

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Факультет біомедичної інженерії

Кафедра біомедичної інженерії

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«___» _____ 2026 р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»

спеціальності 163 «Біомедична інженерія»

**на тему: «Оптико-електронна система для оцінки показників гемостазу
плазми крові на основі спекл-аналізу»**

Виконала:

студентка IV курсу, групи БМ-22

Малюк Марина Миколаївна _____

Керівник:

к.т.н., доц. каф. БМІ

Богомолов Микола Федорович _____

Консультант з охорони праці:

к.т.н., доц. каф ОППБЦ

Демчук Гліб Вікторович _____

Рецензент:

к.б.н., доц. каф. ББЗЛ

Косякова Галина Василівна _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.

Студентка _____

Київ – 2026 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

Факультет біомедичної інженерії

Кафедра біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма «Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«___» _____ 2026 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студентці

Малюк Марині Миколаївні

1. Тема роботи «Оптико-електронна система для оцінки показників гемостазу плазми крові на основі спекл-аналізу», керівник роботи Богомолів Микола Федорович, кандидат технічних наук, доцент кафедри БМІ, затверджені наказом по університету від «25» травня 2026 р. № 1924-с.
2. Термін подання студентом роботи 7 червня 2026 р.
3. Вихідні дані до роботи: наукова та технічна література; програмні продукти: MatLab 2026.
4. Зміст роботи: провести аналіз фізичних засад формування лазерних спекл-структур та біохімічних механізмів коагуляційного гемостазу; розробити й технічно обґрунтувати елементну базу експериментальної лазерної установки для оптичної оцінки показників коагуляції крові; провести серію дослідів із контрольною плазмою крові нормального рівня; розробити комп'ютерну модель у середовищі MatLab 2026 для аналізу результатів; розробити комплекс технічних та організаційних заходів з охорони праці, електробезпеки, лазерної безпеки та санітарії для забезпечення безпечних умов проведення лабораторних досліджень.
5. Перелік ілюстративного матеріалу: презентація у форматі PowerPoint.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
3	Демчук Г.В., к.т.н., доцент кафедри ОППЦБ		

7. Дата видачі завдання: 27 травня 2026 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання ДР	27.05.2026	
2	Теоретичний аналіз фізичних засад формування лазерних спекл-структур та біохімічних механізмів коагуляційного гемостазу	27.05.2026 – 28.05.2026	
3	Опис та обґрунтування компонентів оптико-електронної установки, що моделюється <i>MatLab</i> 2026	29.05.2026 – 31.05.2026	
4	Написання комп'ютерної моделі для аналізу динаміки спеклових змін у середовищі	31.05.2026 – 01.06.2026	
5	Проведення експериментальних досліджень визначення показників протромбінового часу контрольної плазми крові	01.06.2026 – 02.06.2026	
6	Аналіз отриманих результатів експерименту	02.06.2026 – 03.06.2026	
7	Оформлення розділу з охорони праці	03.06.2026 – 04.06.2026	
8	Надання дипломної роботи для перевірки на плагіат (П.І. Андреев)	05.06.2026	
9	Подання електронного варіанту ДР та супутньої документації керівнику (М.Ф. Богомолов)	07.06.2026	
10	Отримання супровідних документів та надання паперового варіанту ДР (каб. 4 11)	10.06.2026	
11	Захист дипломної роботи	15.06.2026	

Студентка

Марина МАЛЮК

Керівник

Микола БОГОМОЛОВ

АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: “Оптико-електронна система для оцінки показників гемостазу плазми крові на основі спекл-аналізу”.

Обсяг дипломної роботи становить 59 сторінок, міститься 15 ілюстрацій, 13 таблиць, 6 формул, 1 додаток. Загалом опрацьовано 24 джерела.

Актуальність: Серцево-судинні патології та деструктивні зміни в системі гемостазу залишаються однією з найважливіших проблем сучасної клінічної медицини, що вимагає розробки методів експрес-діагностики для запобігання тромбоемболічним ускладненням чи геморагіям, особливо в ургентних умовах воєнного часу. Перспективним інноваційним рішенням у цій сфері є впровадження безконтактного методу лазерної спекл-інтерферометрії, який забезпечує безперервний високочутливий моніторинг кінетики згортання плазми крові. На відміну від традиційних механічних або фотометричних коагулометрів, цей оптичний підхід є структурно неінвазивним і дозволяє реєструвати мікроскопічні флуктуації в'язкості середовища вже на початкових етапах фібриноутворення. Наочність фіксації динамічних змін та відносна простота апаратної архітектури зумовили успішну інтеграцію даної технології в медичну практику для аналізу клітинних компонентів крові, а також для візуалізації мікросудинної перфузії тканин головного мозку, сітківки ока та онкологічних новоутворень.

В роботі розроблено та протестовано оптико-електронну систему для визначення показників коагуляції плазми крові, а саме лазерна установка та комп'ютерна модуль, які є об'єктами наукового дослідження.

Предметом дослідження є показники згортання плазми крові коагуляції, а саме протромбіновий час.

Метою дипломної роботи є підвищення якості аналізу показників гемостазу плазми крові шляхом розробки лазерної установки для реєстрації процесу коагуляції та комп'ютерної моделі для подальшого аналізу спекл-зображень.

Завдання:

1. Описати теоретичні засади утворення спекл-зображень; етапів процесу коагуляції крові.
2. Описати конструкцію оптико електронної установки, що моделюється.
3. Провести серію аналізів зразка контрольної плазми крові нормального рівня.
4. Розробити програмне забезпечення у середовищі *MatLab* 2026 для аналізу відео зі спекловими зображеннями зразк.
5. Проаналізувати та оцінити отримані результати.

У роботі було розроблено лазерну установку та комп'ютерну модель для визначення показників коагуляції плазми крові.

Ключові слова: лазерна спекл-інтерферометрія, гемостаз, протромбіновий час, біомедичні сенсори, лабораторна аналітична техніка, бінаризація зображень, коефіцієнт кореляції, *MatLab*, коагуляційний каскад, лазерна оптико-електронна система.

ABSTRACT

Topic of the diploma thesis: "Optoelectronic system for assessing blood plasma hemostasis parameters based on speckle analysis".

The thesis consists of 59 pages and includes 15 illustrations, 13 tables, 6 formulas and 1 appendix. In total, 24 sources have been processed.

Relevance: Cardiovascular pathologies and destructive changes in the hemostasis system remain among the most critical problems in modern clinical medicine, demanding the development of rapid diagnostic methods to prevent thromboembolic complications or hemorrhages, especially under urgent wartime conditions. The implementation of the non-contact laser speckle interferometry method represents a promising innovative solution in this field, providing continuous and highly sensitive monitoring of blood plasma coagulation kinetics. Unlike traditional mechanical or photometric coagulometers, this optical approach is structurally non-invasive and allows for the detection of microscopic fluctuations in the medium's viscosity even at the initial stages of fibrin formation. The visibility of dynamic changes and the relative simplicity of the hardware architecture have led to the successful integration of this technology into medical practice for analyzing blood cell components, as well as for visualizing microvascular tissue perfusion in the brain, retina, and oncological neoplasms.

In this thesis, an optoelectronic system for determining blood plasma coagulation parameters has been developed and tested, specifically a laser setup and a computer module, which serve as the objects of the scientific research.

The subject of the study is the coagulation parameters of blood plasma, specifically prothrombin time.

The objective of the thesis is to improve the quality of blood plasma hemostasis parameters analysis by developing a laser setup for recording the coagulation process and a computer model for the subsequent analysis of speckle images.

Tasks:

1. Describe the theoretical principles of speckle image formation and the stages of the blood coagulation process.
2. Describe the design of the modeled optoelectronic setup.
3. Conduct a series of analyses on a normal-level control blood plasma sample.
4. Develop software within the MatLab 2026 environment for analyzing video sequences with speckle images of the sample.
5. Analyze and evaluate the obtained results.

As a result of the thesis, a laser setup and a computer model were developed to determine blood plasma coagulation parameters.

Keywords: laser speckle interferometry, hemostasis, prothrombin time, biomedical sensors, laboratory analytical equipment, image binarization, correlation coefficient, MatLab, coagulation cascade, laser optoelectronic system.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	10
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА	12
1.1 Лазерна спекл-інтерферометрія. Принцип утворення спеклів	12
1.2 Біохімічні та фізіологічні механізми процесу коагуляції	13
1.3 Фактори згортання крові. Визначення протромбінового часу	16
Висновок до розділу 1.....	18
РОЗДІЛ 2 МОДЕЛЮВАННЯ ТА ТЕСТУВАННЯ УСТАНОВКИ.....	20
2.1 Опис та обґрунтування компонентів оптико-електронної установки. 20	
2.2 Матеріали та процедура проведення експерименту	23
2.3 Комп'ютерна модель та алгоритм математичної обробки в середовищі <i>MatLab</i>	26
2.3.1.Імпорт відеоданих та покадрова бінаризація зображення	26
2.3.2.Розрахунок кореляційної функції	28
2.3.3.Логіка автоматичного визначення початку реакції.....	29
2.3.4.Математичний диференціальний аналіз та фільтрація шумів	29
2.3.5.Розрахунок часових маркерів та вивід результатів.....	30
2.4 Аналіз результатів.....	31
Висновки до розділу 2	36
РОЗДІЛ 3 ОХОРОНА ПРАЦІ.....	37
3.1 Характеристика оптико-електронної установки для оцінки показників гемостазу плазми крові на основі спекл-аналізу	37
3.1.1 Характеристики компонентів установки	37
3.1.2 Складові частини оптико-електронної установки	38
3.1.3 Характер взаємодії об'єкта в системі «людина – об'єкт».....	40

3.2	Оцінка потенційних небезпек, що створюються конструкцією установки, що моделюється, та заходи їх усунення.....	40
3.3.1	Небезпека ураження електричним струмом.....	41
3.2.2	Небезпека ураження виникнення пожежі.....	44
3.2.3	Небезпека ураження лазерним випромінюванням.....	46
3.3	Оцінка потенційних небезпек, що створюються конструкцією установки, що моделюється, та заходи їх усунення.....	47
	Висновки до розділу 3	49
	ВИСНОВКИ	50
	СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	51
	ДОДАТОК А	55

ВСТУП

Серцево-судинні патології та деструктивні зміни в системі гемостазу залишаються однією з найважливіших проблем сучасної клінічної медицини. Це вимагає розробки нових методів експрес-діагностики для запобігання тромбоемболічним ускладненням чи геморагіям, особливо в ургентних умовах воєнного часу. Перспективним інноваційним рішенням у цій сфері є впровадження безконтактного методу лазерної спекл-інтерферометрії, який забезпечує безперервний високочутливий моніторинг кінетики згортання плазми крові. На відміну від традиційних механічних або фотометричних коагулометрів, цей оптичний підхід є структурно неінвазивним і дозволяє реєструвати мікроскопічні флуктуації в'язкості середовища вже на початкових етапах фібриноутворення. Наочність фіксації динамічних змін та відносна простота апаратної архітектури зумовили успішну інтеграцію даної технології в медичну практику для аналізу клітинних компонентів крові, а також для візуалізації мікросудинної перфузії тканин.

Тема дипломної роботи: Оптико-електронна система для оцінки показників гемостазу плазми крові на основі спекл-аналізу.

Метою дипломної роботи є підвищення якості аналізу показників гемостазу плазми крові шляхом розробки лазерної установки для реєстрації процесу коагуляції та комп'ютерної моделі для подальшого аналізу спекл-зображень.

Задачі дипломної роботи:

1. Описати теоретичні засади утворення спекл-зображень та етапів процесу коагуляції крові.
2. Описати конструкцію оптико-електронної установки, що моделюється.

3. Провести серію аналізів зразка контрольної плазми крові нормального рівня.
4. Розробити програмне забезпечення у середовищі *MatLab 2026* для аналізу відео зі спекловими зображеннями зразка.
5. Проаналізувати та оцінити отримані результати.

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Лазерна спекл-інтерферометрія. Принцип утворення спеклів

Лазерна спекл-інтерферометрія (ЛСІ) на сьогодні є одним із найбільш перспективних безконтактних методів оптичного моніторингу та візуалізації, що базується на реєстрації інтерференційних ефектів висококогерентних світлових потоків.

Феномен виникнення спекл-структур має випадковий характер і спостерігається під час взаємодії когерентного випромінювання з оптично неоднорідними об'єктами або шорсткими поверхнями, масштаб нерівностей яких сумірний із довжиною когерентності джерела світла. При проходженні світла крізь таку структуру або при відбитті від неї поодинокі промені зазнають багаторазового перевідбиття та розсіювання. Через просторові мікронеоднорідності середовища та специфіку геометрії вимірювального тракту оптичні шляхи окремих хвиль відрізняються, що призводить до появи випадкових фазових зсувів у межах від 0 до 2π радіан на деформованих хвильових фронтах [2].

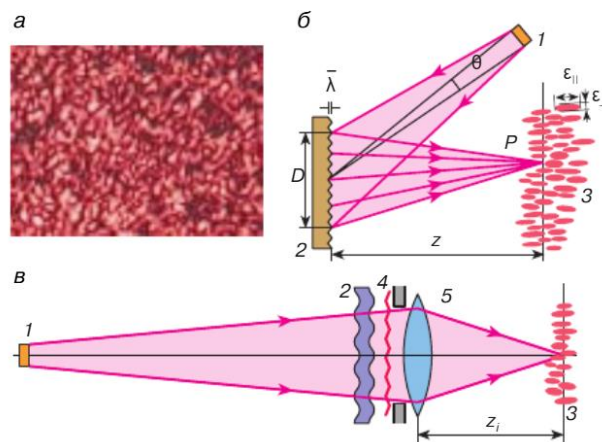


Рисунок 1.1 – Спекл-структура об'єкта: (а) в полі зору дифракції лазерного пучка на шорсткій поверхні; (б, в) різні оптичні схеми спостереження спекл-структур: 1 – джерело світла, 2 – випадково-неоднорідний об'єкт або

середовище, 3 – схематичний вигляд поздовжнього перерізу шару спекл-структури, 4 – хаотично спотворений хвильовий фронт, 5 – зображена оптична система

Внаслідок просторового накладання (суперпозиції) цих хаотично зміщених за фазою світлових хвиль формується інтерференційна картина, яка візуально сприймається як сукупність світлих і темних плям (спеклів), що чергуються між собою (рис. 1, а) [3]. Рівень освітленості у кожній дискретній точці результуючого зображення залежить від умов додавання амплітуд усіх хвиль, які сходяться в цій зоні. У випадку, коли хвилі взаємно гасяться в протифазі, сумарна амплітуда прямує до нуля, утворюючи темну ділянку (мінімум інтенсивності). Навпаки, при збігу фаз розсіяних хвиль спостерігається конструктивна інтерференція, що візуалізується на екрані як світла, високоінтенсивна пляма [1-4]. Таким чином, на освітленій поверхні формується дрібнозерниста структура, яка складається з хаотичного чергування яскравих і темних точок (спеклів).

1.2 Біохімічні та фізіологічні механізми процесу коагуляції

Система гемостазу являє собою високоорганізовану багатокомпонентну ферментативну систему, функціонуванням якої керують послідовні реакції обмеженого протеолізу. Головною функцією цієї системи є підтримання рідкого стану крові у нормальних умовах та швидка локальна зупинка кровотечі при порушенні цілісності судинного русла шляхом формування стабільного фібринового згустку. Фізіологічний відгук на травму судини реалізується через два послідовні, але тісно інтегровані процеси: первинний (судинно-тромбоцитарний) та вторинний (коагуляційний) гемостаз [6].

Первинний гемостаз ініціюється механічним пошкодженням ендотеліального шару, що викликає моментальний рефлекторний спазм гладком'язових клітин судинної стінки. Дана вазоконстрикція пролонгується за рахунок активного виділення тромбоцитами та пошкодженими клітинами ендотелію гуморальних факторів — тромбоксану A_2 , серотоніну та адреналіну [10]. Догола піднятий субендотеліальний матрикс, що містить фібрилярний колаген, змінює локальний електричний потенціал зони пошкодження.

Тромбоцити, циркулюючи в плазмі, детектують ці зміни, змінюють свою морфологію з дископодібної на сферичну з утворенням псевдоподій і адгезують до колагену за допомогою глікопротеїнових рецепторів та мультимерного плазматичного фактора Віллебранда. Наслідком цього є дегрануляція тромбоцитів, вихід внутрішніх агоністів (АДФ, іонів Ca^{2+}) та агрегація клітин у пухкий первинний тромб, спроможний зупинити кровотечу лише в капілярах [10].

Для формування повноцінного захисного бар'єра у судинах активується вторинний гемостаз, що описується класичною трикаскадною моделлю, яка включає зовнішній, внутрішній та спільний шляхи [8]. Схема взаємодії факторів коагуляційного каскаду, що ведуть до фібриноутворення, детально представлена на рисунку 1.2.

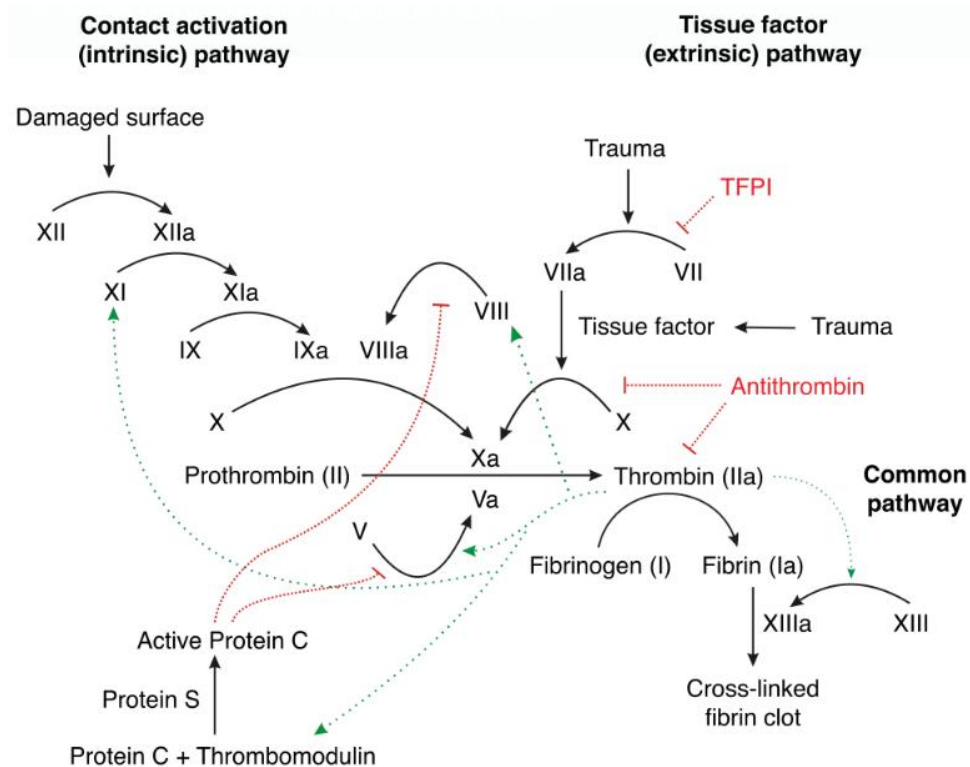


Рис. 1.2 – Схема ферментативних взаємодій та активаційних переходів коагуляційного каскаду вторинного гемостазу [8]

Зовнішній шлях (шлях тканинного фактора) є основним тригером фізіологічного згортання *in vivo*. При пошкодженні тканин мембранний інтегральний білок – тканинний фактор (фактор III) – вступає у взаємодію із плазматичним сериновим білком – фактором VII. Утворений комплекс за обов'язкової присутності іонів кальцію Ca^{2+} здійснює обмежений протеоліз молекул фактора X, переводячи його в активну ферментативну форму Xa [8, 10].

Внутрішній шлях (контактний) запускається безпосередньо всередині судинного русла без участі тканинних білків. Платформою для його ініціації є контакт крові з негативно зарядженими поверхнями (колаген підендотелію, активовані мембрани клітин). Процес починається з активації фактора XII (фактора Хагемана). Активний фактор XIIa послідовно протеолітично розщеплює фактор XI, який у свою чергу активує фактор IX [8]. Надалі фактор IXa формує на фосфоліпідній мембрані теназний комплекс, де кофактором

виступає активований тромбіном фактор *VIIIa*. Цей комплекс, стабілізований іонами кальцію, також здійснює високоефективну конверсію фактора *X* у фактор *Xa* [6, 9].

Спільний шлях коагуляції починається з моменту генерації фактора *Xa* обома вищеописаними шляхами. Фактор *Xa* фіксується на фосфоліпідних ділянках мембран і зв'язується з білком-кофактором *Va*, утворюючи макромолекулярний протромбіназний комплекс. Цей комплекс діє як високоспецифічний каталізатор, який гідролізує дві пептидні зв'язки в молекулі протромбіну (фактора *II*), трансформуючи його в активний сериновий ензим — тромбін (фактор *IIa*) [8].

Тромбін виконує центральну регуляторну та каталітичну функцію на фінальному етапі гемостазу. Він здійснює обмежений протеоліз розчинного білка плазми фібриногену (фактора *I*), відщеплюючи від нього фібринопептиди *A* і *B*. Це призводить до утворення мономерів фібрину, які спонтанно полімеризуються за рахунок водневих та електростатичних зв'язків у нестабільний сітчастий фібрин-полімер. Паралельно тромбін активує фібринстабілізуючий фактор *XIII* (трансглютаміназу). Активний фактор *XIIIa* каталізує утворення міцних ковалентних зв'язків між залишками лізину та глутаміну сусідніх ланцюгів фібрину, перетворюючи його на нерозчинний стабільний фібрин, який утворює міцний механічний каркас тромбу [6, 8-11].

1.3 Фактори згортання крові. Визначення протромбінового часу

Для дослідження функціонального стану системи гемостазу, скринінгу патологій згортання та контролю антикоагулянтної терапії в клінічній практиці розроблено низку клінічних тестів. До базової панелі відносяться: визначення активованого часткового тромбопластинового часу (АЧТЧ – оцінка внутрішнього шляху), тромбінового часу (оцінка фінального етапу

фібриноутворення) та протромбінового часу (ПЧ – оцінка зовнішнього та спільного шляхів каскаду) [7].

Тестування та верифікація розробленої оптико-електронної спекл-інтерферометричної установки виконані на основі аналізу протромбінового часу. Фізико-хімічний зміст цього методу полягає у вимірюванні часового інтервалу від моменту повної активації зовнішнього шляху до моменту переходу рідкої фази плазми в консистентну фазу фібринового гелю [7, 16].

Підготовки біологічного матеріалу та проведення аналізу базується на суворих біохімічних регламентах:

1. Забір матеріалу: Експрес-діагностика вимагає повної відсутності передчасного формування тромбіну в пробірці. Для цього венозну кров пацієнта негайно змішують із консервантом – 3,8%-м розчином цитрату натрію у строгому об'ємному співвідношенні 9:1. Цитрат-іони виступають як потужний хелатуючий агент, який зв'язує вільні іони кальцію Ca^{2+} у плазмі крові, утворюючи стабільний розчинний комплекс цитрату кальцію. За відсутності вільних іонів Ca^{2+} збирання теназного та протромбіназного комплексів на фосфоліпідних мембранах стає неможливим, що повністю зупиняє коагуляційний каскад [7].
2. Сепарація плазми: кров піддається центрифугуванню для відділення еритроцитарної та тромбоцитарної маси з метою отримання збідненої на тромбоцити плазми, яка зберігає усі білки-фактори згортання.
3. Активація та запуск процесу згортання: для ініціації реакції *in vitro* у вимірювальну кювету до досліджуваного зразка плазми вноситься відповідний реагент-активатор, що містить надлишок іонів кальцію (для нівелювання дії цитрату натрію) та стандартизовану кількість тканинного тромбопластину (фактора III), який миттєво запускає каскад по зовнішньому шляху [7].

З огляду на те, що комерційні реагенти різних виробників мають різну біологічну активність і чутливість до дефіциту факторів, для стандартизації результатів ПЧ у світовій практиці використовується математичний індекс – Міжнародне нормалізоване відношення (МНО, або *INR*) [20]. Розрахунок МНО здійснюється за формулою:

$$INR = \left(\frac{PV_{patient}}{PV_{normal}} \right)^{ISI}, \quad (1.1)$$

де $PV_{patient}$ — протромбіновий час конкретного пацієнта, отриманий в ході аналізу;

PV_{normal} — середній геометричний протромбіновий час здорових людей;

ISI (Міжнародний індекс чутливості) — паспортний коефіцієнт чутливості використаного тканинного тромбoplastину, що калібрується щодо міжнародного стандарту ВООЗ.

Традиційні лабораторні коагулометри фіксують момент утворення згустку за допомогою механічних методів (зупинка обертання металевої кульки у в'язкому середовищі) або простіших фотометричних методів (оцінка загального рівня поглинання світла) [7, 16]. Модернізація приладів шляхом впровадження лазерної спекл-інтерферометрії дозволяє перейти від дискретної фіксації кінцевої точки до безперервного високочутливого моніторингу всього мікроструктурного переходу плазми, що суттєво підвищує точність і інформативність аналізу гемостазу [11, 18, 22].

Висновок до розділу 1

У першому розділі розглянуто теоретичний базис лазерної спекл-інтерферометрії як сучасного безконтактного оптичного методу фіксації мікроструктурних змін у випадково-неоднорідних об'єктах. Детально проаналізовано фізіолого-біохімічні закономірності коагуляційного гемостазу,

послідовність активації факторів каскаду згортання крові, а також принципи лабораторного вимірювання протромбінового часу з використанням цитратної плазми пацієнта. Сформовано теоретичне обґрунтування того, що реєстрація просторово-часових флуктуацій динамічних спекл-полів під час фазового переходу зразка з рідкого стану в гель є раціональним та високоефективним підходом для безперервного моніторингу кінетики утворення фібринового згустку та комплексної оцінки параметрів системи згортання.

РОЗДІЛ 2

МОДЕЛЮВАННЯ ТА ТЕСТУВАННЯ УСТАНОВКИ

2.1 Опис та обґрунтування компонентів оптико-електронної установки

Компоненти лабораторного макета оптимізовані для забезпечення максимальної контрастності реєстрованих інтерферограм та стабільності умов проведення коагулологічних досліджень.



Рис. 2.1 – Лабораторний макет оптико-електронної установки аналізу показників гемостазу: 1 – блок керування та живлення, 2 – газовий *He-Ne* лазерний модуль ЛГН-207А, 3 – прямокутна призма, 4 – вимірювальна кювета,

5 – матовий екран для відображення сформованого зображення, 6 – камера для реєстрації зображення

Розглянемо детальніше компоненти установки, зображені на рисунку 2.1. Головним елементом системи виступає газовий *He-Ne* лазер безперервної дії моделі ЛГН-207А(рис. 2.1, 2), який живиться від блоку керування та живлення (рис. 2.1, 1). Вибір саме газового *He-Ne* випромінювача, замість поширених напівпровідникових діодів, є технічно обґрунтованим рішенням (див. табл. 1.1).

Таблиця 1.1 – Технічні характеристики газового *He-Ne* лазера

Параметр специфікації	Показник
Матеріал корпусу	метал
Робочий газ	гелій-неон
Режим дії	безперервний
Довжина хвилі λ , мкм	0,6328
Діаметр пучка	1,4 мм
Вихідна потужність	1,5 мВт
Вхідна напруга	100 – 240 В
Напруга на розряді трубки	1540 В
Струм живлення	4,5 мА
Габарити	довжина 280 мм, $\varnothing$ 35 мм
Маса	0,5 кг

Газові лазери мають значно більшу довжину когерентності та високу стабільність довжини хвилі, що унеможливорює розмиття спекл-плям через модові стрибки, властиві діодам. Робоча довжина хвилі випромінювача становить 0,6328 мкм, що відповідає червоному діапазону спектра. Даний вибір зумовлений низьким коефіцієнтом поглинання світла цього діапазону компонентами плазми крові, завдяки чому мінімізується ризик фототермічного руйнування біологічного зразка. Вихідна потужність пучка зафіксована на рівні

1,5 мВт. Такий рівень енергії є оптимальним, оскільки забезпечує достатню яскравість для реєстрації спеклів камерою, але не викликає локального нагріву рідини в кюветі, який міг би спровокувати теплову конвекцію та спотворити результати аналізу гемостазу.

Для просторової оптимізації ходу світлового пучка в макеті застосовано прямокутну відбивальну призму (рис. 2.1, 3), виготовлену з оптичного скла. Функціональне призначення призми полягає у точному розверненні траєкторії лазерного променя на 90° . Це забезпечує загальну компактність приладу, та спрямувати зондуючий промінь під потрібним кутом на вимірювальний вузол.

Безпосередньо перед вимірювальною зоною встановлено апертурну діафрагму. Вона виконує функцію просторової фільтрації пучка, обмежуючи його поперечний діаметр.

Досліджувана плазма крові разом із реагентом вноситься у спеціалізовану вимірювальну кювету типу «сендвіч» (рис. 2.1, 4). Кювета виготовлена із предметного скла із фіксованим внутрішнім зазором товщиною 1 мм. Така товщина шару гарантує достатнє світлопропускання зразка без критичного згасання інтенсивності, але при цьому забезпечує формування оптимального об'єму для проходження каскаду коагуляції та утримання рідини капілярними силами між скельцями.

Для візуалізації інтерференційного поля в установці використовується матовий реєструючий екран (рис. 2.1, 5), просторово віддалений від зони розсіювання. Когерентний промінь, проходячи крізь неоднорідну структуру рідкої плазми, зазнає множинного дифузного розсіювання на рухомих мікрочастинках. Взаємна суперпозиція цих хвиль із випадковими фазовими зсувами утворює у просторі динамічне спекл-поле, яке проектується на матовий екран у вигляді контрастної зернистої картини [14]. Дрібнозерниста структура екрана рівномірно розсіює це зображення, усуваючи зони локального пересвіту (засвітлення пікселів цифрової матриці).

Реєстрація просторово-часової кінетики сформованого візуального поля покладена на камеру смартфона (рис. 2.1, б), що фокусується на площині матового екрана. Камера здійснює безперервний відеозапис процесу для подальшої цифрової обробки. Зниження рухливості часток внаслідок утворення згустку безпосередньо трансформує спекл-структуру, що дозволяє безперервно відстежувати динаміку процесу коагуляції [11, 15].

Для написання комп'ютерної моделі аналізу отриманих відео-записів було обрано програмне середовище *MatLab* 2026, яке є визнаним інженерним стандартом для наукових обчислень і базово оптимізоване для високошвидкісної роботи з матрицями та цифровими масивами, якими фізично і є кадри відеозапису спеклових структур. Програма має потужні вбудовані пакети для аналізу сигналів та цифрової обробки зображень, що дозволяє уникнути ручного написання складних математичних функцій або підключення нестабільних сторонніх бібліотек. Окрім цього, середовище забезпечує розвинені засоби візуалізації даних, дозволяючи синхронно виводити розраховані показники та будувати точні графіки кінетики згортання плазми, що є ідеальним для проведення експериментальних досліджень.

2.2 Матеріали та процедура проведення експерименту

Для виконання серії експериментальних досліджень та всебічної перевірки працездатності розробленого лазерного оптико-електронного макета було використано стандартизовані біологічні компоненти та реагенти. Матеріалом дослідження слугувала ліофілізована контрольна тестова плазма нормального рівня, виготовлена на основі плазми крові людини, що використовується в лабораторіях для тестування коректності, зокрема повторюваності, вимірювання показників гемостазу. Як активатор коагуляційного каскаду застосовували реагент для визначення протромбінового часу від того ж виробника, що містить

оптимальну концентрацію тканинного тромбопластину та іонів кальцію для рекальцифікації зразка.

У рамках оптимізації геометрії вимірювального тракту були власноруч виготовлені тонкошарові вимірювальні кювети типу «сендвіч». Конструкція такої кювети базується на використанні двох знежирених стерильних предметних скелець, які скріплювалися між собою за допомогою клею таким чином, щоб забезпечити внутрішню товщину робочого зазору в 1 мм.

Візуальні характеристики розроблених елементів наведено на рисунку 2.2, де представлено фотографію порожньої вимірювальної кювети (рис. 2.2, а) та кювети безпосередньо після заповнення досліджуваним зразком (рис. 2.2, б).

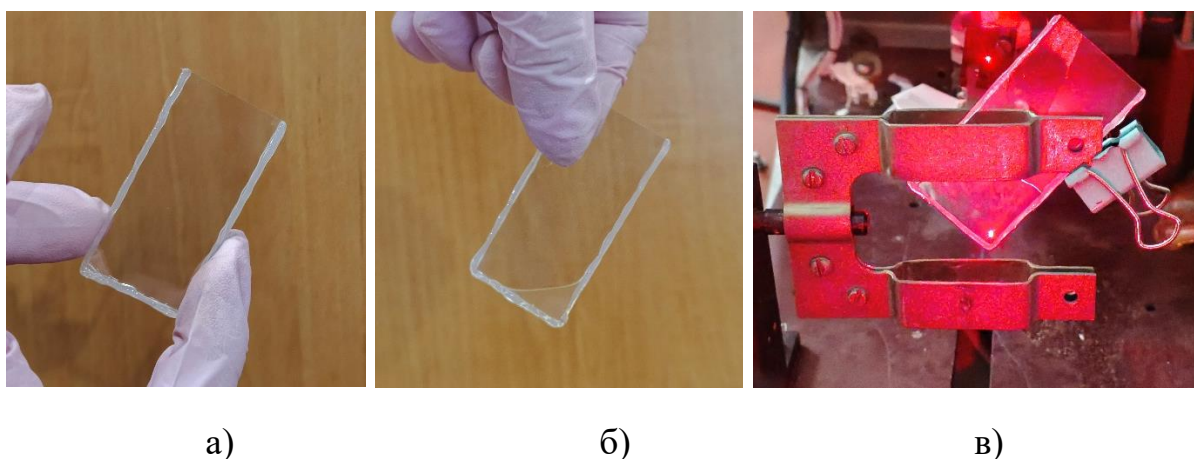


Рис. 2.2 – а) фото пустої вимірювальної кювети; б) фото вимірювальної кювети зі зразком; в) фото встановленої вимірювальної кювети під час аналізу

Під час проведення вимірювального циклу підготовлена кювета зі зразком жорстко фіксувалася під кутом 45° , щоб пучок лазерного випромінювання проходив через таку площу зразка, яка найшвидше піддається реакції згортання під дією реагенту (див. рис. 2.2, в).

Лабораторний аналіз виконувався у відповідності до стандартної клініко-лабораторної методики оцінки протромбінового часу. Практична процедура проведення дослідів передбачала таку послідовність дій:

1. За допомогою дозатора у внутрішню порожнину вимірювальної кювети вносили 100 мкл попередньо розведеної контрольної плазми крові.
2. Перед додаванням реагенту починалася відеореєстрація динаміки спекл-зображення.
3. Після цього у вимірювальний об'єм додавали 200 мкл реагенту.

Виходячи з фізичних особливостей формування та розсіювання лазерних спекл-структур при проходженні світла крізь оптично неоднорідну рухому субстанцію, перед початком експериментів було теоретично спрогнозовано характер перебігу реакції, який розділили на кілька послідовних етапів:

1. Початковий стан (до моменту введення активатора): біологічне середовище перебуває в умовному спокої, просторові зміни спеклів на реєструючому екрані практично відсутні, а отримане зображення є статичним із мінімальними випадковими коливаннями, що зумовлені тепловим рухом часток та апаратними шумами сенсора.
2. Момент ініціації (внесення реагенту): спостерігається різке зростання рухливості спекл-поля, викликаний гідродинамічним перемішуванням компонентів та запуском ферментативного каскаду коагуляції, що призводить до швидкої дезорієнтації фаз розсіяних світлових хвиль.
3. Процес полімеризації: у міру утворення ниток фібрину та формування просторової гелевої сітки вільний рух мікрочастинок у зразку починає поступово обмежуватися, що призводить до прогресуючого уповільнення флуктуацій та лінійного зростання стабільності спекл-структур на відеозаписі.

4. Фінальна стадія (завершення реакції): після утворення міцного стабільного згустку структура середовища повністю стабілізується, рух часток припиняється, а інтерференційне зображення набуває постійного статичного вигляду без подальших змін спеклів [14, 15].

Експериментальна установка була налаштована на безперервний запис описаних просторово-часових трансформацій оптичного поля з метою їх подальшого математичного опрацювання та визначення точок фазового переходу за допомогою розробленого програмного коду у середовищі *MatLab* 2026.

2.3 Комп'ютерна модель та алгоритм математичної обробки в середовищі *MatLab*

Для автоматизації процедури детекції кінетики згортання плазми крові й усунення суб'єктивного фактора при фіксації кінцевої точки аналізу було розроблено спеціалізоване програмне забезпечення у середовищі *MatLab* 2026. Програмний код реалізує безперервний покроковий математичний аналіз просторово-часової трансформації динамічних спекл-полів шляхом обчислення міжрекадрового коефіцієнта взаємної кореляції та його подальшої диференціальної обробки.

Нижче наведено детальний опис структури та логіки функціонування створеного алгоритму, розбитий за основними етапами обробки інформації. Увесь код представлений у додатку А.

2.3.1. Імпорт відеоданих та покадрова бінаризація зображення

Робота скрипта починається з очищення робочого простору, командного рядка та закриття сторонніх графічних вікон за допомогою системних команд

clear; clc; close all;. Це забезпечує виділення максимального обсягу оперативної пам'яті під обробку великих масивів даних.

Наступним кроком визначається абсолютний шлях до файлу реєстрації спекл-структур *videoPath* на локальному диску керуючого комп'ютера. За допомогою конструктора системного класу *VideoReader* створюється об'єкт читання візуального треку. Зі зчитаних метаданих відеофайлу автоматично вилучається частота дискретизації кадрів *fps* (*FrameRate*), яка є опорною величиною для формування часової шкали. Задається константа часового ліміту аналізу *max_time* = 60 секунд. Використання цього обмеження оптимізує розрахунки для нормальної плазми, де коагуляція завершується значно швидше. Загальна кількість аналізованих кадрів *numFrames* розраховується як мінімальне значення між повною тривалістю відео та вказаним лімітом секунд, помноженим на *fps*. Здійснюється попереднє виділення пам'яті (ініціалізація нулями) для робочих масивів часових точок *time_R* та коефіцієнтів кореляції *R* розмірністю (1, *numFrames* - 1), що унеможливорює динамічне перевиділення пам'яті у циклі й прискорює виконання коду.

Для отримання первинного треку коагулограми програма реалізує циклічну покадрову обробку з одночасною сегментацією яскравості. Перед входом у цикл зчитується перший стартовий кадр *frame_prev*. Скрипт перевіряє розмірність масиву кадру *i*, якщо колірна модель є повноколірною (трьохканальною *RGB*), трансформує її у 8-бітний напівтоновий формат градацій сірого за допомогою функції *rgb2gray*.

Далі виконується операція бінаризації за допомогою вбудованої функції *imbinarize*, яка використовує адаптивний метод Оцу для автоматичного розрахунку порогу сегментації. Кожен піксель зображення набуває логічного значення 0 (темний спекл) або 1 (світлий спекл), після чого матриця примусово конвертується у тип *double* для коректного математичного порівняння.

2.3.2. Розрахунок кореляційної функції

Основний обчислювальний цикл *while* функціонує до вичерпання доступних кадрів або досягнення ліміту в 60 секунд ($k < numFrames$). У середині циклу крок за кроком реалізуються такі операції:

1. Зчитується наступний поточний кадр відео *frame_curr*.
2. Проводяться його аналогічна фільтрація за кольірними каналами та бінаризація з переведенням у числову матрицю *double*.
3. Обчислюється коефіцієнт кореляції R між суміжними кадрами (попереднім *frame_prev* та поточним *frame_curr*) за допомогою математичної функції *corr2*, яка реалізує двовимірний кореляційний аналіз за формулою 2.1 [7]:

$$R = \frac{\sum_{i=1}^N (I_i - \bar{I}) \times (J_i - \bar{J})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (I_i - \bar{I})^2} \times \sqrt{\sum_{i=1}^N (J_i - \bar{J})^2}}, \quad (2.1)$$

де N — загальна кількість пікселів у досліджуваному кадрі;

I_i та J_i — значення інтенсивності i -го пікселя для поточного та наступного або попереднього зображень відповідно;

$\bar{I}$ та $\bar{J}$ — середні значення інтенсивності пікселів для зображень I та J .

4. Розраховане значення записується у масив $R(k)$, а відповідна часова мітка обчислюється як $time_R(k) = k/fps$.

5. Матриця поточного кадру копіюється у змінну *frame_prev*, стаючи базою для наступного кроку порівняння.

6. Для візуального моніторингу тривалого обчислення на екран виводиться графічний індикатор прогресу *waitbar*, який оновлюється кожні 50 кадрів. Після завершення циклу вікно індикатора закривається командою *close(f)*.

2.3.3. Логіка автоматичного визначення початку реакції

Момент безпосереднього внесення реагенту-активатора супроводжується різким падінням коефіцієнту кореляції через швидке зміщення спеклів. Для точної автоматичної реєстрації цієї точки в алгоритм закладено статистичний критерій, а саме програма аналізує перші 2 секунди запису ($base_frames = round(2 * fps)$) як базову лінію спокою, коли реакція ще не розпочалася; далі обчислюється математичне середнє значення *base_mean* та середнє квадратичне відхилення *base_std* сирого сигналу на цьому початковому проміжку; формується динамічний поріг ініціації реакції за статистичним критерієм -4σ .

За допомогою функції *find* здійснюється пошук першого індексу в масиві, де поточне значення кореляції падає нижче розрахованого порогу ($R < threshold_start$). Номер цього кадру трансформується у часову мітку початку аналізу *start_time*. Якщо таке падіння не зафіксовано, система генерує попередження *NaN*.

2.3.4. Математичний диференціальний аналіз та фільтрація шумів

Для знаходження точки переходу плазми крові у стан стабільного гелю (завершення коагуляції) алгоритм реалізує диференціювання сигналу за часом.

Оскільки операція взяття похідної різко підсилює високовольтні та оптичні шуми камери, у програмі застосовано дворівневу каскадну фільтрацію.

Спочатку створюється внутрішня «прихована» версія масиву кореляції *R_hidden_smooth*. Вона згладжується за допомогою функції *smoothdata* з використанням вікна Гаусса, тривалість якого становить 1,5 секунди ($\text{round}(\text{fps} * 1.5)$). Цей масив не виводиться на графіки, щоб зберегти автентичність відображення первинного сигналу, а слугує суто базою для диференціювання.

Далі обчислюється похідну коефіцієнта кореляції за формулою 2.2 [7]:

$$\frac{dR}{dT} = f(t). \quad (2.2)$$

Часова вісь похідної *time_deriv* коригується на половину кроку дискретизації ($0.5 / \text{fps}$) для усунення фазового зсуву, викликаного диференціюванням. Отриманий масив похідної піддається повторному гауссовому згладжуванню *smoothdata* з розширеним вікном у 2 секунди ($\text{round}(\text{fps} * 2)$). Результатом цієї операції є формування масиву *dRdt_smooth*, який має вигляд чіткого, очищеного від шумів купола (екстремуму) в зоні максимальної швидкості структурної перебудови.

2.3.5. Розрахунок часових маркерів та вивід результатів

Фінальний розрахунок часових параметрів системи гемостазу виконується за положенням глобального максимуму відфільтрованої похідної. Пошук екстремуму звужується суворо на область після офіційно зареєстрованої точки старту реакції (*search_idx*).

За допомогою функції *max* визначається індекс глобального максимуму купола похідної, положення якого на часовій осі відповідає загальному часу утворення фібринового згустку *Coagulation_Time* (CT). Швидкісний показник – протромбіновий час (*Prothrombin_Time*) – обчислюється як чиста тривалість

реакції шляхом віднімання часу ініціації від точки утворення гелю: $PT = Coagulation_Time - start_time$.

Наприкінці скрипт генерує графічне вікно розміром 950x650 пікселів, де на першому субграфіку виводиться первинна (сіра) функція $R(t)$ із нанесенням маркерних вертикальних ліній початку реакції (червоний пунктир) та моменту коагуляції (зелений пунктир). На другому субграфіку відображаються сіра поодинокі похідна (сіра лінія) та фінальна згладжена похідна (чорна лінія) з маніфестацією вершини червоним маркером. Розраховані цифрові індекси автоматично компонуються у текстовий блок *annotation* на графіку та дублюються у командну консоль оператора за допомогою операторів формованого виводу *fprintf*.

2.4 Аналіз результатів

В результаті дослідження було зафіксовано відео спеклових змін трьох повторів одного зразка плазми крові. Процес проходження реакції відповідав описаним раніше прогнозам, що можливо прослідкувати на рис. 2.3.

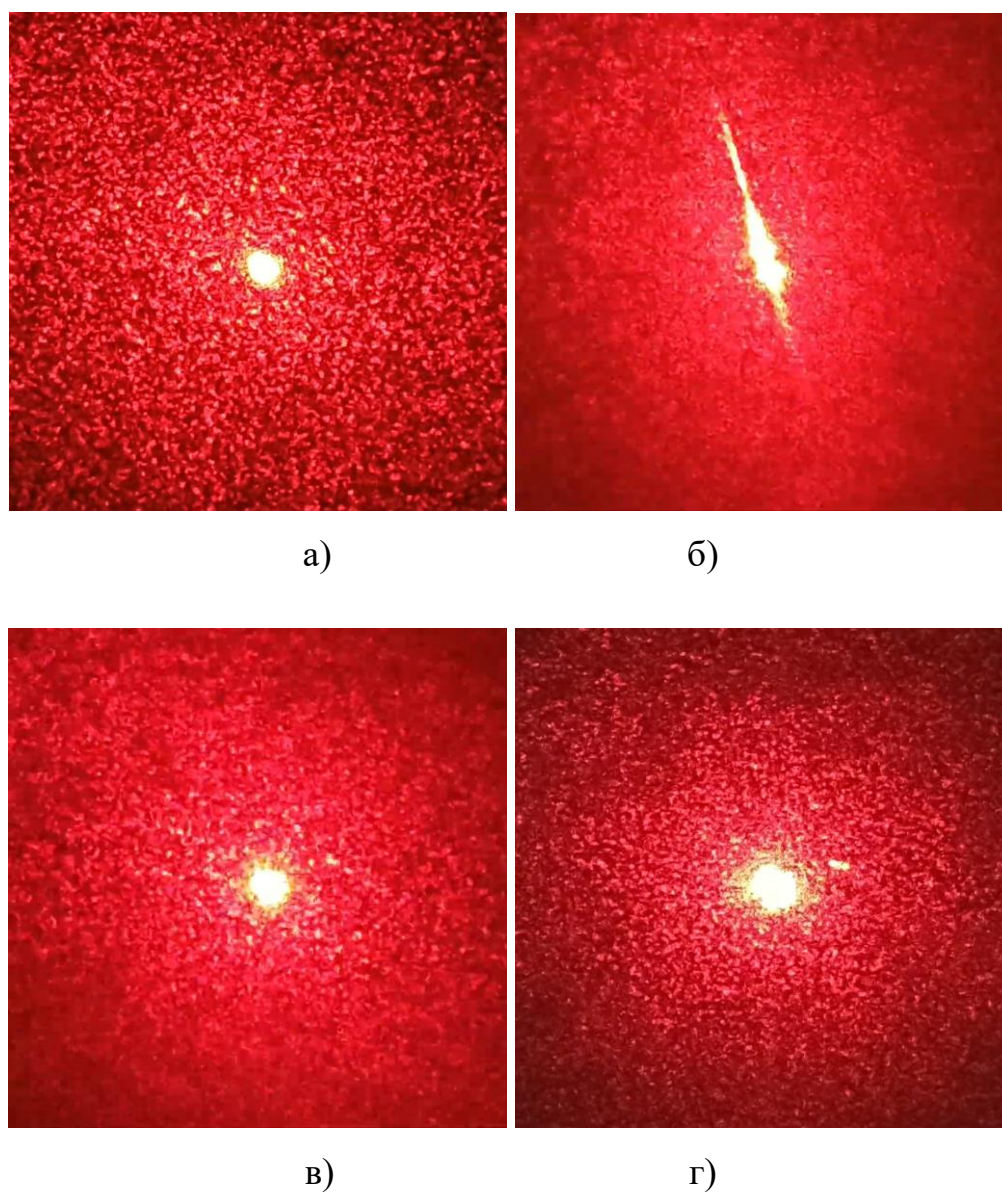


Рис. 2.3 – Процес проходження реакції на прикладі першого зразка: а) спекл-зображення зразка до початку реакції (без реагенту), б) спекл-зображення у момент додавання реагенту до зразка, в) спекл-зображення на 5-тій секунді реакції, г) спекл-зображення після утворення згустку

Результат процесу коагуляції у вимірювальній кюветі після завершення аналізу зображено на рис. 2.4.

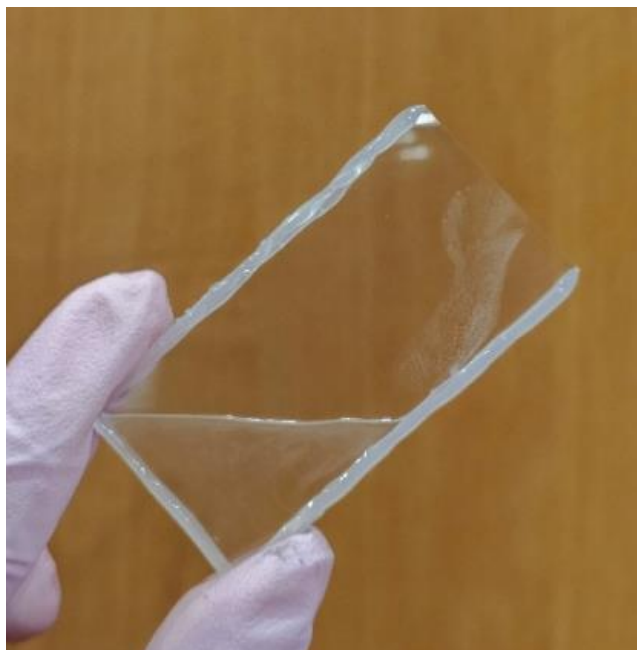
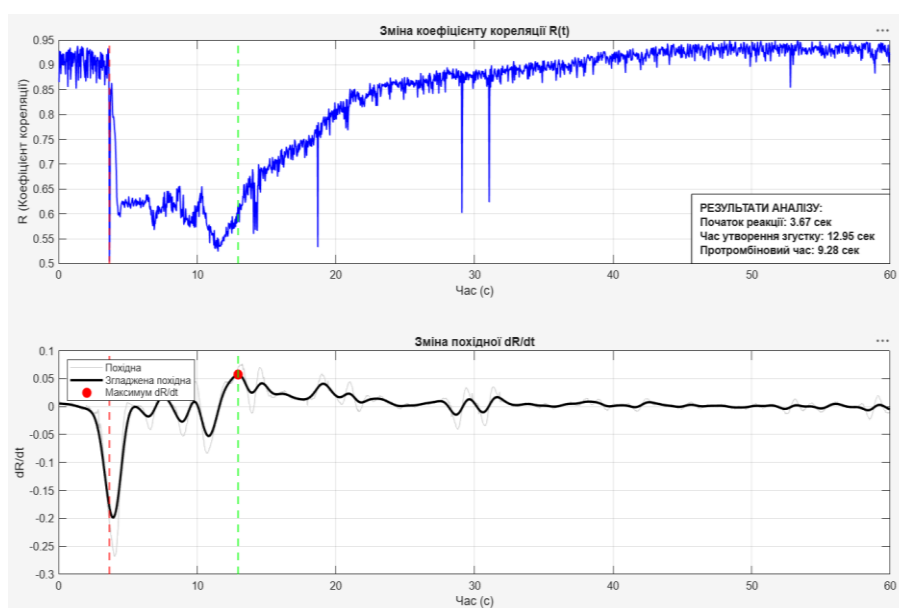
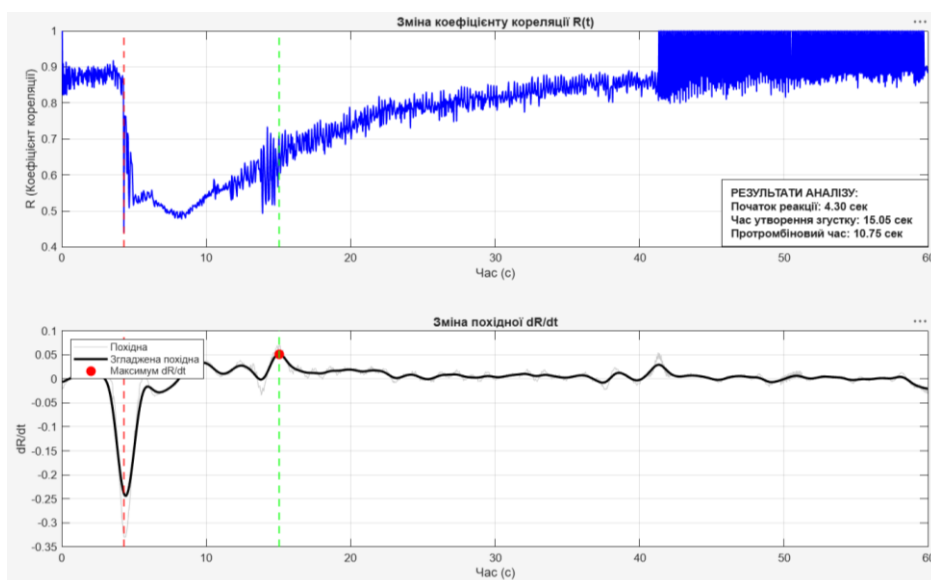


Рис. 2.4 – Фото пробірки із утвореним згустком після закінчення реакції згортання

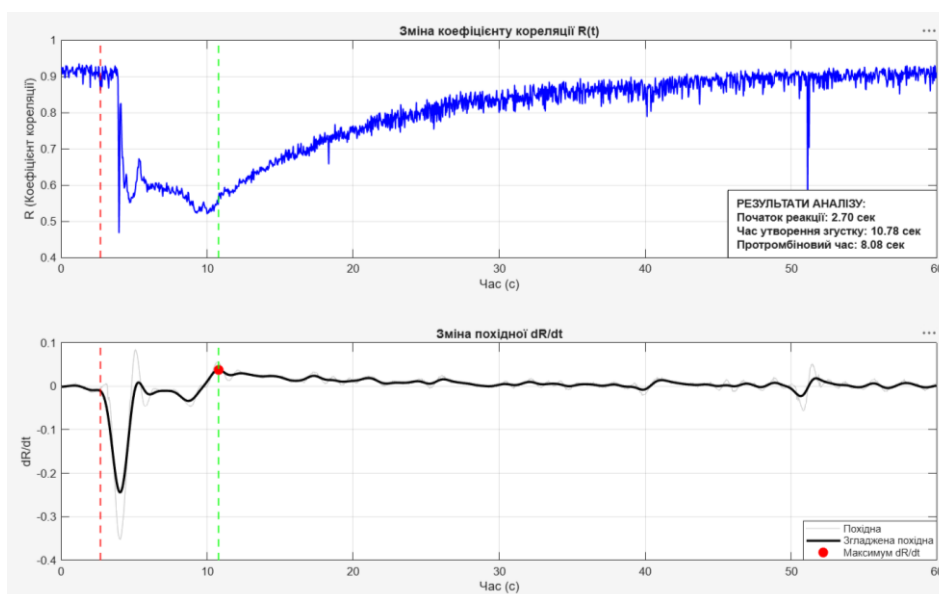
З використанням описаної комп'ютерної моделі було проаналізовано отримані відео трьох зразків. В результаті аналізу комп'ютерної моделі було отримано графіки зміни коефіцієнта кореляції упродовж 60 секунд та графік похідної. Результати виведені у консоль та на графіку (рис.2.5):



а)



б)



в)

Рис. 2.5 – Результати спекл-аналізу: а) графік реакції першого зразка, б) графік реакції другого зразка, в) графік реакції третього зразка

На основі отриманих даних проведено оцінку повторюваності результатів і стабільність роботи оптико-електронної системи відповідно.

Для аналізу повторюваності визначимо середнє значення трьох отриманих показників; обчислимо абсолютне відхилення від середнього (с), яке

розраховується як різниця конкретного результату і середнього значення; обчислимо коефіцієнт варіації $CV\%$, який розраховується за формулою 2.3 [20]:

$$CV\% = \frac{SD}{\Delta r} \times 100\%, \quad (2.3)$$

де SD – стандартне відхилення;

Δr – середнє значення.

Розрахуємо середнє значення Δr :

$$\Delta r = \frac{9,28 + 10,76 + 8,08}{3} = 9,37 \text{ [с]}. \quad (2.4)$$

Стандартне відхилення SD розраховується як половина різниці найбільшого та найменшого значення, звідси:

$$SD = \frac{10,76 - 8,08}{9,37} = 1,34 \text{ [с]}. \quad (2.5)$$

Наведені розрахунки внесемо до таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Аналіз повторюваності показників протромбінового часу

Показник \ № зразка	1	2	3
Результат (с)	9,28	10,76	8,08
Середнє значення (с), Δr	9,37		
Абсолютне відхилення від середнього (с)	-0,09	+1,39	-1,29
$CV\%$	0,96%	14,83%	13,77%
Середнє лінійне відхилення, %	9,85%		

Отже, аналіз вимірювань протромбінового часу на представленій лазерній оптико-електронній установці методом спекл-інтерферометрії

демонструє позитивні результати і відповідає очікуванням. CV% складає до 14,83%, а отже, повторюваність присутня. Для повноцінного тестування установки рекомендовано провести додаткові дослідження патологічних зразків та інших методик, як от визначення тромбінового часу, АЧТЧ, фібриногену тощо.

Висновок до розділу 2

У другому розділі описано експериментальну оптико-електронну установку та наведено техніко-економічне обґрунтування вибору її базових компонентів. Детально описано стандартизовані матеріали, біохімічні реагенти та покрокову процедуру проведення досліджень із визначення протромбінового часу методом лазерної спекл-інтерферометрії. Для автоматизації розрахунків та усунення суб'єктивного фактора оператора в середовищі *MatLab* 2026 розроблено комп'ютерну модель, яка реалізує покадрову бінаризацію відеопотоку, обчислення міжкадрової кореляційної функції та її каскадну диференціальну обробку. Практичне тестування системи на серії зразків контрольної плазми крові нормального рівня підтвердило працездатність створеного алгоритму й усього вимірювального комплексу, продемонструвавши позитивні результати та прийнятну метрологічну повторюваність вимірювань із максимальним коефіцієнтом варіації до 14,83%.

РОЗДІЛ 3

ОХОРОНА ПРАЦІ

Метою даного розділу є виявлення та оцінка потенційно небезпечних і шкідливих виробничих факторів що створюються конструкцією об'єкту, який проектується, та заходи їх усунення; розробка заходів з електробезпеки, пожежної безпеки, лазерної безпеки, а також медичної санітарії при поводженні з біологічними зразками плазми крові людини.

3.1 Характеристика оптико-електронної установки для оцінки показників гемостазу плазми крові на основі спекл-аналізу

3.1.1 Характеристики компонентів установки

Об'єктом розробки є оптико-електронна установка для аналізу показників гемостазу. Установка змодельована на основі газового гелій-неонового лазера, прямої оптичної призми, апертурної діафрагми, вимірювальної кювети та екрану для реєстрації зразка. Технічні характеристики компонентів лазерної установки наведено в таблиці 1.1.

Таблиця 3.1 – Характеристики компонентів лазерної установки, що моделюється

№	Найменування компонента	Технічні характеристики	Кількість, шт
1	Блок керування та живлення	Вхідна напруга: 100–240 В; Частота струму: 50 Гц; Споживана потужність: до 50 Вт.	1
2	Газовий лазер He-Ne 207A	Матеріал корпусу: метал; Робочий газ: гелій-неон; Режим дії: безперервний; Довжина хвилі: $\lambda = 0,6328$ мкм; Діаметр пучка: 1,4 мм;	1

Продовження таблиці 3.1

2	Газовий лазер <i>He-Ne</i> 207A	Вихідна потужність: 1,5 мВт; Вхідна напруга: 100 – 240 В; Напруга на розряді трубки: 1540 В; Струм живлення: 4,5 мА; Габарити: довжина 280 мм, ø35 мм; Маса: 0,5 кг; Клас лазерної небезпеки: II (згідно з ДСТУ EN 60825-1).	1
3	Пряма призма	Матеріал: оптичне скло; Кут повороту лазерного променя на 90°.	1
4	Апертурна діафрагма	Матеріал: метал	1
5	Вимірювальна кювета типу «сендвіч»	Матеріал: предметне скло, клей Габарити: ширина 1 мм, довжина 24 мм, висота 50 мм Зразок:	1
6	Досліджуваний зразок	Контрольний зразок плазми крові, суб'єкт впливу	1

До спроектованої установки висуваються спеціальні вимоги щодо температурного режиму для належної роботи газового *He-Ne* лазера та біологічного зразка – вона коливається в діапазоні від +15 до +30 °С під час роботи установки та в діапазоні від 0 до +40 °С при її транспортуванні. Висувається вимога вологості повітря до 75% (без конденсату). Обов'язковою є ізоляція від зовнішніх джерел світла.. Стосовно надлишкового тиску чи глибокого вакууму спеціальних вимог до об'єкта розробки не висувається.

3.1.2 Складові частини оптико-електронної установки

Структурна оптична схема лазерної установки представлена на рис. 3.1.

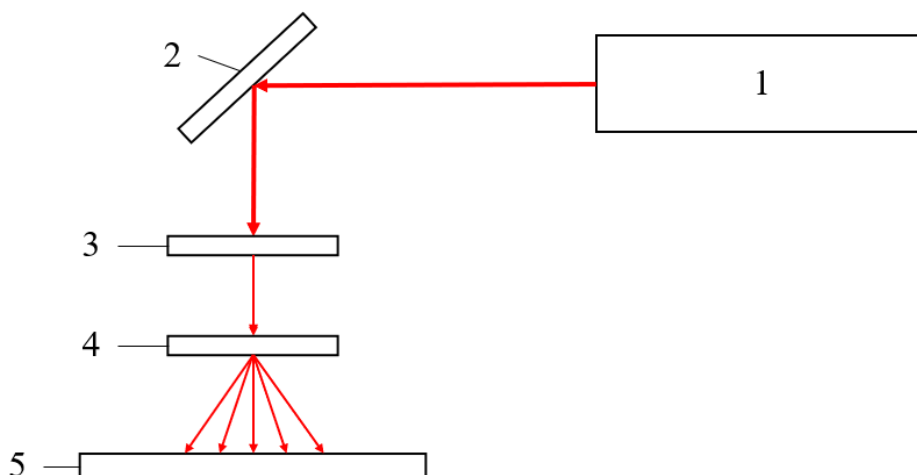


Рисунок 3.1 – Структурна оптична схема оптико-електронної установки для оцінки показників гемостазу плазми крові на основі спекл-аналізу: 1 – лазер *He-Ne* 207A; 2 – пряма відбивальна призма; 3 – апертурна діафрагма; 4 – зразок плазми крові у вимірювальній кюветі; 5 – реєструючий екран для відображення сформованого спекл-зображення

На рисунку 3.1 висококогерентне випромінювання, згенероване газовим *He-Ne* лазером 207A 1, спрямовується на пряму відбивальну призму 2, яка змінює траєкторію ходу оптичного пучка, забезпечуючи його точний поворот на 90° . Далі відбитий промінь проходить крізь апертурну діафрагму 3, яка обмежує поперечний діаметр світлового пучка, після чого лазерний промінь проходить через зразок плазми крові у вимірювальній кюветі 4. Проходячи крізь неоднорідну біологічну структуру світлові хвилі зазнають багаторазового дифузного розсіювання на рухомих мікрочастинках плазми, внаслідок чого на реєструючому екрані 5 відбувається взаємна інтерференція цих розсіяних фронтів із випадковими фазовими затримками, що візуалізується у вигляді динамічної спекл-картини. Відстань від газового *He-Ne* лазера до призми становить 5 см, від призми до зразка 14 см, від зразка до реєструючого екрану 18 см.

3.1.3 Характер взаємодії об'єкта в системі «людина – об'єкт»

Засоби отримання інформації про стан роботи системи представлено в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – Взаємодія об'єкту в системі «людина – об'єкт»

№	Найменування компонентів приладу	Вид відображення інформації	Кількість, шт
1	Блок керування та живлення	Світлодіодний індикатор підключення живлення, активується клавішним перемикачем «УВІМК/ВИМК»	1

3.2 Оцінка потенційних небезпек, що створюються конструкцією установки, що моделюється, та заходи їх усунення

Експлуатація розробленої оптико-електронної системи без загрози та шкоди для здоров'я лаборанта передбачає дотримання комплексу певних попередньо затверджених правил експлуатації. У контексті конструкції модельованої установки першочергова увага приділяється захисту органів зору від когерентного випромінювання, а також запобіганню ураження електричним струмом, виявлення джерел пожежної небезпеки та мінімізації біологічного ризику під час роботи із біологічними зразками людини.

Відповідно до ДСТУ EN 60825-1:2016, лазерні системи класифікують за ступенем небезпеки генеруємого випромінювання на чотири основні групи. Інтегрований в установку газовий *He-Ne*-лазер має вихідну потужність 1,5 мВт при довжині хвилі $\lambda=0,6328$ мкм і відноситься до 2 класу лазерної небезпеки. Це свідчить про те, що промінь лазерного випромінювання не несе небезпеки для шкіри людини, але пряме або дзеркально відбите випромінювання такого рівня становить загрозу для сітківки ока людини при тривалому навмисному

спостереженні пучка або в процесі первинного юстування оптичної осі системи, а отже, може бути небезпечним для користувача.

Ризики ураження електричним струмом та виникнення пожежної небезпеки пояснюються тим, що для реєстрації спекл-зображень та фіксації динаміки гемостазу оператор перебуває в безпосередній близькості до блоку керування та живлення, підключеного до промислової однофазної мережі ~220 В (50 Гц). Додатковим джерелом небезпеки фізичного характеру є наявність внутрішніх високовольтних ланцюгів, які забезпечують підпал та стабільне підтримання газового розряду в трубці *He-Ne*-лазера.

Біологічний ризик присутній у зв'язку із безпосередньою роботою зі зразками крові людини, оскільки зразок може бути як нормальним, так і патологічним. Ризик інфікування мінімізується за рахунок капілярних сил утримання шару плазми між скельцями та надійної фіксації комірки в ложементі під кутом 45°. Безпека користувача гарантується обов'язковим застосуванням засобів індивідуального захисту (нітрилових рукавичок, халата), а також використання одноразових накінецьників для дозування зразка та реагенту, які утилізуються відразу після використання.

3.3.1 Небезпека ураження електричним струмом

У таблицях 3.3 – 3.5 наведено оцінку та аналіз джерел небезпек, що спричиняють ураження електричним струмом.

Таблиця 3.3 – Оцінка небезпек, що спричиняють ураження електричним струмом

Найменування компонента приладу	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
Блок керування та живлення	Змінний струм промислової	Пошкодження ізоляції, механічний пробій фази на відкритий	Ураження електричним струмом, судомні скорочення м'язів,

Продовження таблиці 3.3

Блок керування та живлення	частоти (~220 В, 50 Гц)	металевий корпус блоку	фібриляція серця при тривалій дії
Газовий <i>He-Ne</i> -лазер	Висока напруга підпалу та розряду трубки (1,5 – 2,0 кВ постійного струму)	Порушення цілісності високовольних дротів живлення анода лазера, внутрішній пробій ізоляції	Ураження електричним струмом, термічні опіки шкіри у разі контакту з високовольною дугою

Реальні та нормативні значення небезпечних факторів електричного характеру порівняні в таблиці 3.4.

Таблиця 3.4 – Реальні та нормативні фактори небезпеки ураження електричним струмом

Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення*
Постійний струм	4,5 мА	10 мА
Підвищення напруги	1500 – 2000 В	оптимальні: 7 – 12 В, допустимі: 6 – 20 В

Гранично допустимі рівні електричних факторів обрано відповідно до ДСТУ EN 61140:2015 «Захист проти ураження електричним струмом. Загальні аспекти щодо установок та обладнання». Представлені нормативні показники постійного струму та напруги дотику відповідають фізіологічним критеріям безпеки, які не перевищують больовий поріг людини.

**Таблиця 3.5 – Заходи із забезпечення охорони праці щодо ураження
електричним струмом**

Група заходів ОП	Вид заходу	Критерій вибору
Технічні заходи	Забезпечення надійної ізоляції струмоведучих вузлів	Повне виключення ризику випадкового дотику користувача до внутрішніх електричних ланцюгів.
	Закриття всього вимірювального тракту світлонепроникним захисним корпусом	Надійна фізична ізоляція лазерного променя всередині макета, що повністю виключає вихід бликів у простір лабораторії
	Захист струмоведучих вузлів від проникнення вологи та зовнішніх механічних деформацій	Запобігання аварійним збоям у роботі установки та виключення ризику ураження користувача електричним струмом
Експлуатаційні заходи	Систематичний контроль технічного стану, цілісності конструкційних елементів, калібрування позицій кваліфікованим інженером за необхідності	Мінімізація ризику раптових функціональних збоїв та підтримання стабільного робочого режиму.
Організаційні заходи	Нанесення попереджувального знаку «Обережно! Лазерне випромінювання» на корпус приладу.	Візуальне інформування дослідників про роботу джерела оптичної небезпеки згідно з вимогами ДСТУ ISO 7010.
	Навчання та перевірка знань персоналу з правил безпечного поводження з приладом	Засвоєння персоналом безпечних прийомів роботи для гарантії дотримання вимог електробезпеки при експлуатації установки
Режимні заходи	Періодичне технічне обслуговування приладу кваліфікованим інженером, калібрування позицій за необхідності	Своєчасне виявлення несправностей та повне унеможливлення випадкового контакту оператора з внутрішніми вузлами під напругою.

Отже, комплексне виконання наведених заходів повністю нейтралізує дію небезпечних електричних факторів і гарантує належну електробезпеку персоналу лабораторії.

3.2.2 Небезпека ураження виникнення пожежі

Пожежна небезпека установки зумовлена можливим виникненням аварійних режимів в електричних колах, таких як короткі замикання або тривалі теплові перевантаження високовольтного трансформатора живлення лазера.

У таблицях 3.6 – 3.8 наведено оцінку та аналіз небезпек, що потенційно можуть спричинити виникнення займання.

Таблиця 3.6 – Оцінка небезпек, що спричиняють виникнення пожежі

Найменування компонента приладу	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
Блок керування та живлення	Напруга	Стрибок напруги	Займання ізоляції струмовідних вузлів та виникнення пожежі в приміщенні лабораторії

Таблиця 3.7 – Реальні та нормативні фактори небезпеки виникнення пожежі

Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення
Стрибок напруги	наявний	відсутній

Таблиця 3.8 – Заходи із забезпечення охорони праці щодо виникнення пожежі

Група заходів ОП	Вид заходу	Критерій вибору
Технічні заходи	Інтеграція плавких запобіжників у первинний ланцюг живлення установки	Автоматичне розривання електричного ланцюга при аварійному стрибку струму короткого замикання для запобігання займанню ізоляції

Продовження таблиці 3.8

Технічні заходи	Забезпечення роботи установки через джерело безперебійного живлення	Мінімізація впливу стрибків напруги на прилад
Експлуатаційні заходи	Систематичний контроль стану пасивних вентиляційних отворів корпусу та очищення їх від шару пилу	Забезпечення стабільного тепловідведення від нагрітих радіаторів високовольтних електронних компонентів підпалу лазера
	Систематичний контроль технічного стану та цілісності блоку живлення	Попередження пожежонебезпечних ситуацій в електричних колах
Організаційні заходи	Організація та проведення протипожежних інструктажів для персоналу лабораторії	Забезпечення суворого дотримання нормативних регламентів пожежної безпеки під час експлуатації приладу
	Комплектування робочої зони лабораторії первинними засобами пожежогасіння — вуглекислотним вогнегасником ОУ-3	Забезпечення можливості швидкого локального гасіння електроустановок під напругою без ризику пошкодження крихких оптичних елементів
Режимні заходи	Повне відключення приладу від електромережі після завершення роботи	Усунення ризику виникнення пожежі в неробочий час через тривале тримання високовольтного трансформатора під напругою

Отже, комплексне виконання запропонованих заходів мінімізує пожежні ризики й гарантує пожежну безпеку приладу при тривалій безперервній роботі.

3.2.3 Небезпека ураження лазерним випромінюванням

У таблицях 3.9 – 3.11 наведено оцінку та аналіз джерел небезпек, що спричиняють ураження лазерним випромінюванням.

Таблиця 3.9 – Оцінка небезпек, що спричиняють ураження лазерним випромінюванням

Найменування компонента приладу	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
Газовий <i>He-Ne</i> -лазер	Направлене когерентне монохроматичне випромінювання	Випадковий візуальний контакт із прямим або відбитим променем лазерного світла	Оптичні травми органів зору, виникнення оптичних завад та зниження гостроти зору

Таблиця 3.10 – Реальні та нормативні фактори небезпеки ураження лазерним випромінюванням

Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення
Вихідна потужність лазерного випромінювача	1,5 мВт	20 мВт

Таблиця 3.11 – Заходи із забезпечення охорони праці щодо ураження лазерним випромінюванням

Група заходів ОП	Вид заходу	Критерій вибору
Технічні заходи	Закриття всього вимірювального тракту світлонепроникним захисним корпусом	Надійна фізична ізоляція лазерного променя всередині макета, що повністю виключає вихід бликів у простір лабораторії
Експлуатаційні заходи	Систематичний контроль технічного стану та цілісності лазерного випромінювача	Попередження виникнення несправностей випромінювача

Продовження таблиці 3.11

Організаційні заходи	Нанесення попереджувального знаку «Обережно! Лазерне випромінювання» на корпус приладу.	Візуальне інформування дослідників про роботу джерела оптичної небезпеки згідно з вимогами ДСТУ ISO 7010.
	Навчання та перевірка знань персоналу з правил безпечної експлуатації лазеру	Засвоєння персоналом безпечних прийомів роботи для гарантії дотримання вимог при експлуатації лазерної установки
Режимні заходи	Застосування користувачем захисних окулярів зі спектральною фільтрацією в діапазоні 630–640 нм під час налаштування системи	Створення надійного бар'єра для захисту сітківки ока працівника від випадкових прямих або дзеркальних відображень променя

3.3 Оцінка потенційних небезпек, що створюються конструкцією установки, що моделюється, та заходи їх усунення

До самостійного виконання оптико-електронної установки для визначення показників коагуляції крові допускаються спеціалісти, які пройшли навчання персоналу та ознайомилися з інструкцією, а також пройшли інструктаж пожежної та лазерної безпеки на робочому місці.

Перед початком вимірювань лаборант візуально перевіряє цілісність корпусу приладу та кабелю живлення. При виявленні будь-яких пошкоджень ізоляції чи конструкції вмикати прилад у мережу заборонено. Після увімнення установки необхідно зачекати 30 хв для стабілізації роботи лазеру.

Послідовність дій користувача при проведенні аналізу:

1. Встановити вимірювальну кювету типу «сендвіч» у вимірювальну позицію під кутом 45°.

2. Внести у кювету за допомогою дозатора попередньо підготовлений зразок плазми крові людини.

3. Запустити в програмному забезпеченні *MatLab* режим комп'ютерного аналізу та реєстрації спекл-зображення.

4. Додати у вимірювальну кювету реагент-активатор для запуску процесу згортання. (Дозування об'ємів зразка та реагенту здійснюється суворо відповідно до інструкції конкретної методики дослідження!).

5. Дочекатися повного закінчення реакції коагуляції та фіксації фінальних аналітичних параметрів показників гемостазу.

6. Вилучити використану кювету та утилізувати відпрацьований біоматеріал відповідно до встановлених санітарно-гігієнічних вимог лабораторії.

Під час експлуатації приладу обов'язковим є дотримання температури навколишнього середовища в приміщенні лабораторії в межах 15–30 °C для підтримання розрахункових параметрів лазерного випромінювача, безперервне використання спеціальних захисних окулярів-світлофільтрів з метою повної нейтралізації шкідливого впливу лазерного випромінювання на органів зору оператора, а також повне виключення можливості потрапляння води, антисептиків чи інших сторонніх рідин на блок живлення, дроти комутації, лазерну голівку та інші конструкційні вузли установки.

Вимоги безпеки в аварійних ситуаціях:

1. При виявленні запаху гару, диму, іскріння чи необхідно негайно знеструмити прилад та звернутися до кваліфікованого інженера.

2. У разі займання елементів під напругою використовувати виключно вуглекислотний вогнегасник ОУ-3. Гасіння водою суворо заборонено.

3. При випадковому потрапленні лазерного променя в око закрити його стерильною серветкою та терміново звернутися до офтальмолога.

4. При проливанні плазми крові на шкіру негайно обробити ділянку 70%-м етиловим спиртом і промити водою з милом. При попаданні біоматеріалу на корпус приладу – знеструмити його та дезінфікувати поверхню.

Для запобігання виникнення цих та інших аварійних ситуацій необхідно проводити регулярну перевірку справності та технічне обслуговування приладу.

Висновок до розділу 3

у розділі охорони праці було ідентифіковано та проаналізовано потенційно небезпечні фактори, що виникають при експлуатації лазерного приладу для дослідження параметрів гемостазу плазми крові людини. Запропоновано ефективні інженерні рішення для усунення виявлених ризиків, серед яких: небезпека ураження електричним струмом, виникнення пожежі, дія лазерного випромінювання та біологічне інфікування. З метою повної нейтралізації цих загроз розроблено комплекс номенклатурних заходів: технічних, експлуатаційних, організаційних та режимних. Результати комплексної оцінки небезпечних чинників дозволили сформулювати практичну інструкцію з техніки безпеки при експлуатації лазерної установки для лаборанта.

ВИСНОВКИ

У дипломній роботі було успішно розроблено та протестровано лазерну оптико-електронну систему, яка дозволяє оцінювати згортання плазми крові людини за допомогою аналізу динамічних спекл-структур. Теоретичний аналіз показав, що коли лазерний промінь проходить крізь біологічний зразок, спекл-картини чітко відображають внутрішню перебудову плазми під час її переходу з рідкого стану в гель. Вивчення біохімічних механізмів коагуляції дозволило пов'язати процес утворення ниток фібрину з математичними та кореляційними змінами інтерференційного поля, що дало змогу точно фіксувати момент появи згустку.

Для практичної перевірки цього методу було зібрано лабораторний макет установки, де головними елементами стали гелій-неоновий лазер ЛГН-207А та саморобні тонкошарові кювети типу «сендвіч» із зазором 1 мм. Така конструкція забезпечила гарну якість зображення і повністю виключила нагрівання чи пошкодження плазми світлом. Щоб автоматизувати процес, у середовищі *MatLab* 2026 було написано програмний код, який розбиває відео на кадри, переводить їх у бінарний вигляд за методом Оцу, обчислює коефіцієнт кореляції та обробляє отриману криву за допомогою математичного згладжування.

Експериментальне тестування макета на контрольній плазмі крові нормального рівня повністю підтвердило, що система працює правильно і точно визначає протромбіновий час. Статистична обробка результатів трьох дослідів показала хорошу повторюваність вимірювань, а максимальний коефіцієнт варіації склав 14,83%, що є прийнятним для прототипу приладу. У майбутньому для розвитку проекту варто провести дослідження з патологічними зразками та адаптувати код під інші коагулологічні тести. Крім того, у роботі було описано всі необхідні вимоги з охорони праці та техніки безпеки, які роблять роботу з лазером та біоматеріалами повністю безпечною для оператора.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Laser speckle contrast imaging with principal component and entropy analysis: a novel approach for depth-independent blood flow assessment / Y. Surkov et al. *Frontiers of Optoelectronics*. 2025. Vol. 18, no. 1. URL: <https://doi.org/10.1007/s12200-024-00143-1>.
2. A review of light sources used for laser speckle reduction in display and imaging applications / C. Evered et al. *Optics & Laser Technology*. 2025. Vol. 183. P. 112407. URL: <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2024.112407>.
3. Богомолов М. Ф., Шликов В. В., Вовянко С. І. КОМП'ЮТЕРНА ОБРОБКА СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОГРАМ ДЛЯ ОПТИЧНОГО ДІАГНОСТУВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ МІКРООБ'ЄКТІВ. *Біомедична інженерія і технологія*. 2021. № 6. С. 99–108. URL: <https://doi.org/10.20535/2617-8974.2021.6.244563>.
4. Laser speckle contrast imaging: theoretical and practical limitations / D. Briers et al. *Journal of Biomedical Optics*. 2013. Vol. 18, no. 6. P. 066018. URL: <https://doi.org/10.1117/1.jbo.18.6.066018>.
5. Mohammadi Aria M., Erten A., Yalcin O. Technology Advancements in Blood Coagulation Measurements for Point-of-Care Diagnostic Testing. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2019. Vol. 7. URL: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2019.00395>.
6. Tarantino C. Coagulation Cascade. What Is It, Steps, and More. [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.osmosis.org/answers/coagulation-cascade>.
7. Magalie Faivre, Marie-Line Cosnier, Patrick Pouteau, Philippe Peltié, Anne Planat-Chrétien, Myriam Cubizolles, Christophe Nougier, and Claude Negrier "Coagulation dynamics of a blood sample by multiple scattering analysis,"

- Journal of Biomedical Optics 16(5), 057001 (1 May 2011).
<https://doi.org/10.1117/1.3573813>.
8. Sreejith N. Coagulation - Intrinsic - Extrinsic - Fibrinolysis - TeachMePhysiology. TeachMePhysiology.
 URL: <https://teachmephysiology.com/immune-system/haematology/coagulation/>.
 9. Dahlback B. Blood coagulation and its regulation by anticoagulant pathways: genetic pathogenesis of bleeding and thrombotic diseases. Journal of Internal Medicine. 2005. Vol. 257, no. 3. P. 209–223.
 URL: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2796.2004.01444.x>.
 10. Семеняка В. І. Фізіологія системи гемостазу. Ukrainian Medical Journal. 2021. Т. 141. URL: <https://doi.org/10.32471/umj.1680-3051.141.197044>.
 11. Yokoi N., Aizu Y., Uozumi J. Analysis of blood coagulation process based on fractality and dynamic characteristic of laser speckle pattern. Journal of Biomedical Optics. 2018. Vol. 24, no. 03. P. 1.
 URL: <https://doi.org/10.1117/1.jbo.24.3.031018>.
 12. Haessig C., Møller F. Seeing the unseen: Laser speckles as a tool for coagulation tracking. Applied Rheology. 2025. Vol. 35, no. 1.
 URL: <https://doi.org/10.1515/arh-2025-0043>.
 13. Whole blood clotting time assessment by method of laser-speckle correlation / I. D. Liushnevskaya et al. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. 2021. Vol. 1019. P. 012076. URL: <https://doi.org/10.1088/1757-899x/1019/1/012076>.
 14. Evaluation of Blood Coagulation by Optical Vortex Tracking / J. Gong et al. Sensors. 2022. Vol. 22, no. 13. P. 4793.
 URL: <https://doi.org/10.3390/s22134793>.

15. Evaluation of blood plasma coagulation dynamics by speckle analysis / Y. Piederrière et al. *Journal of Biomedical Optics*. 2004. Vol. 9, no. 2. P. 408. URL: <https://doi.org/10.1117/1.1645799>.
16. Assessing blood coagulation status with laser speckle rheology / M. M. Tripathi et al. *Biomedical Optics Express*. 2014. Vol. 5, no. 3. P. 817. URL: <https://doi.org/10.1364/boe.5.000817>.
17. Hajjarian Z., Tshikudi D. M., Nadkarni S. K. Evaluating platelet aggregation dynamics from laser speckle fluctuations. *Biomedical Optics Express*. 2017. Vol. 8, no. 7. P. 3502. URL: <https://doi.org/10.1364/boe.8.003502>.
18. Surface plasmon resonance (SPR) analysis of coagulation in whole blood with application in prothrombin time assay / K. M. Hansson et al. *Biosensors and Bioelectronics*. 1999. Vol. 14, no. 8-9. P. 671–682. URL: [https://doi.org/10.1016/s0956-5663\(99\)00050-0](https://doi.org/10.1016/s0956-5663(99)00050-0).
19. MatLab Documentation [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: https://ch.mathworks.com/products/matlab.html?s_tid=hp_products_matlab.
20. Z-4: Mean, SD & CV (Coefficient of Variation) – Westgard. Westgard QC. URL: <https://westgard.com/lessons/z-stats-basic-statistics/lesson34.html>.
21. Wang Z., Di G., Wang J. Optical Biosensors for Blood Coagulation Monitoring: Advantages, Limitations, and Translational Potential. *Biosensors*. 2026. Vol. 16, no. 2. P. 123. URL: <https://doi.org/10.3390/bios16020123>.
22. Transforming Coagulation Testing: The Role of Biosensors in Prothrombin Time (PT) Measurement / I. N. Weerarathna et al. *ACS Omega*. 2026. URL: <https://doi.org/10.1021/acsomega.5c02117>.
23. Nadkarni S. Comprehensive Coagulation Profiling at the Point-of-Care Using a Novel Laser-Based Approach. *Seminars in Thrombosis and Hemostasis*. 2019. Vol. 45, no. 03. P. 264–274. URL: <https://doi.org/10.1055/s-0039-1683842>.

24. Transient Thermal Response of Blood Vessels during Laser Irradiation Monitored by Laser Speckle Contrast Imaging / X. Sang et al. Photonics. 2022. Vol. 9, no. 8. P. 520. URL: <https://doi.org/10.3390/photonics9080520> (date of access: 05.06.2026).

ДОДАТОК А

А.1 – Програмний код розробленої комп'ютерної моделі для обробки та аналізу спекл інтерферограм

```

clear; clc; close all;

videoPath = 'C:\Users\Marina\Desktop\8 семестр\диплом\1_speckle_video.mp4';
disp('Завантаження відео...');
vidObj = VideoReader(videoPath);
fps = vidObj.FrameRate;
max_time = 60;
numFrames = min(floor(vidObj.Duration * fps), round(max_time * fps));
R = zeros(1, numFrames - 1);
time_R = zeros(1, numFrames - 1);
frame_prev = readFrame(vidObj);
if size(frame_prev, 3) == 3
    frame_prev = rgb2gray(frame_prev);
end
frame_prev = imbinarize(frame_prev);
frame_prev = double(frame_prev);
disp('Обробка кадрів (бінаризація та розрахунок кореляції)...');
f = waitbar(0, 'Обробка кадрів...');
k = 1;
while hasFrame(vidObj) && k < numFrames
    frame_curr = readFrame(vidObj);
    if size(frame_curr, 3) == 3
        frame_curr = rgb2gray(frame_curr);
    end

```

```

end

    frame_curr = imbinarize(frame_curr);
    frame_curr = double(frame_curr);

    R(k) = corr2(frame_prev, frame_curr);
    time_R(k) = k / fps; % Час у секундах

    frame_prev = frame_curr;

    if mod(k, 50) == 0
        waitbar(k/numFrames, f, sprintf('Обробка кадру %d з %d (до 60 сек)', k,
numFrames));
    end

    k = k + 1;
end

close(f);

R = R(1:k-1);
time_R = time_R(1:k-1);
disp('Обробку завершено. Аналіз динаміки...');

base_frames = min(round(2*fps), length(R));
base_mean = mean(R(1:base_frames));
base_std = std(R(1:base_frames));
threshold_start = base_mean - 4 * base_std;
start_idx = find(R < threshold_start, 1, 'first');
if isempty(start_idx)
    start_time = NaN;

```

```

disp('Увага: Не вдалося чітко зафіксувати початок реакції.');
```

```

else
    start_time = time_R(start_idx);
end

R_hidden_smooth = smoothdata(R, 'gaussian', round(fps * 1.5));
dRdt = diff(R_hidden_smooth) * fps;
time_deriv = time_R(1:end-1) + (0.5 / fps);
dRdt_smooth = smoothdata(dRdt, 'gaussian', round(fps * 2));

if ~isnan(start_time)
    search_idx = round(start_time * fps) : length(dRdt_smooth);
else
    search_idx = 1 : length(dRdt_smooth);
end

[max_deriv_val, max_idx_offset] = max(dRdt_smooth(search_idx));
CT_idx = search_idx(1) + max_idx_offset - 1;
Coagulation_Time = time_deriv(CT_idx);
if ~isnan(start_time)
    Prothrombin_Time = Coagulation_Time - start_time;
else
    Prothrombin_Time = Coagulation_Time;
end

figure('Name', 'Оцінка показників гемостазу (Бінаризований спекл-аналіз)',
'NumberTitle', 'off', 'Position', [100, 100, 950, 650]);

subplot(2,1,1);

```

```

plot(time_R, R, 'b', 'LineWidth', 1.2); hold on;
if ~isnan(start_time)
    xline(start_time, 'r--', 'LineWidth', 1.5);
end
xline(Coagulation_Time, 'g--', 'LineWidth', 1.5);
grid on;
xlim([0 max_time]);
title('Зміна коефіцієнту кореляції R(t)');
xlabel('Час (с)'); ylabel('R (Коефіцієнт кореляції)');
subplot(2,1,2);
plot(time_deriv, dRdt, 'Color', [0.8 0.8 0.8]); hold on;
plot(time_deriv, dRdt_smooth, 'k', 'LineWidth', 2);
plot(Coagulation_Time, max_deriv_val, 'ro', 'MarkerSize', 8, 'MarkerFaceColor', 'r');
if ~isnan(start_time)
    xline(start_time, 'r--', 'LineWidth', 1.5);
end
xline(Coagulation_Time, 'g--', 'LineWidth', 1.5);
grid on;
xlim([0 max_time]);
title('Зміна похідної dR/dt');
xlabel('Час (с)'); ylabel('dR/dt');
legend('Похідна', 'Згладжена похідна', 'Максимум dR/dt', 'Location', 'northwest');

if isnan(start_time)
    str_start = 'Не визначено';
    str_pt = 'Не визначено';

```

```

else
    str_start = sprintf('%.2f сек', start_time);
    str_pt = sprintf('%.2f сек', Prothrombin_Time);
end
resultsText = {
    ['Початок реакції: ', str_start],
    sprintf('Час утворення згустку: %.2f сек', Coagulation_Time),
    ['Протромбіновий час: ', str_pt]
};
annotation('textbox', [0.72 0.59 0.25 0.1], 'String', resultsText, ...
    'FontSize', 10, 'FontName', 'Arial', 'FontWeight', 'bold', ...
    'BackgroundColor', [1 1 1 0.9], 'EdgeColor', 'black', ...
    'FitBoxToText', 'on', 'Margin', 8);

fprintf('\n--- РЕЗУЛЬТАТИ АНАЛІЗУ ---\n');
fprintf('Початок реакції: %.2f сек\n', start_time);
fprintf('Час утворення згустку: %.2f сек\n', Coagulation_Time);
fprintf('Протромбіновий час: %.2f сек\n', Prothrombin_Time).

```