажувати прошивку та отримувати телеметрію через єдиний USB-кабель без застосування додаткового обладнання. Система живлення плати є гнучкою і включає високоефективний імпульсний перетворювач (SMPS) для живлення ядра, з можливістю подачі напруги як від USB шини, так і від зовнішніх джерел.

Варто зазначити, що мікроконтролер серії H7 володіє надлишковою потужністю для задачі простого керування лазером. Однак використання "топового" чіпа на етапі прототипування є стратегічно виправданим: це знімає будь-які апаратні обмеження, дозволяючи тестувати складні алгоритми цифрової фільтрації сигналів без ризику перевантаження процесора. У майбутньому, при підготовці до серійного виробництва, код може бути легко портований на бюджетніші серії (наприклад, STM32F1 або F4) без зміни архітектури програми.

3.6 Розробка конструкції корпусу та термостатованого кюветного відділення

Критично важливою умовою коректного функціонування розробленого лазерного діагностичного комплексу є забезпечення геометричної стабільності оптичної схеми. Оскільки метод спекл-інтерферометрії базується на аналізі мікроскопічних флуктуацій інтерференційної картини, будь-які вібрації, зміщення оптичної осі або паразитні засвічення від зовнішніх джерел призводять до виникнення значних похибок вимірювання. Тому виникла необхідність у розробці спеціалізованого корпусу, що забезпечує жорстку фіксацію взаємного розташування лазерного модуля, досліджуваного зразка та фотоприймача.

Проектування механічних вузлів та загальної компоновки приладу здійснювалося засобами системи автоматизованого проектування (САПР) SolidWorks. Використання 3D-моделювання дозволило на етапі розробки перевірити збираємість конструкції, оптимізувати розміщення компонентів системи охолодження та розробити ергономічний дизайн.

Рисунок 3.9 – Твердотільна 3D-модель корпусу приладу в середовищі SolidWorks

Конструктивно корпус складається з трьох основних функціональних модулів:

1. Оптичний тубус: ізольований канал, що з'єднує лазер, кювету та камеру, захищаючи оптичний шлях від зовнішнього світла. Внутрішні поверхні тубуса виконані матовими для мінімізації внутрішніх перевідбиттів.
2. Відсік електроніки: зона розміщення мікроконтролера NUCLEO-H743ZI, драйвера живлення та плати комутації.
3. Термостатований вузол кюветотримача: найбільш складна частина конструкції, розріз якої представлено на рисунку 3.10.

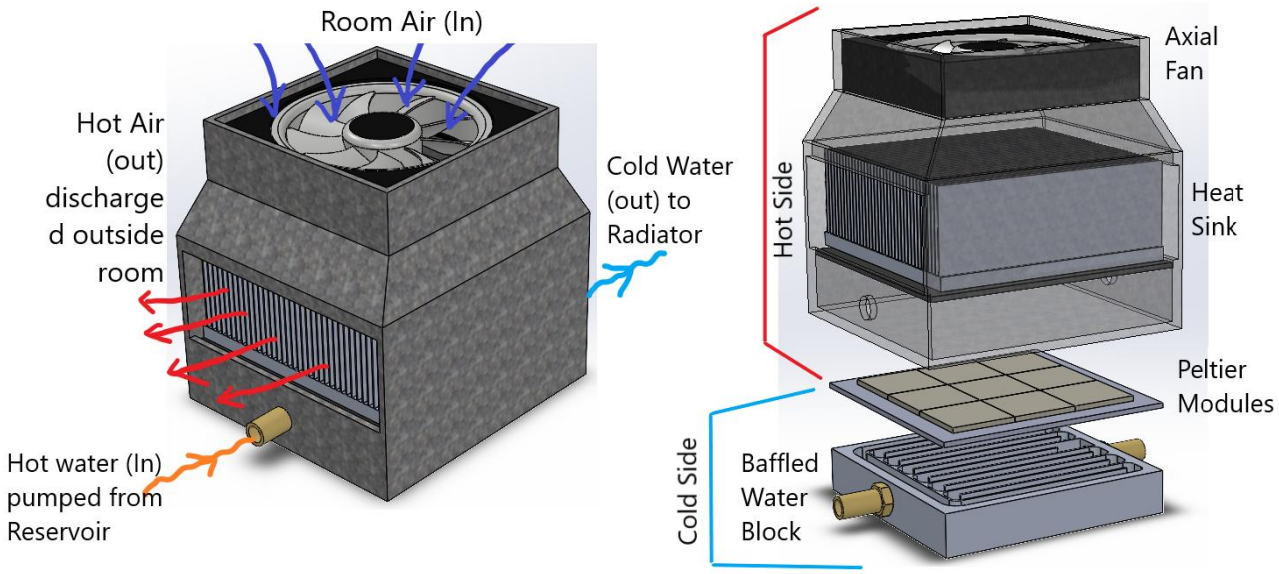

Рисунок 3.10 – Складальне креслення (розріз) вузла термостабілізації кювети

Кюветне відділення спроектоване для використання стандартних спектрофотометричних кювет розміром $12.5 \times 12.5 \times 45$ мм. Ключовою вимогою при проектуванні цього вузла було забезпечення ефективного теплообміну. Реалізовано схему «сендвіча»:

- Мідна теплорозподільна пластина, що безпосередньо контактує зі стінкою кювети;
- Термоелектричний модуль Пельтьє TEC1-12706 (холодна сторона до кювети, гаряча — назовні);
- Алюмінієвий радіатор з активним повітряним охолодженням (кулером), що відводить надлишкове тепло від гарячої сторони елемента Пельтьє.

Для кріплення елемента Пельтьє передбачено притискну рамку, яка забезпечує рівномірне зусилля притискання (близько 10-15 Н), що є необхідним для мінімізації термічного опору, але безпечним для керамічної підкладки модуля.

Виготовлення компонентів корпусу здійснювалося методом адитивного виробництва (3D-друк) за технологією FDM (Fused Deposition Modeling). В якості конструкційного матеріалу обрано PETG-пластик чорного кольору. Цей вибір обумовлений його високою механічною міцністю, термостійкістю (що важливо при контакті з радіатором) та непрозорістю для видимого та ІЧ-випромінювання.

Розроблена конструкція передбачає модульність: блок лазера та блок камери мають юстирувальні гвинти, що дозволяє проводити точне налаштування фокусної відстані та центрування променю відносно вхідної апертури об'єктива вже після складання приладу.

3.7 Висновки до розділу 3

У третьому розділі вирішено комплексне інженерне завдання з проектування апаратної частини лазерного діагностичного комплексу. На основі аналізу технічних обмежень існуючих аналогів, зокрема проблем термодеградації напівпровідникових випромінювачів, було сформульовано нову концепцію побудови приладу та розроблено його структурну схему. В основу оптичної системи покладено використання напівпровідникового лазера ближнього інфрачервоного діапазону ($\lambda \approx 780$ нм), що дозволяє проводити неінвазивні дослідження глибоких шарів біологічних тканин завдяки «вікну прозорості» крові.

Критично важливим етапом роботи стала розробка прецизійного драйвера живлення лазера. Запропоноване схемотехнічне рішення на базі джерела струму, керованого напругою, дозволяє здійснювати гнучке регулювання потужності випромінювання за допомогою ШІМ-сигналу від мікроконтролера.

Комп’ютерне моделювання у середовищі Micro-Cap 9 підтвердило стабільність роботи схеми та ефективність обраних фільтрів, довівши здатність драйвера забезпечити плавний запуск («soft start») для захисту кристала лазера.

Для забезпечення спектральної чистоти випромінювання та довговічності приладу впроваджено систему активної термостабілізації на базі термоелектричного модуля Пельтьє TEC1-12706. Реалізована схема керування дозволяє підтримувати робочу температуру лазера у вузькому діапазоні, нівелюючи вплив зовнішнього середовища.

В якості центрального обчислювального вузла обрано високопродуктивний мікроконтролер STM32H743ZI на архітектурі ARM Cortex-M7. Використання потужної відлагоджувальної плати NUCLEO на етапі прототипування дозволило зняти апаратні обмеження при розробці програмних алгоритмів обробки сигналів, заклавши надійний фундамент для подальшої оптимізації пристрою перед серійним виробництвом.

4 ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЛАЗЕРНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ СПЕКЛ-АНАЛІЗУ КРОВІ

4.1. Алгоритмічне забезпечення мікроконтролерного модуля

Архітектура вбудованого програмного забезпечення розроблена за принципом поділу обчислювальних процесів на фонові та пріоритетні задачі. Враховуючи одноядерну структуру процесора STM32, псевдопаралельність виконання операцій досягається шляхом використання апаратних переривань. Загальна логіка функціонування системи візуалізована у вигляді блок-схеми на рисунку 4.1.

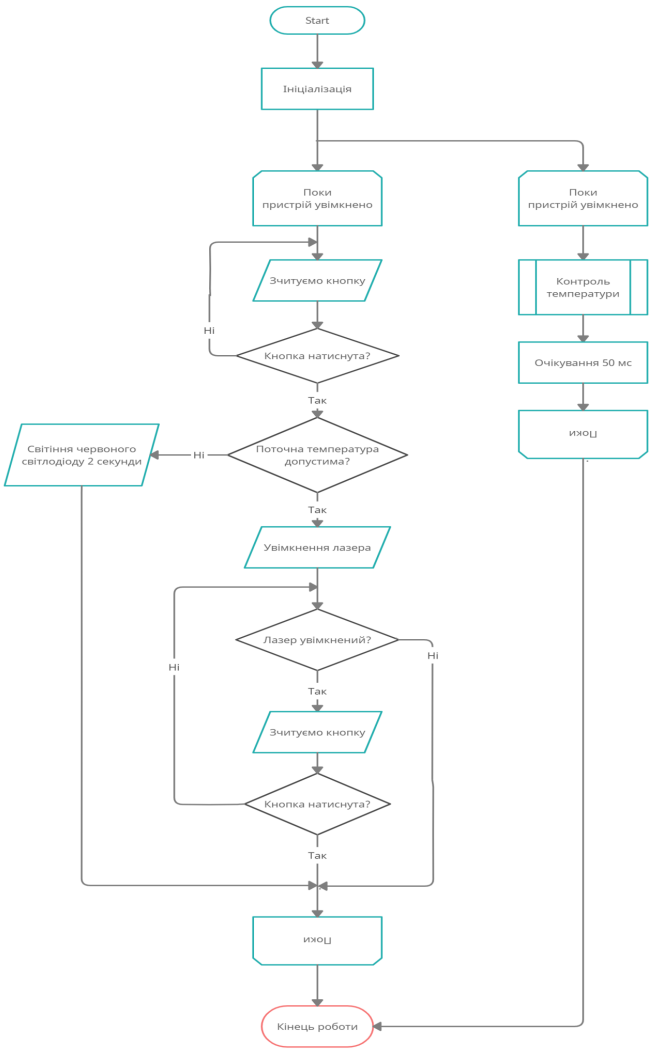

Рисунок 4.1 – Узагальнена блок-схема алгоритму роботи мікроконтролера

Після подачі живлення та ініціалізації драйверів периферії (GPIO, ADC, I2C, Timers), програма розділяється на два логічні потоки. Перший потік (пріоритетний) реалізовано на базі системного таймера, налаштованого на генерацію переривань з періодом T_{int} = 50 мс. У обробнику цього переривання виконується критично важлива функція термоконтролю, деталізована на рисунку 4.2. Її завданням є опитування датчиків температури (як на корпусі лазера, так і на кюветі зі зразком), прийняття рішень щодо активації системи охолодження та оновлення інформації на дисплеї.

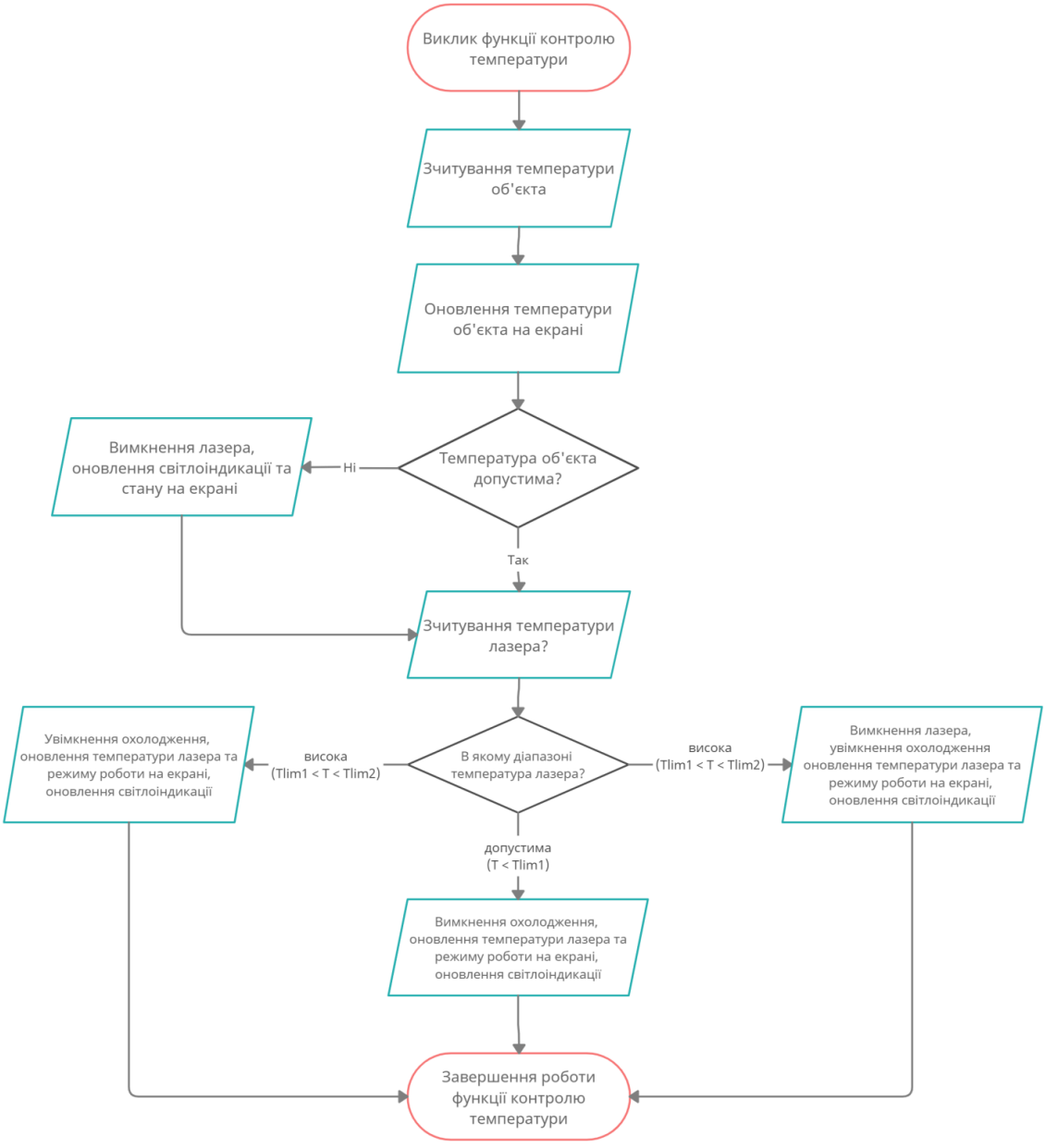

Рисунок 4.2 – Деталізована блок-схема підпрограми температурного моніторингу

Другий потік (основний цикл main loop) відповідає за взаємодію з користувачем. Він безперервно опитує стан кнопки керування, обробляє логіку запуску/зупинки лазера та блокує вмикання випромінювача у разі виявлення аварійних статусів, встановлених у перериванні.

Логіка термостабілізації базується на порівнянні поточних температур із попередньо заданими граничними константами:

T_{lim1} — нижній поріг робочої зони (поріг увімкнення модуля Пельтьє).

T_{lim2}— критична температура лазера (аварійне відключення).

T_{0_lim1}— критична температура біологічного зразка.

Система індикації реалізована за принципом скінченного автомату станів. На рідкокристалічний дисплей виводяться два інформаційні поля. Поле статусу охолодження набуває значення COOLING ON при перевищенні температурою лазера порогу T_{lim1}, незалежно від інших умов, та COOLING OFF при її зниженні.

Поле статусу системи має три основні стани:

- READY: Лазер вимкнений, температура в нормі ($T < T_{lim2}$). Система очікує команди оператора.
- WORKS: Лазер генерує випромінювання, температури лазера та зразка не перевищують критичних значень (T_{lim2} та T_{0_lim1}).
- OVERHEAT: Аварійний режим. Фіксується при перевищенні будь-якого з критичних порогів. У цьому стані лазер примусово знеструмлюється, на дисплеї поруч із критичним показником з'являється попереджувальний символ (знак оклику), а спроба запуску блокується з активацією червоного світлодіода.

Для підвищення ергономічності приладу реалізовано дублюючу світлодіодну індикацію: зелений колір сигналізує про штатну роботу в оптимальному температурному режимі, жовтий — про роботу з активним охолодженням, а червоний — про виникнення помилки або блокування запуску.

4.2 Реалізація низькорівневого програмного забезпечення та конфігурація периферії

Початковим етапом розробки прошивки стала генерація базового коду ініціалізації апаратної частини (Hardware Abstraction Layer — HAL). Для цього було використано графічний конфігуратор STM32CubeMX, який дозволив автоматизувати процес розподілу ресурсів мікроконтролера. На етапі проектування було здійснено прив'язку фізичних виводів (pin mapping) для керування драйвером лазера, силовим ключем елемента Пельтьє, інтерфейсом рідкокристалічного дисплея та шиною даних цифрових термодатчиків. Результат конфігурації портів введення-виведення представлено на рисунку 4.3.

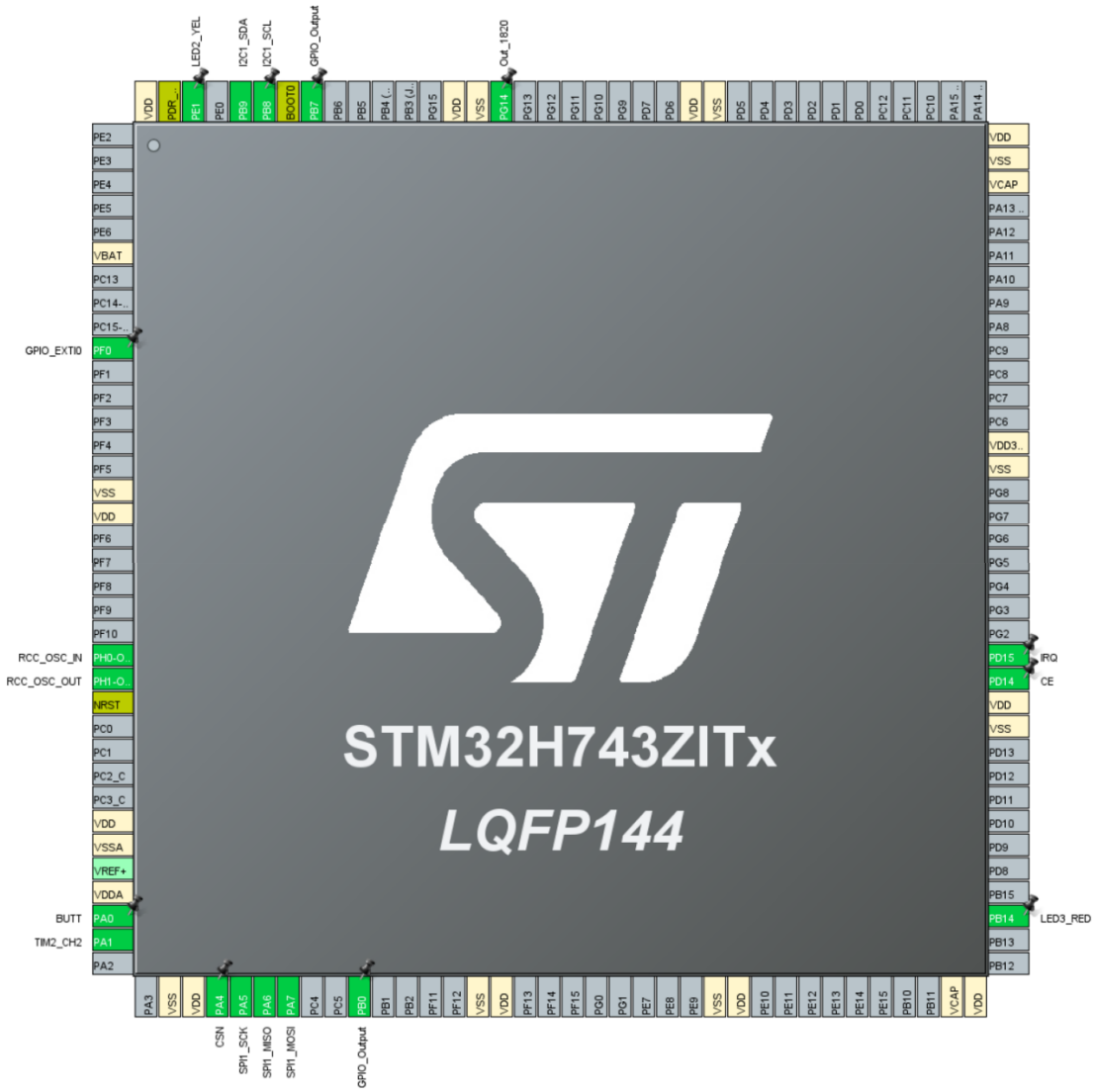

Рисунок 4.3 – Карта розподілу виводів мікроконтролера STM32H743ZI у середовищі STM32CubeMX

Критично важливим аспектом для забезпечення часової стабільності вимірювань є налаштування системи тактування (Clock Tree). В якості опорного джерела частоти обрано зовнішній кварцовий резонатор (HSE), встановлений на платі Nucleo. За допомогою вбудованого блоку фазового автопідлаштування частоти (PLL), системну частоту ядра (SYSCLK) та частоту периферійної шини APB2 було піднято до робочого рівня 200 МГц.

Для реалізації дискретного керування процесом термостабілізації задіяно апаратний таймер загального призначення TIM7. Його конфігурацію розраховано таким чином, щоб забезпечити генерацію переривань з періодом T=50 мс (рис. 4.4).

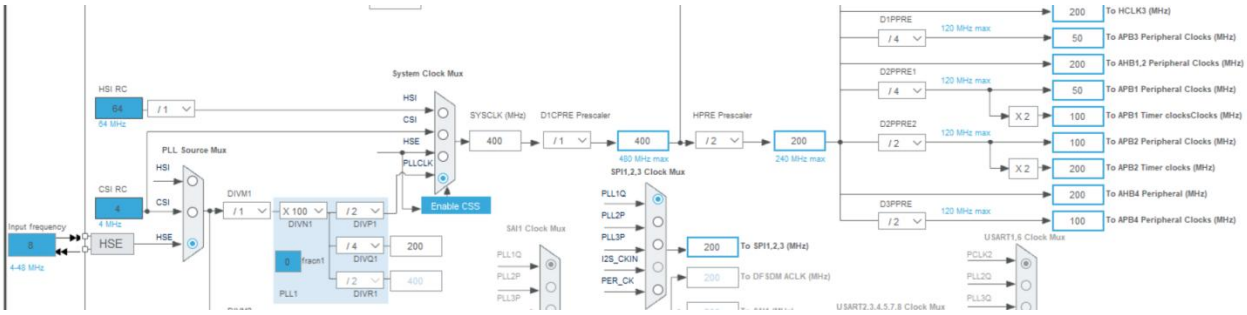

Рисунок 4.4 – Параметри конфігурації системного таймера TIM7

Розрахунок параметрів таймера базується на базовій частоті шини f_{bus}=200 МГц. Оскільки таймер є 16-бітним, для отримання необхідної часової затримки використано попередній дільник частоти (Prescaler). Значення дільника обрано рівним PSC = 49999. Тоді робоча частота лічильника f_{cnt} становить:

$$f_{\{cnt\}} = \frac{f_{\{bus\}}}{PSC\ +\ 1} = \frac{200\ \cdot 10^6}{49999\ +\ 1} = \ 4000\ \text{Гц} \qquad (4.1)$$

Це означає, що один такт таймера відповідає часу 0,25 мс. Для отримання інтервалу в 50 мс необхідно відрахувати 200 тактів. Відповідно, значення регістру автозавантаження (Counter Period) встановлено як ARR = 199 (з урахуванням нульового відліку).

Згенерований проект було експортовано до інтегрованого середовища розробки IAR Embedded Workbench for ARM. Архітектура програмного коду побудована за модульним принципом мовою C. Окрім основного файлу main.c, що містить суперцикл та обробники переривань, розроблено дві спеціалізовані бібліотеки драйверів: для низькорівневої роботи з LCD-дисплеєм та для протоколу обміну даними з цифровими датчиками температури.

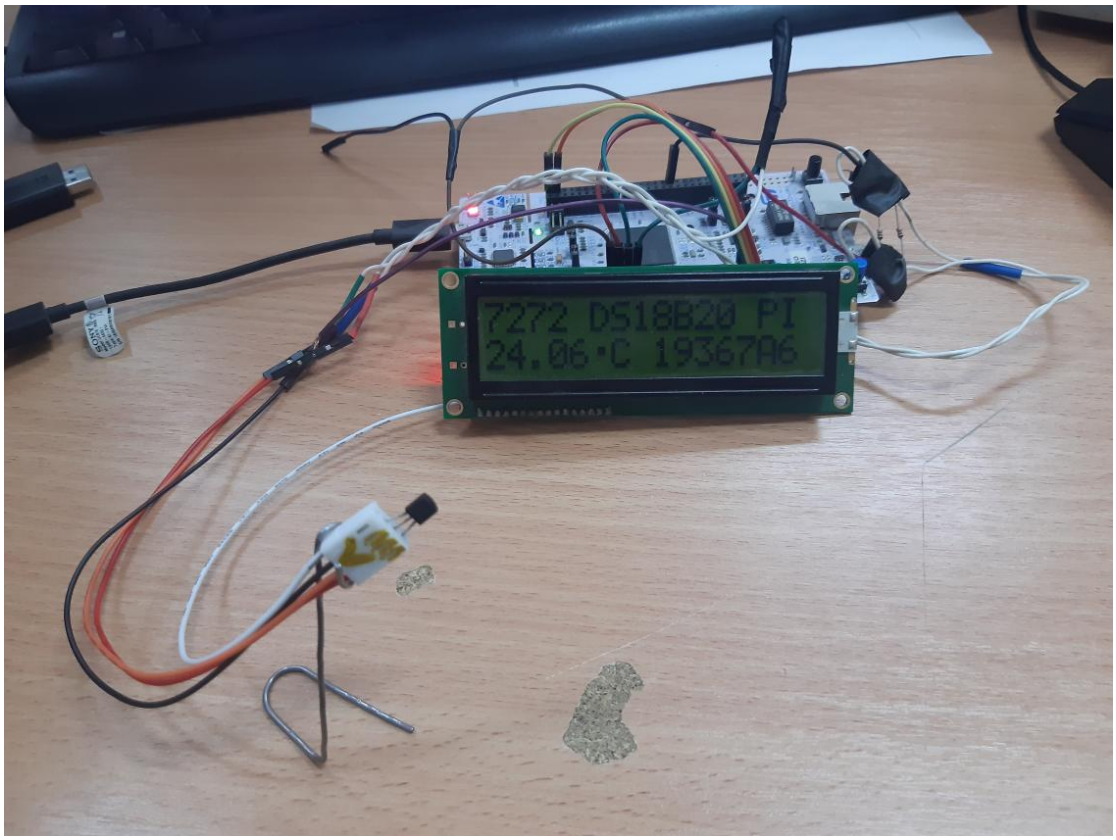

Рисунок 4.5 – Макетний зразок електронної частини пристрою під час відлагодження

Апробація розробленого програмного забезпечення проводилася на макетному зразку пристрою (рис. 4.5). Комплексне тестування у різних режимах навантаження підтвердило відсутність програмних збоїв (багів), коректність обробки переривань та високу стабільність формування ШІМ-сигналів керування, що повністю задовольняє технічне завдання.

4.3 Проектування алгоритму функціонування клієнтського програмного забезпечення

Інтеграція розробленого апаратного комплексу в єдину вимірювальну систему вимагає створення спеціалізованого прикладного програмного забезпечення для персонального комп'ютера. Головною метою цього програмного модуля є забезпечення інтерфейсу між оператором та оптико-електронним блоком, а також організація потоку даних від пристрою реєстрації (камери) до накопичувача інформації.

На етапі проектування архітектури програмного продукту було сформульовано низку ключових технічних вимог. По-перше, враховуючи специфіку роботи в лабораторних умовах, графічний інтерфейс користувача (GUI) має відповідати принципам ергономічності та інтуїтивної зрозумілості, мінімізуючи час на навчання персоналу. По-друге, критично важливою умовою для коректного спекл-аналізу є метрологічна достовірність отриманих даних. Тому програмне забезпечення повинно забезпечувати збереження графічної інформації виключно у форматах без втрат якості (lossless), уникаючи алгоритмів компресії (на кшталт JPEG), які вносять незворотні артефакти та спотворюють статистичні характеристики спекл-поля.

Третьою вимогою є модульність та масштабованість архітектури. Програма проектується таким чином, щоб у майбутньому існувала можливість безперешкодної імплементації нових математичних алгоритмів обробки даних без необхідності повної переробки ядра системи.

Загальна логіка функціонування розробленого програмного забезпечення візуалізована на рисунку 4.6.

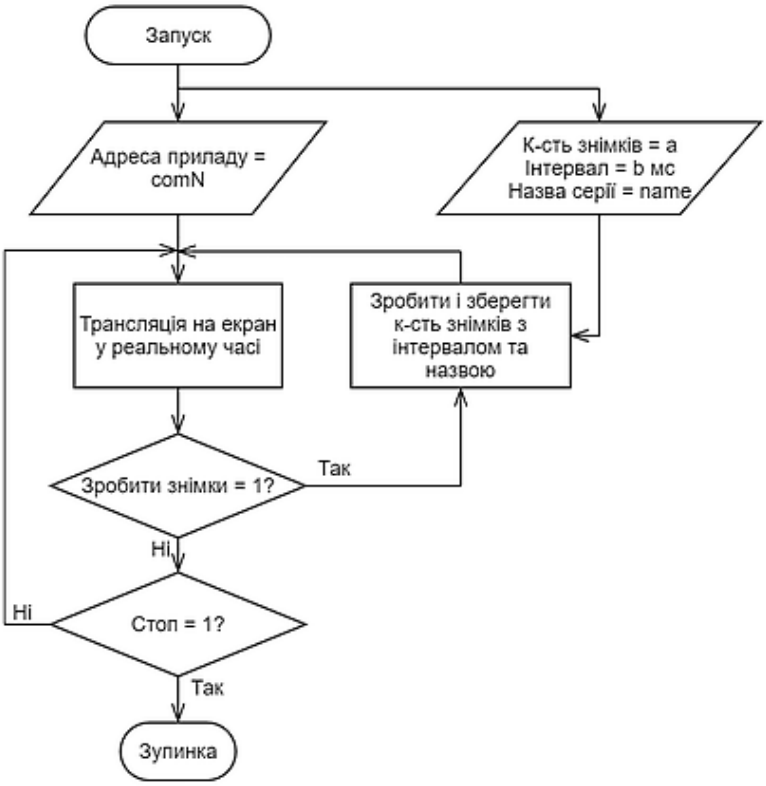

Рисунок 4.6 – Блок-схема алгоритму роботи програми користувача

Алгоритм передбачає послідовне виконання етапів ініціалізації драйверів відеозахоплення, налаштування параметрів експозиції та підсилення камери, буферизацію вхідного відеопотоку в оперативній пам'яті та його безпосередній запис на жорсткий диск у режимі реального часу. Такий підхід дозволяє проводити тривалі експерименти з дослідження динаміки біооб'єктів, гарантуючи збереження всієї корисної інформації для подальшого офлайн-аналізу.

4.4. Реалізація графічного інтерфейсу користувача в середовищі NI LabVIEW

Розробка клієнтського програмного забезпечення здійснювалася в середовищі графічного програмування NI LabVIEW, вибір якого обумовлений двома стратегічними факторами. По-перше, парадигма «віртуальних приладів» дозволяє напівавтоматично генерувати ергономічний візуальний інтерфейс (Front Panel) паралельно зі створенням логіки програми, що значно прискорює

етап прототипування. По-друге, вирішальним аргументом стала наявність спеціалізованого пакету розширення Vision Development Module. Ця бібліотека містить оптимізовані драйвери для захоплення високошвидкісних відеопотоків та потужний математичний апарат для обробки зображень у реальному часі, що є необхідним фундаментом для подальшого вдосконалення діагностичних алгоритмів пристрою.

Програмна архітектура розробленого модуля складається з двох взаємопов'язаних частин: блок-діаграми (Block Diagram), що містить вихідний код, та лицьової панелі (Front Panel), яка виступає пультом керування оператора. Структуру блок-діаграми наведено на рисунку 4.7.

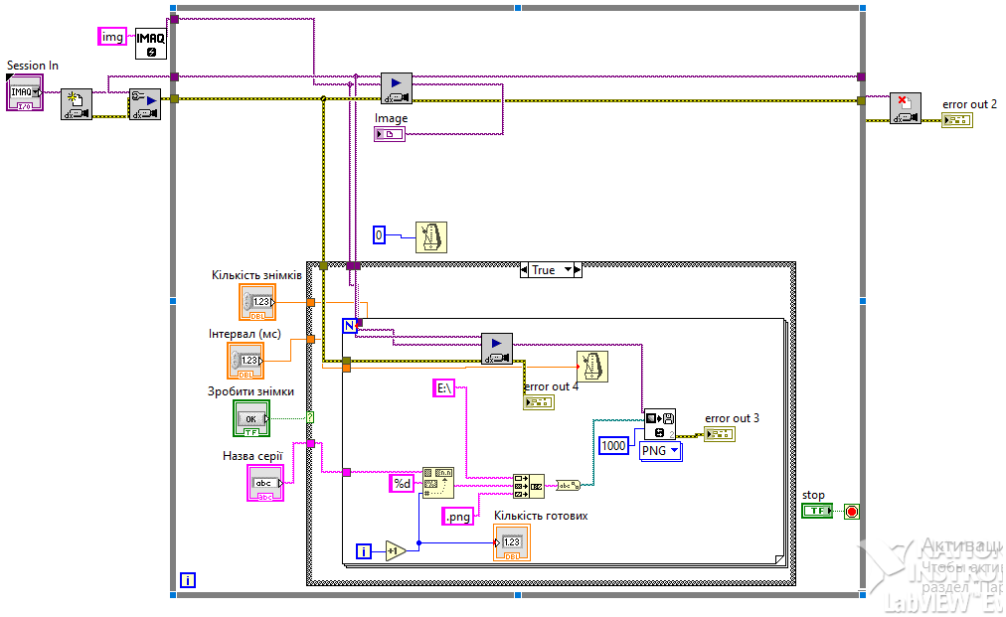

Рисунок 4.7 – Блок-діаграма алгоритму відеозахоплення та збереження даних у середовищі NI LabVIEW

Логічне ядро програми побудоване на базі віртуальних інструментів (VI) бібліотеки Vision. Алгоритм ініціює сесію захоплення з USB-камери, конвертує вхідний бітовий потік у формат зображення та виводить його на дисплей у режимі «Live View». Для автоматизації процесу збору даних реалізовано структуру циклу While Loop, параметри якого динамічно задаються користувачем через елементи керування. Зокрема, оператор вводить бажану

кількість знімків (що визначає кількість ітерацій циклу) та часовий інтервал між ними (який передається у функцію затримки Wait).

Формування файлової системи здійснюється шляхом конкатенації базового шляху (диск C:/) та введеної назви серії експерименту. При активації тригера «Зробити знімки» програма входить у цикл запису, де на кожній ітерації до базової назви додається порядковий номер кадру. Сформований буфер зображення передається у функцію запису, яка зберігає файл у форматі PNG без стиснення (Lossless), що гарантує збереження вихідної якості спекл-картини. Варто зауважити, що алгоритм дозволяє перезапис існуючих файлів у разі збігу імен, що спрощує проведення серійних тестів.

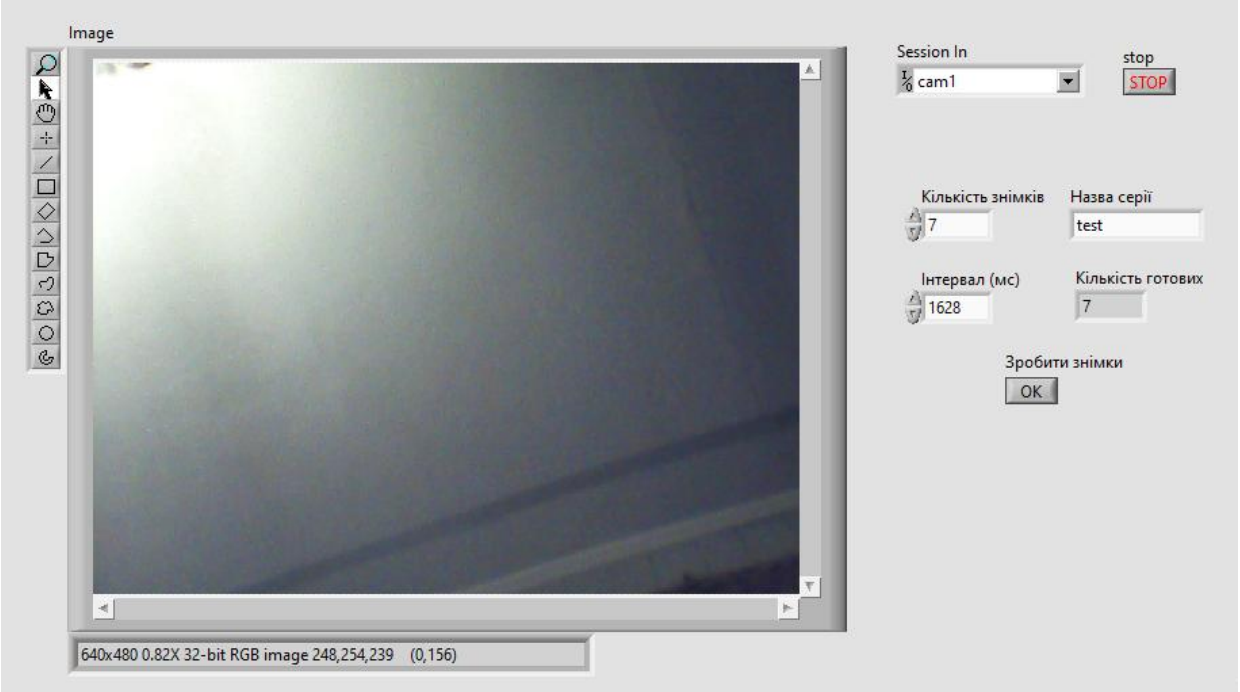

Рисунок 4.8 – Лицьова панель віртуального приладу у середовищі NI LabVIEW

Результатом роботи є інтуїтивно зрозумілий графічний інтерфейс (рис. 4.8), який надає оператору повний контроль над параметрами зйомки. Комплексне тестування програмного модуля підтвердило стабільність відеопотоку, точність відпрацювання часових інтервалів та коректність

збереження даних, що свідчить про повну готовність ПЗ до проведення лабораторних досліджень.

4.5 Висновки до розділу 4

У четвертому розділі реалізовано комплексне програмне забезпечення для лазерного діагностичного пристрою, яке охоплює як рівень вбудованої електроніки, так і рівень користувацького інтерфейсу. На основі розробленої концепції функціонування системи створено деталізовані блок-схеми алгоритмів керування, що забезпечують автономну термостабілізацію та безпеку роботи приладу.

Застосування автоматизованого генератора коду STM32CubeMX дозволило ефективно налаштувати апаратні ресурси відлагоджувальної плати NUCLEO-H743ZI, включаючи систему тактування та інтерфейси периферії. Подальша розробка прошивки здійснювалася мовою C у професійному середовищі IAR Embedded Workbench for Arm. В рамках цього етапу було написано спеціалізовані бібліотеки драйверів для цифрових термодатчиків та рідкокристалічного дисплея. Апробація програмного коду на макетному зразку підтвердила стабільність роботи системи переривань та відсутність помилок функціонування.

Для взаємодії з персональним комп'ютером розроблено прикладне програмне забезпечення в середовищі графічного програмування NI LabVIEW. Використання спеціалізованого модуля Vision Development Module дозволило реалізувати функції захоплення відеопотоку та збереження зображень без втрати якості, що є критично важливим для коректного спекл-аналізу. Створений графічний інтерфейс повністю задовольняє функціональні вимоги проекту на поточному етапі та має потенціал для подальшого масштабування.

5. ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

5.1 Технологічний аудит розробленої системи інтерферометрії зразків крові

Як було зазначено раніше, система інтерферометрії зразків крові є перспективним напрямом розвитку оптичної діагностики в біомедичній інженерії, що пояснюється зростаючою потребою у високоточних, швидких і неінвазивних методах аналізу морфологічних та біохімічних властивостей крові.

Сьогодні у світі існує багато відомих систем подібного типу, які базуються на цифровій голографічній інтерферометрії, лазерній оптиці та алгоритмах обробки зображень для вимірювання мікроструктурних змін клітин без застосування барвників. Серед відомих аналогів можна виділити системи Lyncee Tec DHM, Nanolive 3D Cell Explorer та дослідницькі комплекси на базі цифрових голографічних мікроскопів.

Разом з тим, розробка власної системи інтерферометрії не є зайвою і дозволить підвищити точність діагностики, зменшити витрати на аналіз крові та розширити можливості клінічних досліджень у режимі реального часу.

Тому метою цієї магістерської роботи стала розробка власної системи інтерферометрії зразків крові, яка б доповнювала існуючі і розширювала лікувальні можливості вітчизняної медицини.

Для встановлення комерційного потенціалу розробленої нами системи інтерферометрії зразків крові було запрошено 3-х відомих експертів: д.т.н., доцента Заболотну Н.І., доктора філософії пана Карася О.В. та к.т.н., доцента Штофеля Д.Х. (див. табл. 5.1).

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

	Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)				
	0	1	2	3	4
	Технічна здійсненність концепції:				
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки):					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Ринкові перспективи					
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витрачати значні кошти та час на навчання	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
		наявних фахівців			
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
0	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
1	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
		10-ти років	5-ти років	від 3-х до 5-ти років	років
2	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Запрошені експерти оцінили комерційний потенціал розробленої нами системи інтерферометрії зразків крові за рекомендованими критеріями, як це пропонується в таблиці 5.1.

Виставлені експертами бальні оцінки було зведено в таблицю 5.2.

Після проведеного експертного оцінювання було розраховано рівень комерційного потенціалу розробленої нами системи система інтерферометрії зразків крові. Для цього були використані рекомендації, які наведено в таблиці 5.3 [1].

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

Критерії	Ініціали, прізвище експертів		
	Н.І. Заболотна	О.В. Карась	Д.Х. Штофель
	Бали, що їх виставили експерти:		
1	3	3	3
2	3	3	3
3	3	2	3
4	3	3	3
5	2	3	3
6	3	2	3
7	3	3	3
8	3	3	2
9	2	3	3
10	3	3	3
11	2	3	3
12	3	3	3
Сума балів	$СБ_1 = 33$	$СБ_2 = 34$	$СБ_3 = 35$
Середньоа рифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_{1}^{3} СБ_i}{3} = \frac{33+34+35}{3} = \frac{102}{3} = 34,00$		

Таблиця 5.3 – Рівні комерційного потенціалу будь-якої наукової розробки

Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$, розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 – 10	Низький

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

Оскільки середньоарифметична сума балів, що їх виставили експерти, становить 34,00 балів (із максимально можливих 48-ми балів), то це свідчить, що розроблена нами система інтерферометрії зразків крові має рівень комерційного потенціалу, який можна вважати «середнім». Це пояснюється складністю побудови цієї системи та підвищеними вимогами до її застосування з боку медичних адміністрацій, лікарів клінічної діагностики тощо.

5.2 Розрахунок витрат на розроблення системи інтерферометрії зразків крові

При розробленні цієї системи були зроблені такі основні витрати:

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

$$З_о = \frac{М}{Т_р} \cdot t \quad \text{грн}, \quad (5.1)$$

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

Для 2025 року приймемо, що:

М = (8000…42000) грн/місяць;

$Т_р$ – число робочих днів в місяці; приймемо $Т_р$ = 21 день;

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

Зроблені розрахунки величини основної заробітної плати розробників, дослідників тощо зведемо до таблиці 5.4:

Таблиця 5.4 – Основна заробітна плата розробників (дослідників)

Найменування посади виконавця	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів (годин) роботи	Витрати на оплату праці, грн
1. Науковий керівник магістерської роботи, професор	30000	1428,57	20 годин	(1428,57 / 6) × 20 = = 4761,9 ≈ 4762 (при 6-годинному робочому дні)
2. Здобувач-магістрант (виконавець)	8000	380,95	69 днів	≈ 26286
3. Консультанти-лікарі, діагностики тощо	45000	≈ 2143	6 днів	12858 грн (при 8-годинному робочому дні)
4. Консультант з економічної частини	21000	1000	1,5 години	(1000 /6) × 1,5 = 249,99 ≈250 грн (при 6-годинному робочому дні)
Загалом				$З_о$ = 44156 грн

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

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

$$З_д = \alpha \cdot З_о = (0{,}1...0{,}12) \cdot З_о. \quad (5.2)$$

Приймемо, що α = 0,12. Тоді для нашого випадку отримаємо:

$З_д$ = 0,12 × 44156 = 5298,72 ≈ 5299 грн.

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

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

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

$НЗН_{зп}$ = (44156 + 5299) × 0,22 = 10880,10 ≈ 10881 грн.

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

$$А = \frac{Ц \cdot Н_а}{100} \cdot \frac{Т}{12} \text{ грн}, \quad (5.4)$$

де Ц – загальна балансова вартість основних засобів, грн;

$Н_а$ – річна норма амортизаційних відрахувань.

Встановлено, що $Н_а$ = (2,5...25)%;

Т – термін використання основних засобів, місяці.

Зроблені розрахунки зведено в таблицю 5.5.

Таблиця 5.5 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень тощо	Балансова вартість, грн	Норма амортизації, %	Термін використання, місяців	Величина амортизаційних відрахувань, грн
1. Комп'ютерна техніка, обладнання, інші прилади тощо	140 000	22,5	3,0 (при 75% використанні)	5906,25 ≈ 5907

2. Приміщення університету, факультету, кафедри	65000	2,75	3,0 (при 60% використанні)	268,12 ≈ 269
3. Приміщення лікарні	80000	2,75	3,0 (при 40% використанні)	220
Всього				А = 6396 грн

д). Витрати на матеріали М розраховуються за формулою:

$$М = \sum_{1}^{n} Н_i \cdot Ц_i \cdot К_i - \sum_{1}^{n} В_i \cdot Ц_в \quad \text{грн,(5.5)}$$

де $Н_i$ – витрати матеріалу *і*-го найменування, кг; $Ц_i$ – вартість матеріалу *і*-го най-менування; $К_i$ – коефіцієнт транспортних витрат, $К_i$ = (1,1…1,15); $В_i$ – маса відходів матеріалу *і*-го найменування; $Ц_в$ – ціна відходів матеріалу *і*-го найменування; n – кількість видів матеріалів.

е). Витрати на комплектуючі К розраховуються за формулою:

$$К = \sum_{1}^{n} Н_i \cdot Ц_i \cdot К_i \quad \text{грн,} \quad (5.6)$$

де $Н_i$ – кількість комплектуючих *і*-го виду, шт.; $Ц_i$ – ціна комплектуючих *і*-го виду; $К_i$ – коефіцієнт транспортних витрат, $К_i$ = (1,1…1,15); n – кількість видів комплектуючих.

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи загальні витрати на матеріали та комплектуючі склали укрупнено приблизно 3500 грн.

ж). Витрати на силову електроенергію $В_е$ розраховуються за формулою:

$$В_е = \frac{В \cdot П \cdot Ф \cdot К_п}{К_д}, \quad (5.7)$$

де В – вартість 1 кВт-год. електроенергії, в 2025 р. В ≈ 6,0 грн/кВт;

П – установлена потужність обладнання, кВт; П = 1,45 кВт;

Ф – фактична кількість годин роботи обладнання, годин.

Приймемо, що Ф = 200 годин;

$К_п$ – коефіцієнт використання потужності; $К_п$ < 1 = 0,87.

$К_д$ – коефіцієнт корисної дії, $К_д$ = 0,77.

Тоді витрати на силову електроенергію будуть дорівнювати:

$$В_е = \frac{В \cdot П \cdot Ф \cdot К_п}{К_д} = \frac{6,0 \cdot 1,45 \cdot 200 \cdot 0,87}{0,77} = 1965,97$$

≈ 1966 грн.

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

$В_{інш} = (0,5....3) \times З_о$. (5.8)

Для нашого випадку отримаємо:

$В_{інш} = 1,8 \times 44156 = 79480,8 \approx 79481$ грн.

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

В = 44156 + 5299 + 10881+ 6396 + 3500 + 1966 + 79481 = 151679 грн.

Л). Загальні витрати на розробку системи становитимуть:

$$В_{заг} = \frac{В}{\beta},(5.9)$$

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

Оскільки наша розробка на цей момент часу має потребує деякого доопрацювання, то можна умовно прийняти, що, $\beta \approx 0,86$ [1].

Тоді: $$В_{заг} = \frac{151679}{0,86} = 176370,93$$ грн або приблизно 177 тисяч грн.

Тобто прогнозовані загальні витрати на розробку системи інтерферометрії зразків крові можуть становити 177 тисяч грн.

5.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи інтерферометрії зразків крові

Проведене дослідження ринку показало, що розроблена нами система інтерферометрії зразків крові знайде широке застосування на ринку лікувальних послуг завдяки своїм кращим функціональним і вартісним характеристикам. Приблизний аналіз місткості ринку показав, що на сьогодні в Україні кількість реальних користувачів подібних систем може бути великою. Тому для початку домовимося про 120 систем. Окрім того, можна очікувати зростання попиту на нашу розробку принаймні протягом 3-х років після її впровадження.

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

Прогноз зростання попиту на нашу розробку може складати по роках:

а) 2026 р. – приблизно + 20 шт. (відносно базового року);

б) 2027 р. – + 25 шт. (відносно базового року);

в) 2028 р. – +15 шт., оскільки можуть з’явитися нові, більш ефективні розробки, що будуть виконувати аналогічні функції.

Аналіз ринку також показує, що високоточні інтерферометри (не обов’яз-ково біологічні) можуть коштувати дуже по-різному. Наприклад: “Dimension- Bin-na-2 Multi-Fiber Interferometer” коштує приблизно 57656,54 ₴; “Lumetrics- Opti-gauge Interfero-meter DI-340” коштує приблизно 18738,37 ₴; “Reichert Nomarski /Interference Microscope” коштує приблизно 7413 ₴ (але це досить базовий або вживаний варіант); інвертований мікроскоп з диференціально-інтерференційним контрастом ~ 327000 ₴.

Тому за базову ціну системи інтерферометрії зразків крові приймемо ціну в 160 тисяч грн. А оскільки розроблена нами система інтерферометрії зразків крові має значно кращі функціональні можливості, то її можна буде реалізовувати на ринку дещо дорожче, ніж аналогічні розробки, наприклад, в середньому за 200 тисяч грн, тобто на 40 тисяч грн дорожче.

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

$$\Delta П_i = \sum_1^n (\Delta Ц_o \cdot N + Ц_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot (1 - \frac{\upsilon}{100}), \quad (5.10)$$

де $\Delta Ц_o$ – збільшення ціни реалізації розробки $\Delta Ц_o$ = 200 - 160 = + 40 тисяч грн;

N – обсяг діяльності у році до впровадження розробки; N = 120 шт.;

ΔN – покращення основного кількісного показника від впровадження розробки: у 2026 році – + 20 шт., у 2027 році + 25 шт., у 2028 році + 15 шт. (відносно базового 2025 року);

$Ц_o$ – ціна реалізації нашої розробки після її виведення на ринок, $Ц_o$= 200 тисяч грн;

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

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

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. Рекомендується приймати ρ = (0,2...0,5); візьмемо мінімальний рівень ρ = 0,3;

υ – ставка податку на прибуток. У 2025 році υ = 18%.

Тоді можливе зростання чистого прибутку $\Delta П_1$ для потенційного інвестора протягом першого року від можливої комерціалізації нашої розробки (2026 р.) становитиме:

$$\Delta П_1 = [40 \cdot 120 + 200 \cdot 20] \cdot 0{,}8333 \cdot 0{,}3 \cdot (1 - \frac{18}{100}) = 1803{,}92 \approx 1804$$ тисяч грн.

Можливе зростання чистого прибутку $\Delta П_2$ для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом другого (2027 р.) року становитиме:

$$\Delta П_2 = [40 \cdot 120 + 200 \cdot 25] \cdot 0,8333 \cdot 0,3 \cdot (1 - \frac{18}{100}) = 2008,92 \approx 2009$$ тисяч

грн.

Можливе зростання чистого прибутку $\Delta П_3$ для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом третього (2028 р.) року становитиме:

$$\Delta П_3 = [40 \cdot 120 + 200 \cdot 15] \cdot 0,8333 \cdot 0,3 \cdot (1 - \frac{18}{100}) = 1598,93 \approx 1599$$ тис. грн.

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

$$ПП = \sum_{1}^{т} \frac{\Delta П_i}{(1+\tau)^t}, \quad (5.11)$$

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

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

τ – ставка дисконтування (або рівень інфляції). Для 2025 р. приймемо, що τ = 0,13 (13%);

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

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

$$ПП = \frac{1804}{(1+0,13)^2} + \frac{2009}{(1+0,13)^3} + \frac{1599}{(1+0,13)^4} \approx 1413 + 1393 + 981 = 3787$$

тисяч грн.

Теперішня вартість інвестицій PV (або можлива вартість придбання нашої розробки інвестором для її комерціалізації): $PV = К \times В_{заг} = (1,0…5,0) \times В_{заг}$,

де $В_{заг}$ = 177 тисяч грн (див. підрозділ 5.1).

Для нашого випадку приймемо, що:

$PV = (1,0…5,0) \times 177 = 5,0 \times 177 = 885$ тисяч грн.

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

$Е_{абс}$ = ПП – PV = 3787 – 885 = 2902 тисяч грн.

Оскільки $Е_{абс} > 0$, то комерціалізація нашої розробки може бути доцільною.

Далі розрахуємо внутрішню дохідність $Е_в$ вкладених інвестицій (коштів):

$$Е_в = \sqrt[Т_ж]{1 + \frac{Е_{абс}}{PV}} - 1, \quad (5.12)$$

де $Е_{абс}$ – абсолютний ефект вкладених інвестицій; $Е_{абс}$ = 2902 тисяч грн;

PV –теперішня вартість початкових інвестицій PV = 885 тисяч грн;

$Т_ж$ – життєвий цикл розробки, роки.

$Т_ж$ = 4 роки (2025-й, 2026-й, 2027-й, 2028-й роки)

Для нашого випадку отримаємо:

$$Е_в = \sqrt[4]{1 + \frac{2902}{885}} - 1 = \sqrt[4]{1 + 3,2791} - 1 = \sqrt[4]{4,2791} - 1 = 1,438 - 1 = 0,438 \approx 43,8\%.$$

Далі визначимо мінімальну дохідність вкладних інвестицій, нижче за яку потенційному інвестору не вигідно буде займатися виведенням нашої розробки на ринок і її комерціалізацією.

Мінімальна дохідність $\tau_{мін}$ визначається за формулою:

$$\tau_{мін} = d + f, \quad (5.13)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні d = (0,10...0,18). Приймемо, що τ = 13%.

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

Приймемо, що f = 30%, тобто f = 0,3.

Тоді для нашого випадку отримаємо:

$\tau_{мін} = 0,13 + 0,30 = 0,43$ або $\tau_{мін} = 43\%$.

Оскільки величина $E_в = 43,8\% > \tau_{мін} = 43\%$, то потенційний інвестор у принципі може бути зацікавлений у виведенні на ринок розробленої нами системи інтерферометрії зразків крові для її подальшої комерціалізації.

Далі розраховуємо термін окупності коштів, вкладених у можливу комерціалізацію розробленої нами системи інтерферометрії зразків крові.

Термін окупності $T_{ок}$ розраховується за формулою:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_в} = \frac{1}{0,438} \approx 2,28 \text{ років} < 3 \text{ років}, \quad (5.14)$$

що свідчить про потенційну економічну доцільність комерціалізації розробленої нами системи інтерферометрії зразків крові.

Результати виконаної економічної частини магістерської кваліфікаційної роботи зведено у таблицю:

Показники	Задані у ТЗ	Досягнуті у магістерській кваліфікаційній роботі	Висновок
1. Витрати на розробку	Не більше 180 тисяч грн	≈ 177 тисяч грн	Досягнуто
2. Абсолютний ефект від впровадження розробки, тисяч грн	Не менше 2500 тисяч грн (за три роки)	2902 тисячі грн (при 13% інфляції)	Виконано

3. Внутрішня дохідність інвестицій (коштів), %	не менше 40,0%	43,8%	Виконано
4. Термін окупності інвестицій (коштів), роки	до 3-ти років	2,28 роки	Виконано

Таким чином, основні техніко-економічні показники розробленої нами системи інтерферометрії зразків крові, визначені у технічному завданні, повністю виконані.

ВИСНОВКИ

У магістерській кваліфікаційній роботі вирішено актуальне науково-прикладне завдання розробки та прототипування лазерного оптико-електронного пристрою для аналізу гемодинамічних та структурних властивостей плазми крові методами спекл-інтерферометрії.

На основі проведеного аналітичного огляду сучасних методів біомедичної оптики обґрунтовано вибір схеми вимірювання у геометрії прямого пропускання (transmission mode). Встановлено, що саме такий підхід забезпечує найвищу чутливість при реєстрації динамічних спекл-полів від напівпрозорих біологічних рідин, дозволяючи фіксувати мікроскопічні зміни в’язкості та агрегатного стану білків.

Ключовим інженерним досягненням роботи стала розробка концепції приладу з інтегрованою системою активної термостабілізації. Для вирішення проблеми деградації напівпровідникових випромінювачів та дрейфу довжини хвилі було впроваджено контур охолодження на основі термоелектричних модулів Пельтьє. Унікальність запропонованої архітектури полягає у використанні подвійного зворотного зв'язку: система одночасно моніторить температуру кристала лазера для підтримки режиму генерації та температуру біологічного зразка для запобігання його термічному пошкодженню. Як джерело випромінювання обрано лазер ближнього інфрачервоного діапазону, що відповідає вікну оптичної прозорості біотканин.

В частині схемотехнічного проектування розроблено та верифіковано прецизійний драйвер лазерного діода з цифровим керуванням. Запропонована схема джерела струму, керованого напругою (VCCS), дозволяє здійснювати плавне регулювання потужності випромінювання за допомогою ШІМ-сигналу, реалізуючи функцію «м'якого старту». Результати моделювання у середовищі

Micro-Cap підтвердили високу стабільність вихідного струму та надійність перехідних процесів.

Програмна реалізація проекту виконана на двох рівнях. Для мікроконтролера STM32H743ZI розроблено вбудоване програмне забезпечення мовою C, яке забезпечує функціонування алгоритмів термоконтролю в реальному часі. Використання професійного інструментарію (STM32CubeMX, IAR Embedded Workbench) дозволило створити відмовостійкий код. Для верхнього рівня системи створено клієнтський додаток у середовищі NI LabVIEW з використанням модуля Vision Development, який забезпечує візуалізацію, захоплення та збереження спекл-інтерферограм без втрати діагностичної інформації.

Результати тестування розробленого прототипу підтвердили працездатність усіх вузлів системи, коректність роботи алгоритмів керування та відповідність технічним вимогам, що дозволяє рекомендувати розроблений пристрій для подальших експериментальних досліджень у лабораторних умовах.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Goodman J. W. Speckle Phenomena in Optics: Theory and Applications. Roberts and Company Publishers, 2007. 408 p.
2. Briers J. D. Laser Doppler, speckle and related techniques for blood perfusion mapping and imaging. *Physiological Measurement*. 2001. Vol. 22, No. 4. P. 35–66.
3. Boas D. A., Dunn A. K. Laser speckle contrast imaging in biomedical optics. *Journal of Biomedical Optics*. 2010. Vol. 15, No. 1. P. 011109.
4. Tuchin V. V. Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis. 3rd ed. SPIE Press, 2015. 988 p.
5. Weisel J. W., Litvinov R. I. Fibrin Formation, Structure and Properties. *Subcellular Biochemistry*. 2017. Vol. 82. P. 405–456.
7. Svelto O. Principles of Lasers. 5th ed. New York : Springer, 2010. 620 p.
8. Fukuda M. Optical Semiconductor Devices. New York : John Wiley & Sons, 1999. 392 p.
9. Riffat S. B., Ma X. Thermoelectrics: a review of present and potential applications. *Applied Thermal Engineering*. 2003. Vol. 23, No. 8. P. 913–935.
10. TEC1-12706 Thermoelectric Cooler Module Datasheet. Hebei I.T. (Shanghai) Co., Ltd. URL: http://www.hebeiltd.com.cn (дата звернення: 10.11.2024).
11. Micro-Cap 9. Electronic Circuit Analysis Program. User’s Guide. Spectrum Software, 2007. 320 p.
12. Linear Technology. AN-105: Current Sources for Fiber Optic Lasers. Application Note, 2006.
14. RM0433 Reference manual: STM32H742, STM32H743/753, STM32H750 Value line, STM32H745/747 and STM32H755/757 advanced Arm®-based 32-bit MCUs. Rev 7. STMicroelectronics, 2021. 3136 p.
15. DS12110 Datasheet: STM32H742xI/G STM32H743xI/G. Rev 10. STMicroelectronics, 2022. 233 p.

16. Yiu J. The Definitive Guide to the ARM Cortex-M3 and Cortex-M4 Processors. 3rd ed. Newnes, 2013. 600 p.
17. UM1724 User manual: STM32 Nucleo-144 boards (MB1137). Rev 4. STMicroelectronics, 2020.
18. Програмування мікроконтролерів архітектури ARM Cortex-M : навчальний посібник / О. В. Борисенко та ін. Суми : Сумський державний університет, 2016. 275 с.
19. NI Vision Concepts Manual. National Instruments Corporation, 2018. URL: https://www.ni.com/pdf/manuals/372916e.pdf.
20. Travis J., Kring J. LabVIEW for Everyone: Graphical Programming Made Easy and Fun. 3rd ed. Prentice Hall, 2006. 1032 p.
21. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт. / Укладачі В.О. Козловський, О.Й. Лесько, В.В.Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.

Додаток А
(обов’язковий)

Ілюстративна частина

Система інтерферометрії зразків крові

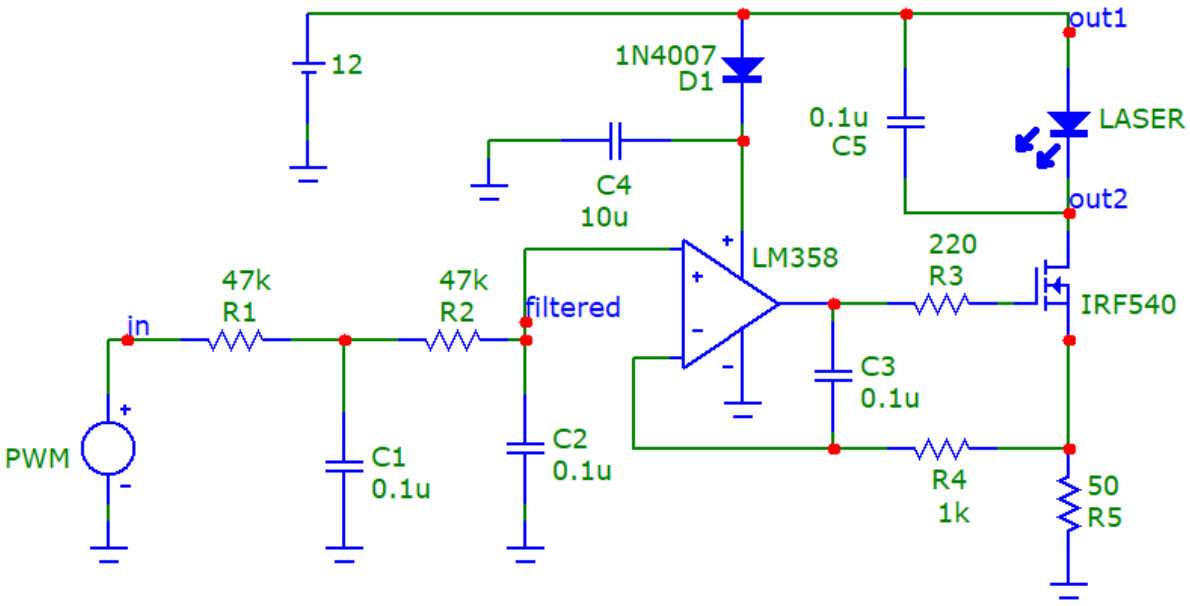

Рисунок А.1 – Принципова схема драйвера напівпровідникового лазера з цифровим ШИМ-керуванням

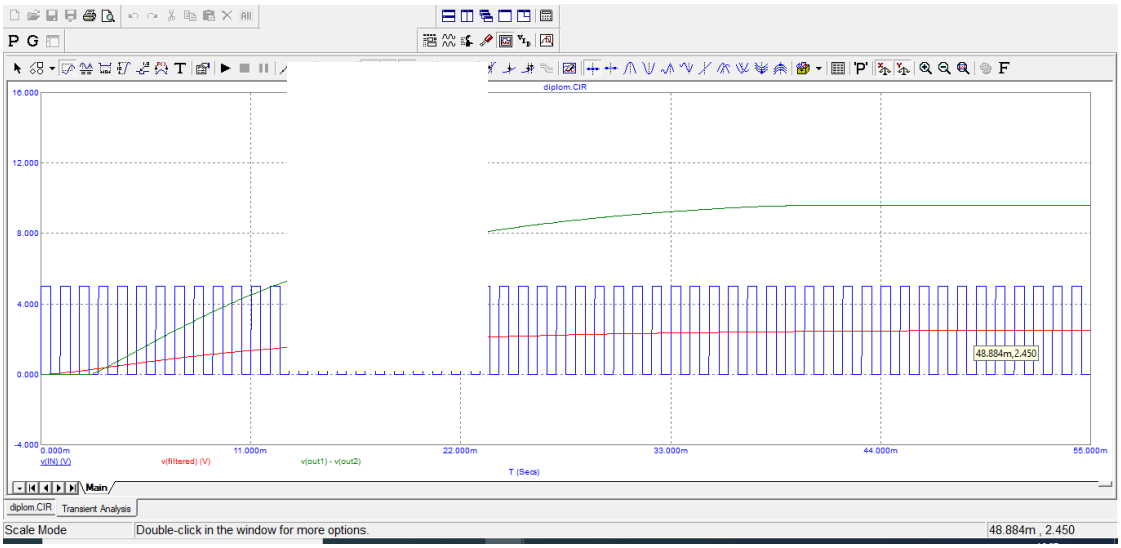

Рисунок А.2 – Часові діаграми роботи регульованого джерела струму

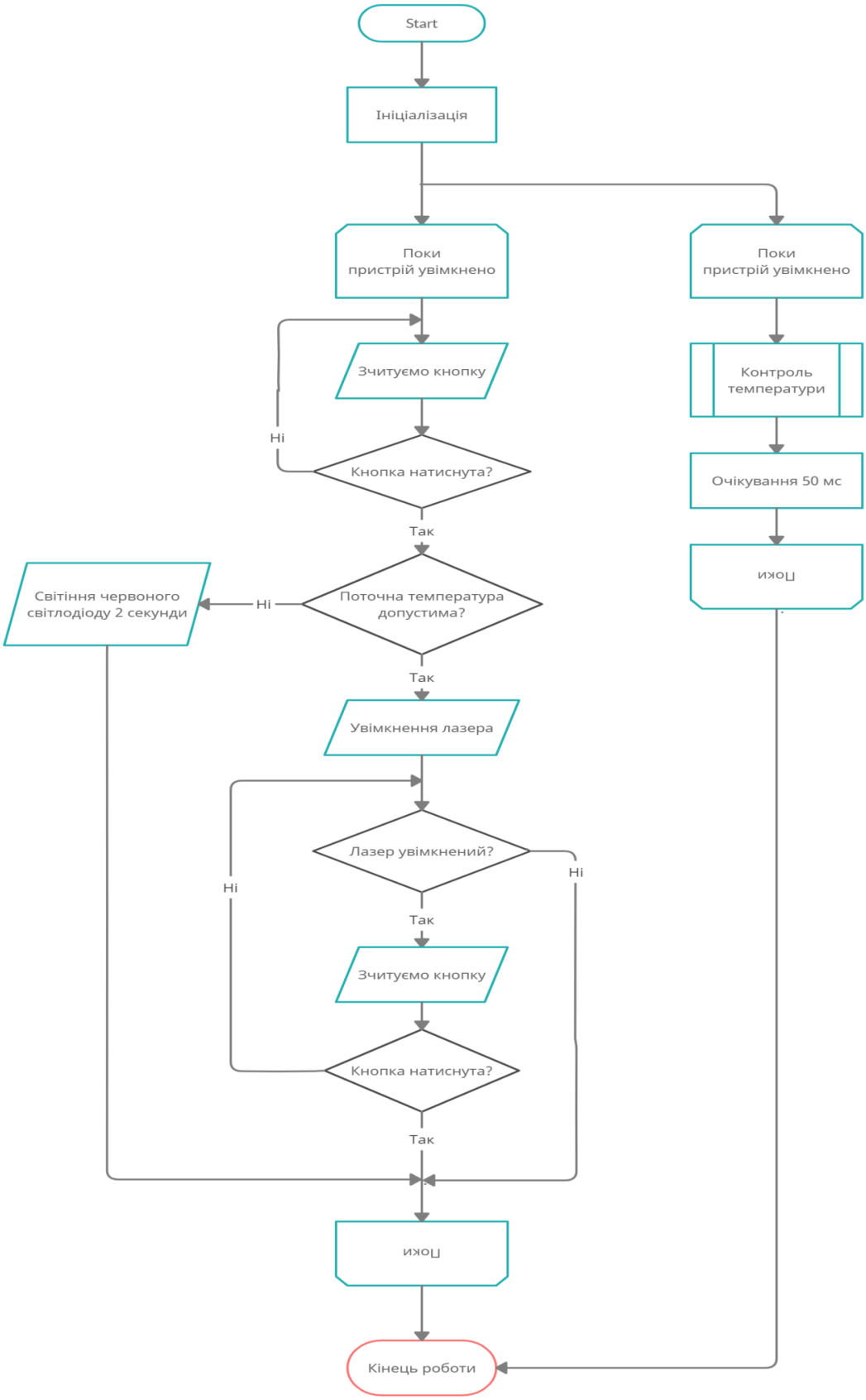

Рисунок А.3 – Узагальнена блок-схема алгоритму роботи мікроконтролера

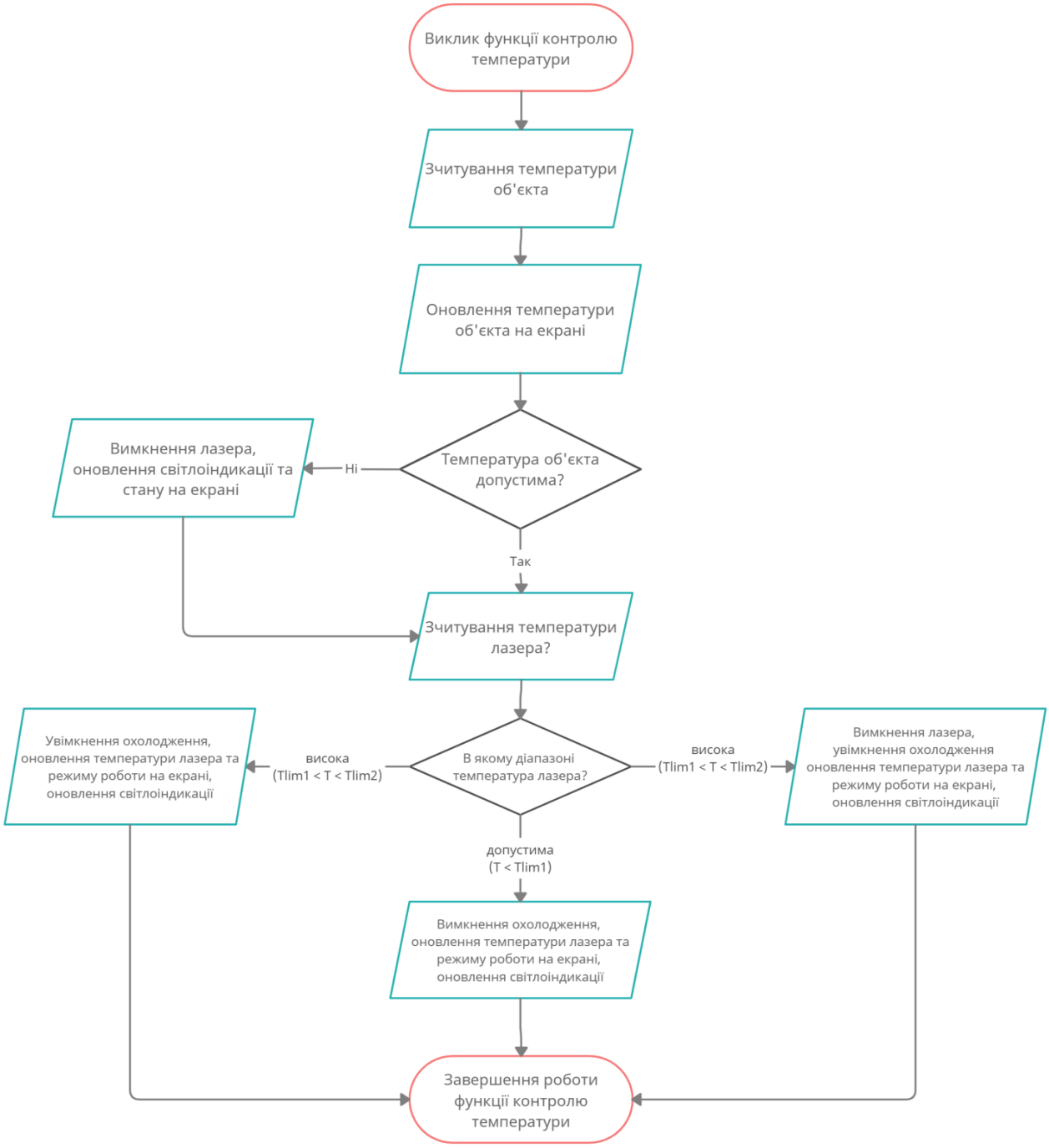

Рисунок А.4 – Деталізована блок-схема підпрограми температурного моніторингу

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Система інтерферометрії зразків крові

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота
(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism (КП1) 2,32 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

☑ Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак академічного плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту.

☐ У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.

☐ У роботі виявлено ознаки академічного плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС, гарант ОП _____ (підпис)
(прізвище, ініціали, посада)

Павлов С. В., д.т.н., проф., професор каф. БМІОЕС _____ (підпис)
(прізвище, ініціали, посада)

Особа, відповідальна за перевірку _____ (підпис) Штофель Д. Х. (прізвище, ініціали)

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник _____ (підпис) Павлов С. В., д.т.н., професор каф. БМІОЕС
(прізвище, ініціали, посада)

Здобувач _____ (підпис) Мойсеєв Д. К.
(прізвище, ініціали)