

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

**Факультет біомедичної інженерії  
Кафедра біомедичної інженерії**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ

« \_\_\_ » \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**Дипломна робота**

**на здобуття ступеня бакалавра**

**за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»**

**спеціальності 163 «Біомедична інженерія»**

**на тему: «Лазерний прилад для дослідження параметрів крові людини»**

Виконала:

студентка IV курсу, групи БМ-91  
Байкова Анастасія Геннадіївна \_\_\_\_\_

Керівник:

доцент кафедри БМІ, к.т.н.  
Богомолів Микола Федорович \_\_\_\_\_

Консультант з охорони праці:

доцент, к.т.н,  
Демчук Гліб Вікторович \_\_\_\_\_

Рецензент:

Посада, науковий ступінь, вчене звання,  
Прізвище, ім'я, по батькові \_\_\_\_\_

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

Студентка \_\_\_\_\_

Київ – 2023 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

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**

**на дипломну роботу студенту  
Байковій Анастасії Геннадіївні**

1. Тема роботи: «Лазерний прилад для дослідження параметрів крові людини», керівник роботи Богомолів Микола Федорович, к.т.н., доцент каф. БМІ, затверджені наказом по університету від «\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р. № \_\_\_\_\_
2. Термін подання студентом роботи 09.06.2023
3. Вихідні дані до роботи: наукова та технічна література; програмні продукти: Freeform, SolidWorks 2020, MatLab.
4. Зміст роботи: провести літературний огляд фізичних засад взаємодії лазерного випромінювання з кров'ю та основних методів дослідження параметрів крові; розробити вимоги до елементів лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини на базі існуючого прототипу; побудувати оптичну схему лазерного приладу та на основі схеми створити візуальну 3D-модель приладу; розробити алгоритм роботи комп'ютерної моделі для аналізу спекл-інтерферограм крові; створити комп'ютерну модель на основі алгоритму та проаналізувати результати її роботи.
5. Перелік графічного матеріалу: презентація у форматі PowerPoint



## АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: “Лазерний прилад для дослідження параметрів крові людини”.

Обсяг дипломної роботи становить 62 сторінок, міститься 56 ілюстрацій, 16 таблиць, 1 додаток. Загалом опрацьовано 26 джерел.

Актуальність: стрімке впровадження в медичну практику оптичних методів дослідження параметрів крові людини, особливо методу спекл-інтерферометрії, робить важливим модернізувати прилади та методи обробки, що застосовуються для даних методів дослідження.

В роботі створено комп'ютерну модель та візуальну модель лазерного приладу, що є об'єктами наукового дослідження.

Предметом дослідження є параметри крові людини.

Метою дипломної роботи є вдосконалення існуючого приладу для спекл-інтерферометрії для дослідження параметрів крові людини, а також комп'ютерної моделі для обробки спекл-зображень.

Завдання:

1. Обрати елементну базу та середовище моделювання лазерного приладу.
2. Побудувати структурну схему лазерного приладу на основні обраних елементів та змоделювати лазерний прилад в обраному програмному середовищі.
3. Розробити алгоритм роботи комп'ютерної моделі для обробки спекл-зображень крові людини та створити комп'ютерну модель для обробки спекл-зображень крові.

У роботі було розроблено візуальну модель лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини та комп'ютерну моделі для обробки спекл-інтерферограм крові.

Ключові слова: лазер, кров, спекл, інтерферометрія, комп'ютерна модель.

## ABSTRACT

Topic of the diploma thesis: "Laser Device for Investigating Human Blood Parameters".

The thesis consists of 62 pages and includes 56 illustrations, 16 tables, and 1 appendices. In total, 26 sources have been processed.

Relevance: The rapid integration of optical methods for investigating human blood parameters into medical practice, particularly speckle interferometry, highlights the importance of modernizing the devices and processing methods used for these research methods.

The research includes the creation of a computer model and a visual model of the laser device, which serve as objects of scientific investigation. The primary objective is to enhance the existing speckle interferometry device for studying human blood parameters and to develop a computer model for processing speckle images.

The objective of the thesis is to enhance the existing device for speckle interferometry to investigate human blood parameters, as well as develop a computer model for processing speckle images.

Tasks:

1. Select the elemental base and modeling environment for the laser device.
2. Construct the structural diagram of the laser device using the chosen components and simulate the laser device within the selected software environment.
3. Develop an algorithm for the computer model to process speckle images of human blood and create a computer model for processing speckle images.

The thesis presents a visual model of the laser device for investigating human blood parameters and a computer model for processing speckle interferograms of blood.

Keywords: laser, blood, speckle, interferometry, computer model.



3.2	Етапи розробки комп'ютерної моделі для аналізу спекл-інтерферограм..	32
3.2.1	Зчитування та видалення фону спекл-інтерферограм .....	32
3.2.2	Бінаризація спекл-інтерферограм .....	38
3.2.3	Визначення кількості спеклів на інтерферограмах .....	39
3.2.4	Аналіз сірого зображення та розрахунок статистичних показників .....	40
3.2.5	Обчислення та візуалізація нормованої крос-кореляції між парами інтерферограм.....	43
3.2.6	Результати статистично-кореляційного аналізу спекл-інтерферограм.....	45
	Висновки до розділу III.....	47
	<b>РОЗДІЛ IV Охорона праці</b> .....	48
4.1	Характеристика лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини .....	48
4.1.1	Характеристика компонентів приладу .....	48
4.1.2	Складові частини лазерного приладу .....	49
4.1.3	Характер взаємодії об'єкту в системі «людина-об'єкт».....	50
4.2	Оцінка потенційних небезпек, що створюються конструкцією приладу, що моделюється, та заходи їх усунення .....	50
4.2.1	Небезпека ураження електричним струмом.....	51
4.2.2	Небезпека виникнення пожежі .....	52
4.2.3	Небезпека ураження лазерним випромінюванням.....	54
4.3	Розробка інструкції з техніки безпеки при експлуатації лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини .....	55
	Висновки до розділу IV .....	57
	<b>ВИСНОВКИ</b> .....	58
	<b>СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ</b> .....	59
	<b>ДОДАТОК А</b> .....	63

					<i>БМ91.08.2903.1040.ПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		7

## ВСТУП

Широка низка захворювань людини діагностується шляхом візуального дослідження клітинної морфології в мазку крові людини, оскільки характерні зміни в клітинах крові (особливо в еритроцитах) вказують на наявність патологій в організмі [1]. Переосмислення ролі червоних клітин крові людини від транспортування кисню в організмі до їх активної функції в прогресії патологічних станів доводить важливість дослідження еритроцитів для оцінки загального стану організму людини [2]. Саме тому наразі існує сфера для застосування інноваційних оптичних методик для виявлення змін в морфології еритроцитів, що будуть займати менше часу, порівняно зі звичайними методами аналізу крові, а також будуть більш точними.

Нині спекл-інтерферометрія є одним з провідних напрямків в оптичному дослідженні параметрів крові людини з огляду на високу точність такого методу, а також на можливість застосування даного методу до оптично шорстких поверхонь, до яких кров і належить. Недоліком застосування спекл-інтерферометра для біомедичних досліджень є громіздкість такого приладу, а також необхідність аналізу результатів дослідження [3].

Спекл-інтерферометрія, як і більшість альтернативних оптичних методик аналізу параметрів крові людини, потребує особливого комп'ютерного аналізу та інтерпретації результатів у вигляді їх статистичної обробки. Такий аналіз зазвичай проводиться за допомогою комп'ютерних моделей.

Вдосконалення комп'ютерних моделей для обробки результатів таких аналізів є надзвичайно актуальним через стрімке впровадження лазерних методів дослідження клітин крові в медичну практику [4].

Тема дипломної роботи: лазерний прилад для дослідження параметрів крові людини.

					<i>БМ91.08.2903.1040.ПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		8

Метою дипломної роботи є вдосконалення існуючого приладу для спекл-інтерферометрії для дослідження параметрів крові людини, а також комп'ютерної моделі для обробки спекл-зображень.

Задачі дипломної роботи:

1. Визначити фізичні засади взаємодії лазерного випромінювання з біооб'єктами.
2. Визначити основні методи дослідження параметрів крові людини, а також методику обробки зображень крові, отриманих оптичними методами.
3. Обрати елементну базу та середовище моделювання лазерного приладу.
4. Побудувати структурну схему лазерного приладу на основні обраних елементів.
5. Змодельовати лазерний прилад в обраному програмному середовищі.
6. Розробити алгоритм роботи комп'ютерної моделі для обробки спекл-зображень крові людини.
7. Створити комп'ютерну модель для обробки спекл-зображень крові.
8. Розробити заходи з охорони праці.

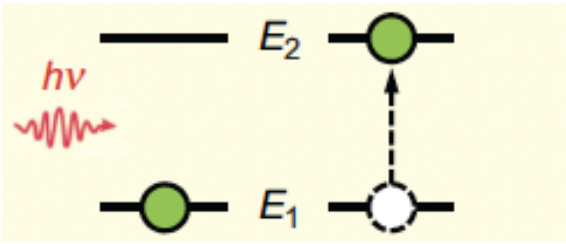
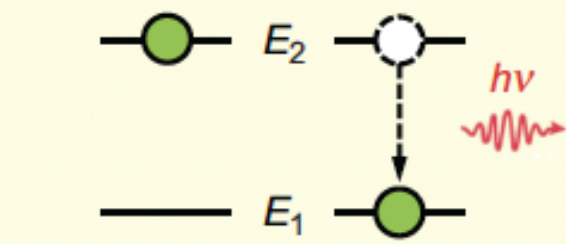
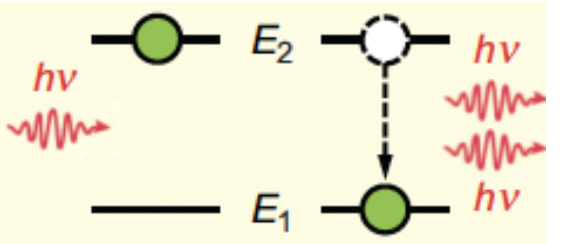
					<i>БМ91.08.2903.1040.ПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		9



Якщо підвищується гематокрит (процентний об'єм еритроцитів в крові), то підвищується і кількість еритроцитів, а отже і розсіювання лазерного випромінювання.

Для більш глибокого розуміння взаємодії лазер-кров розглянемо фізичні основи взаємодії світло-речовина (табл. 1.1) [6].

Таблиця 1.1 – Фізичні основи взаємодії «світло-речовина» [6]

Явище	Опис	Особливості
Поглинання		Поглинання енергії фотона, передаючи валентний електрон з нижчої до вищої орбіталі
Спонтанне випромінювання		Фаза світла розподілена хаотично при з'єднанні з вихідним (поглинутим) фотоном
Стимульоване випромінювання		Випадковий фотон спричиняє випромінювання наступного фотону, разом з переходом атома зі збудженого стану у стан спокою

Взаємодія світла з кров'ю відіграє важливу роль в оптичній діагностиці та методах лікування, особливо для неінвазивного аналізу складу крові. Передбачення щодо точності та результатів таких оптичних методів може бути отримане за допомогою симуляційних моделей взаємодії «світло – кров». Достовірність таких моделей головним чином залежить від точних знань оптичних властивостей крові, а саме:



### 1.2.1 Повний аналіз параметрів крові людини

Повний аналіз крові забезпечує інформацію відносно клітинних компонентів у периферійній крові. Через відносну доступність даного методу, він є найбільш широко розповсюдженим для проведення аналізу крові. Повний аналіз крові дає інформацію про кількість еритроцитів, лейкоцитів, тромбоцитів, гемоглобіну, значення гематокриту, середнього корпускулярного об'єму та гемоглобіну, середньої корпускулярної концентрації гемоглобіну та ширину розподілу еритроцитів (еритроцитарні індекси).

Оцінка параметрів, які отримуються при повному аналізі крові, дозволяє діагностувати та моніторити такі змінні патології крові, як анемія, інфекції, злоякісні новоутворення та запальні процеси. Одним з найголовніших параметрів повного аналізу крові є показник концентрації гемоглобіну. Ще один класичний метод аналізу крові – морфологічна оцінка, тобто оцінка за мазками крові. Дослідження мазків крові й досі є важливою частиною при морфологічній оцінці еритроцитів крові (рис. 1.3).

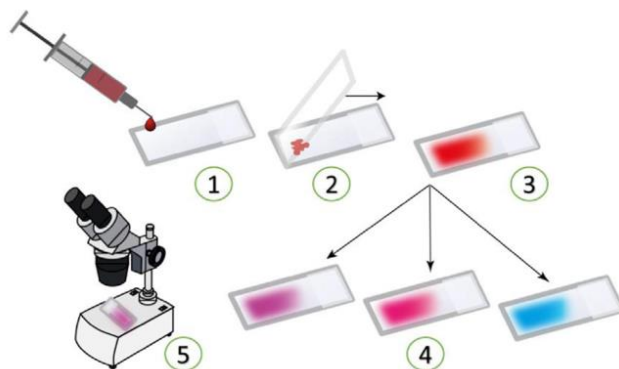


Рисунок 1.3 – Схема проведення морфологічної оцінки: 1 – поміщення краплі крові на предметне скло; 2 – розміщення скла для розподілу під кутом 45° відносно предметного скла; 3 – переміщення скла для розподілу для отримання мазка; 4 – фарбування мазка необхідним барвником/фарбою; 5 – дослідження мазка під мікроскопом [8]

Взагалі, дослідження мазків може проводитися для підтвердження або уточнення результатів загального аналізу крові, який часто може давати хибно негативні або хибно позитивні результати. Більше того, дослідження крові за мазками може надавати релевантну інформацію щодо лейкоцитів, тромбоцитів та морфології еритроцитів, чого не можна досягти лише при повному аналізі крові. Для збору точних та інформативних результатів при дослідженні мазків встановлюється низка важливих вимог, які необхідно чітко виконувати (збір зразків, переданалітичні заходи (час транспортування, температура, кількість, інструменти, стан пацієнта тощо), підготовка предметного скла зі зразком, фарбувальні реактиви, досвідчений персонал) [8].

### **1.2.2 Метод спекл-інтерферометричного аналізу параметрів крові людини**

Спекл-інтерферометрія є найбільш точним з оптичних методів дослідження параметрів крові людини, який дозволяє досліджувати оптично шорсткі поверхні, до яких належить кров людини. Даний метод забезпечує дослідження не тільки параметрів здорових та патологічних еритроцитів на основі спекл-картин, а й оцінку мікросудинного кровотоку, діаметра судини та динаміки кровотоку, а також дистанційне вимірювання пульсу та тиску [9].

Розглянемо фізичні засади методу спекл-інтерферометрії: спекл-зображення формується при взаємодії лазерного світла з дифузною поверхнею (наприклад, еритроцити крові людини), в свою чергу, висока когерентність світла створює хаотичні ефекти інтерференції, які і являють собою лазерний спекл (рис. 1.4). Властивості лазерного спеклу можна описати лише статистично [10 – 12].

					<i>БМ91.08.2903.1040.ПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		14



Спекл-інтерферометрію можна описати наступним чином: лазерні спекли, що створені відбитим або пройденим світлом, що може вільно пересуватись в просторі, можуть створювати інтерференційний простір з різною яскравістю. Якщо зробити фотографію даної області в деякій площині, то буде отримано зображення з плямою, що називається спекл-структурою, як вже було зазначено раніше. В зв'язку з тим, що зображення формується розсіяним світлом когерентним світлом, зміна спекл-зображення відповідає зміні властивостей об'єкта.

Типові установки для проведення спекл-інтерферометрії мають наступні елементи: джерело випромінювання, блок керування світловим променем (розділювач променя та дзеркала), блок фокусування променя (системи лінз та діафрагма), об'єкт дослідження, а також блок реєстрації та обробки спекл-зображень (камера, екран та комп'ютер).

Основним недоліком таких установок є їх великі розміри, оскільки необхідно використовувати надійне джерело випромінювання, тобто лазер, який має великі габарити (якщо розглядати застосування газового лазера в якості випромінювача) (рис. 1.6 – 1.8) [13 – 15].

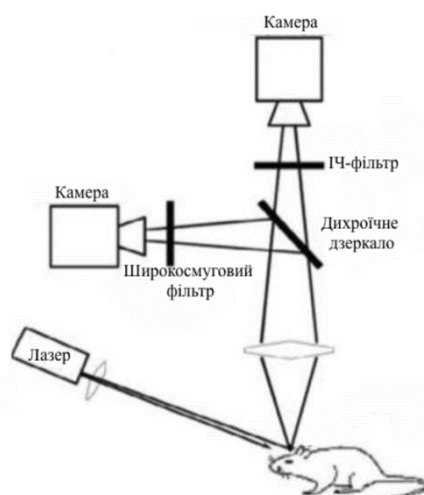


Рисунок 1.6 – Установка спекл-інтерферометра для дослідження судин *in vivo* [3]







моделюванні оптичних явищ, є теорія Мі [20, 21]. Недоліком розробленого коду є те, що він розрахований на дослідження еритроцитів *in vivo*, що є досить складним процесом через необхідність великої кількості часу для отримання результатів, високу вартість досліджень та низку етичних питань [22].

Прикладом комп'ютерної обробки спекл-інтерферограм зразків крові, досліджених в умовах *in vitro*, є дослідження [16], в якому за допомогою середовища Matlab було створено комп'ютерну модель, що в декілька етапів аналізує отримані зображення. Алгоритм роботи створеної моделі подано на рис. 1.11.



Рисунок 1.11 – Алгоритм роботи комп'ютерної моделі для обробки спекл-інтерферограм у дослідженні [16]

Недоліком такої моделі є обмеженість аналізу спекл-зображень, оскільки у даному дослідженні було подано лише 5 зображень на аналіз, що обмежує потенціал роботи такої моделі кількістю знімків.

## Висновки до розділу I

У даному розділі було проаналізовано основні методи лазерного дослідження еритроцитів крові людини, та виявлено, що спекл-інтерферометрія є найбільш актуальним з них, оскільки дозволяє аналізувати оптично шорсткі поверхні, до яких належить кров, та забезпечує найбільш точні результати, але має недолік у вигляді надмірної громіздкості приладу для проведення досліджень. Для узагальнення результатів спекл-інтерферометричного аналізу еритроцитів крові широко застосовуються математичні моделі, отже, в результаті аналізу основних методів комп'ютерної обробки спекл-інтерферограм було виявлено, що існує тенденція обмеженості аналізу за кількістю аналізованих знімків, який забезпечують розглянуті комп'ютерні моделі.

					<i>БМ91.08.2903.1040.ПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		21

## РОЗДІЛ II

### Моделювання лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини

#### 2.1 Вибір елементної бази та середовища моделювання удосконаленого приладу

В результаті проведеного літературного пошуку було обрано прототип спекл-інтерферометра [16], що дозволяє отримувати спекл-зображення поверхні еритроцитів для їх подальшої обробки та аналізу, на основі якого буде побудовано удосконалену модель приладу (рис. 2.1).

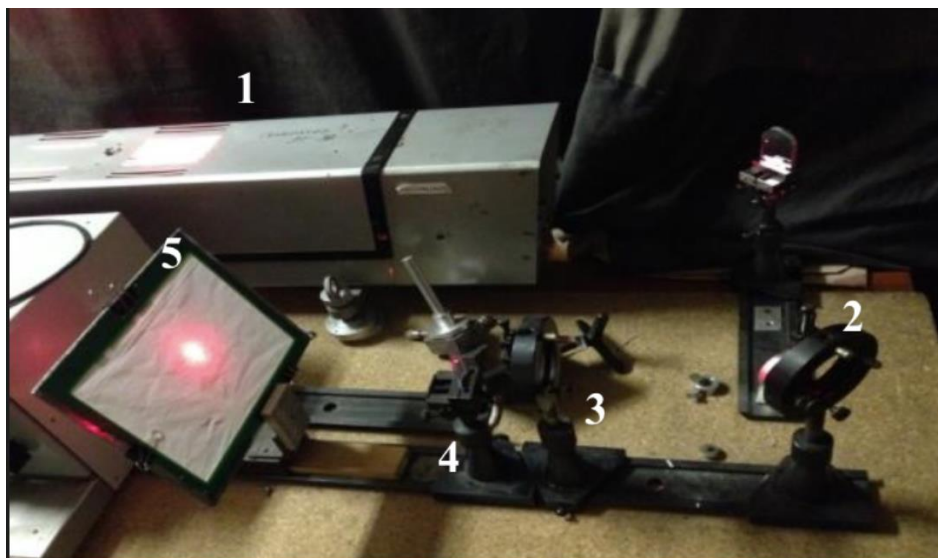


Рисунок 2.1 – Будова прототипу лазерного спекл-інтерферометра для дослідження параметрів крові людини: 1 – лазерний випромінювач (He-Ne-лазер); 2 – систему направляючої оптики (два дзеркала); 3 – система фокусувальної оптики (об’єктив «Індустар-50-2»); 4 – досліджуваний зразок; 5 – пристрій реєстрації спекл-зображення (екран) [16]

Аналізуючи будову прототипу можна сформулювати основні вимоги до джерела лазерного випромінювача удосконаленої моделі:

1. Потужність 50 мВт.
2. Довжина хвилі приблизно 630 нм (червоний колір).

### 3. Відносно малі розміри для зменшення габаритів приладу.

Враховуючи всі вимоги до лазерного випромінювача, було обрано діодний лазер марки «DLC DL Pro», технічна специфікація якого наведена в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Технічна специфікація діодного лазера «DLC DL Pro» [23]

Параметр специфікації	Показник
Покриття довжин хвиль	631 – 635 нм
Діапазон потужності	10 – 300 мВт
Ширина лінії (при часі інтеграції 5 мкс)	10 – 300 кГц
Характеристики вихідного променя	3 мм x 1 мм
Поляризація вихідного променя	лінійна
Розміри лазерної голівки	90 x 90 x 240 мм
Вага лазерної голівки	2,8 – 4,4 кг

Було обрано діодний лазер, оскільки такий тип лазерів є компактним, а також відносно тихим при роботі, що надає їм низку переваг над твердотільними та газовими лазерами (наприклад, неодимовий або гелій-неоновий, відповідно), які є громіздкими та складними в транспортуванні. Більше того, твердотільні та газові лазери мають досить довгий час «розігріву» (досягає декількох хвилин), а також потребують водного охолодження та регулярного обслуговування. Головним недоліком діодних лазерів вважається низька вихідна потужність, але в контексті спекл-візуалізації поверхні еритроцитів висока потужність лазера не є необхідною [24].

Спекл-інтерферометр можна реалізувати за допомогою системи лінз, виходячи з прототипу (див. рис. 2.1). При виборі даного елемента схеми було враховано аберації приладу, тобто спотворення оптичної картини, тому для їх послаблення було обрано систему лінз «анастигмат», а саме об'єktiv «Юпітер-8М» (табл. 2.2).

Таблиця 2.2 – Технічна специфікація системи лінз «Юпітер-8М»

Параметр специфікації	Показник
Фокусна відстань	52 мм
Кількість лінз/груп	6/3
Відстань від першої до останньої поверхні	32,4 мм
Максимальна діафрагма	f/2.0
Мінімальна діафрагма	f/22
Кількість пелюсток в діафрагмі	9

Як вже зазначалось, дану систему лінз було обрано тому, що вона належить до групи об'єктивів-анастигматів, які забезпечують зниження аберацій оптичної системи, що є принципово необхідним при отриманні спекл-зображень поверхні еритроцитів крові людини, оскільки спотворення результатів є недопустими при аналізі параметрів крові.

В якості реєструючого приладу було обрано екран, так само, як і в прототипі, оскільки обробка отриманих зображень буде проводитись за допомогою комп'ютерної моделі.

Середовищем візуального моделювання удосконаленої моделі лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини було обрано програмне середовище SolidWorks 2020, оскільки воно дозволить створити реалістичну 3D-модель приладу. Більше того, інтерфейс даного програмного забезпечення є досить простим, що значно спрощує моделювання приладу. Також при наявності декількох елементів приладу є можливість його побудови у вигляді збірки, де кожен елемент можна розглядати окремо.

## 2.2 Структурна схема удосконаленого лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини

Створення структурної схеми лазерного приладу є попереднім етапом перед моделюванням приладу в середовищі SolidWorks 2020 для визначення орієнтації та положення кожного компонента приладу стосовно один одного для забезпечення отримання необхідного результату роботи приладу при його використанні, в даному випадку – отримання спекл-зображень поверхні еритроцитів крові.

Структурна схема лазерного приладу (рис. 2.2) для дослідження параметрів крові базується на зменшенні її габаритів, тобто на використанні лише лазера, без направляючої оптики пучка світла (дзеркала) (див. рис. 2.1).

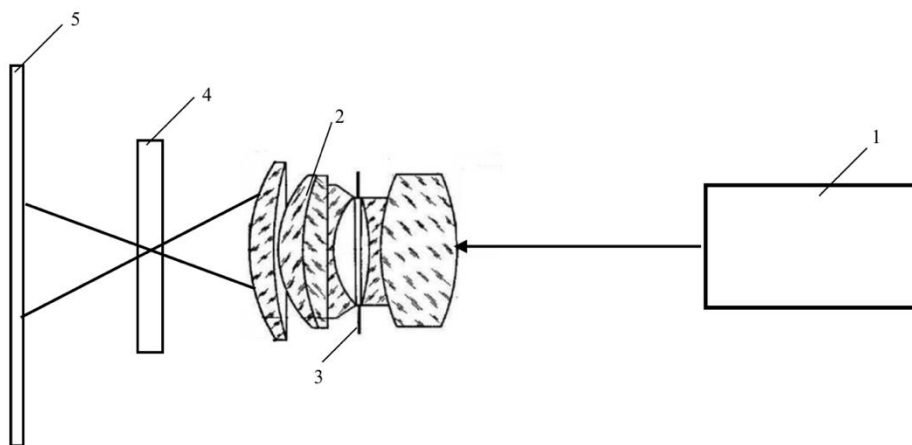


Рисунок 2.2 – Структурна оптична схема лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини побудована у середовищі Freeform: 1 – діодний лазер; 2 – система лінз «анастигмат»; 3 – діафрагма в системі лінз; 4 – зразок еритроцитів крові; 5 – реєструючий екран

Структурна оптична схема лазерного приладу (рис. 2.2) складається з діодного лазера (1), системи лінз «анастигмат» (2), діафрагми в системі лінз (3), зразка крові (4), екрану (5).

### 2.3 Візуальне моделювання удосконаленого лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини

Як вже зазначалось, в якості середовища візуального моделювання удосконаленого лазерного приладу було обрано програмне середовище SolidWorks 2020. Моделювання проводилось з використанням формату збірки, тобто окремі елементи оптичної системи можна розглядати окремо.

Змодельовані компоненти удосконаленого лазерного приладу наведені на рис. 2.3 – 2.5.

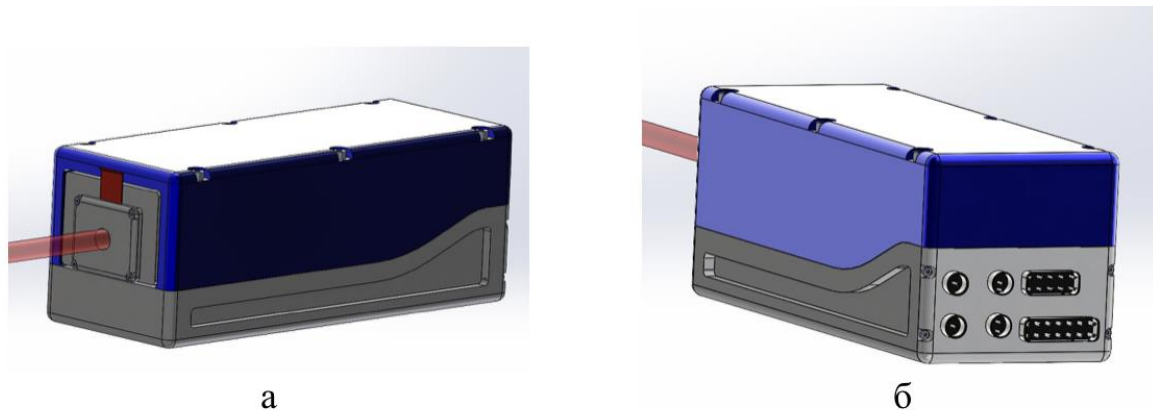


Рисунок 2.3 – Модель діодного лазера в середовищі SolidWorks 2020: а – вид спереду; б – вид ззаду



Рисунок 2.4 – Модель системи лінз «анастигмат» в середовищі SolidWorks 2020: а – вид спереду; б – вид збоку

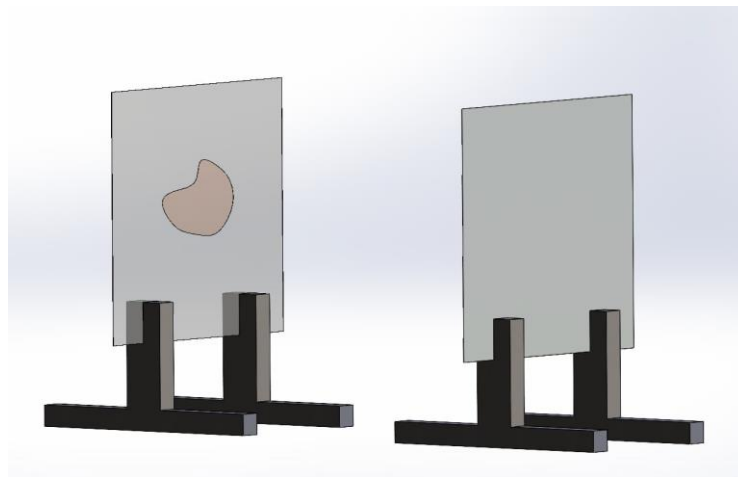


Рисунок 2.5 – Модель зразка еритроцитів крові та екрану в середовищі SolidWorks 2020

Повна візуальна модель вдосконаленого лазерного приладу з симуляцією проходження лазерного пучка через оптичну систему подана на рисунку 2.6. та складається з діодного лазера, об'єктива з діафрагмою, зразка крові та реєструючого екрану.

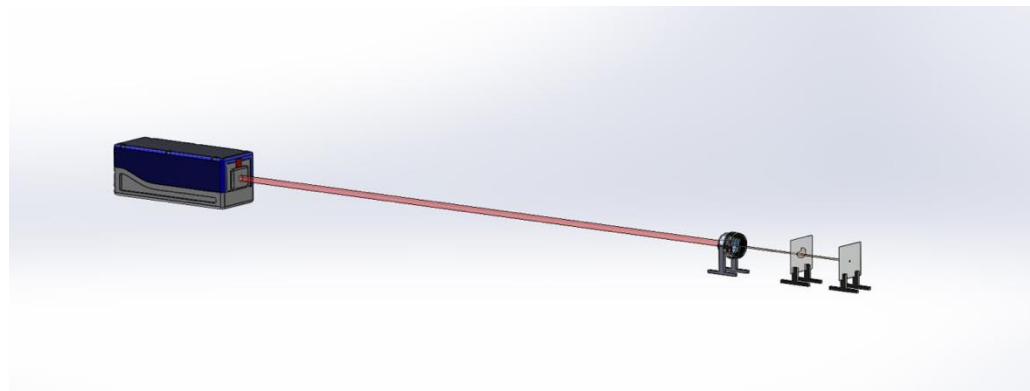


Рисунок 2.6 – Повна візуальна модель лазерного вдосконаленого лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини в середовищі SolidWorks 2020

Суть роботи змодельованого приладу полягає в тому, що пучок лазерного світла, згенерованого діодним лазером, направляється на систему лінз, яка містить діафрагму, що дозує світло та задає правильну експозицію. Лінзи, в свою чергу, фокусують лазерний промінь для напрямлення його на зразок крові людини. Після просвічення зразка крові, лазерний пучок направляється на екран, на якому формується спекл-інтерферограма еритроцитів крові людини для

					<i>БМ91.08.2903.1040.ПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		27

подальшого аналізу зображення. Відстань від діодного лазера до зразка крові людини складає 106 см, а від зразка до екрану – 27 см.

За допомогою реальної установки, зібраної на основі побудованої візуальної моделі, можна отримати спекл-інтерферограми еритроцитів крові людини, залежно від наявного зразка. Отримані спекл-інтерферограми аналізуються за допомогою комп'ютерних моделей, що забезпечують обробку та статистичний аналіз спекл-інтерферограм для виявлення відхилень від норми досліджуваних зразків. Варто зазначити, що зібраний прилад на основі такої візуальної моделі, забезпечуватиме належні результати переважно при дослідженнях *in vitro*, оскільки для досліджень *in vivo* необхідна інша конфігурація та набір елементів оптичної схеми.

#### **2.4 Порівняльні характеристики удосконаленої моделі та існуючого прототипу лазерного приладу**

В існуючому прототипі спекл-інтерферометра для просвічення зразка крові використовується *He-Ne*-лазер, а також використовується система для напрямлення лазерного променя у вигляді двох дзеркал для зменшення габаритів приладу, діафрагма, двоопукла лінза, рухомий столик для кріплення зразка крові людини та екран (див. рис. 2.1).

Суттєвим недоліком такої оптичної установки є саме використання газового лазера, оскільки він має досить великі габарити та надто високі вимоги до мережі, а також на фоні нових більш ефективних лазерів він значно витісняється при біомедичних застосуваннях [25]. Також використання *He-Ne*-лазера в прототипі установки передбачає використання додаткової оптики для напрямлення пучка лазерного світла та зменшення розмірів приладу.

					<i>БМ91.08.2903.1040.ПЗ</i>	Лист
						28
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

В таблиці 2.3 наведено порівняльні характеристики елементів прототипу приладу для спекл-інтерферометрії та елементів створеної удосконаленої моделі.

Таблиця 2.3 – Порівняння створеної моделі приладу з прототипом

Елемент приладу	Прототип приладу	Удосконалена модель приладу
Лазерний випромінювач	Тип: <i>He-Ne</i> -лазер Довжина хвилі: 632,8 нм Потужність: 50 мВт Розміри лазерної голівки, мм: 2005 x 300 x 290 Вага: 70 кг	Тип: діодний лазер Довжина хвилі: 631 – 635 нм Потужність: 50 мВт Розміри лазерної голівки, мм: 90 x 90 x 240 Вага: 2,8 – 4,4 кг
Система лінз	Тип: об'єktiv «анастигмат» «Індустар 50-2» Фокусна відстань: 52 мм Кількість лінз/груп: 4/3 Кількість пелюсток в діафрагмі: 8	Тип: об'єktiv «анастигмат» «Юпітер-8М» Фокусна відстань: 52 мм Кількість лінз/груп: 6/3 Кількість пелюсток в діафрагмі: 9
Реєструючий елемент	Тип: екран	Тип: екран
Фокусувальна оптика	+ Тип: дзеркала	–

Виходячи з порівняльної характеристики елементів (див. табл. 2.3), можна зазначити, що використання діодного лазера в удосконаленій моделі значно зменшує габарити оптичної установки та зменшує її вагу в 17,5 разів, порівняно з прототипом.

Обраний об'єktiv істотно відрізняється лише характеристикою відношення лінз/груп – в прототипі таке відношення складає 4/3, а в удосконаленій моделі – 6/3.

Але це дає істотну перевагу, оскільки чим більше значення відношення лінз/груп в об'єктиві, тим менші аберації оптичної системи. Аберації – це похибки зображення в оптичній системі і вони є недопустими при проведенні спекл-інтерферометричного аналізу крові людини.

Реєстручий елемент не було змінено, оскільки він не впливає на габарити приладу і обробка та аналіз спекл-зображень крові будуть проводитись за допомогою комп'ютерної моделі. Також, порівняно з прототипом, в удосконаленій моделі відсутня фокусувальна оптика, оскільки необхідність в ній відпадає зі зменшенням розмірів лазерного випромінювача.

## Висновки до розділу II

У даному розділі відбувалося моделювання лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини. Для цього спершу було визначено основні вимоги до елементів приладу та виконано їх підбір, відповідно до поставлених задач. Також було обрано середовище для моделювання приладу за критеріями зручного інтерфейсу та можливості розглядати елементи приладу окремо. Наступним кроком була реалізація структурної схеми лазерного приладу з подальшим його моделюванням у середовищі SolidWorks 2020, відповідно до створеної структурної схеми. Останнім етапом було порівняння створеної моделі з існуючим прототипом для розуміння їх відмінностей та переваг розробленої візуальної моделі.

					<i>БМ91.08.2903.1040.ПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		30

## РОЗДІЛ III

### Комп'ютерне моделювання обробки спекл-інтерферограм поверхні еритроцитів людини

#### 3.1 Розробка алгоритму роботи комп'ютерної моделі для обробки спекл-зображень

Комп'ютерна модель для обробки спекл-інтерферограм еритроцитів людини створюватиметься в програмному середовищі MatLab, оскільки дане середовище має бібліотеку «Image processing toolbox», що дозволяє проводити обробку зображень [26]. Усі спекл-інтерферограми, що будуть досліджуватися такою моделлю, повинні мати графічний формат зображення.

Перед створенням комп'ютерної моделі було розроблено блок-схему (рис. А.1) з алгоритмом її роботи для визначення основних можливостей такої моделі, а також бажаного результату. Принцип роботи комп'ютерної моделі будуватиметься на циклах типу for з відомою кількістю повторювань, задля зняття з моделі обмежень по кількості аналізованих зображень. Узагальнюючи дану блок-схему, можна звести роботу моделі до того, що за допомогою циклу for вводиться бажана кількість спекл-зображень для аналізу, а саме:

- проводиться зчитування зображення;
- віднімається фон зображення та виводиться результат;
- перетворення в бінарне зображення з виведенням;
- обчислення та виведення кількості спеклів;
- аналіз сірого зображення для виведення графіку розподілу інтенсивностей пікселів;
- обчислення та виведення статистичних показників: середньої інтенсивності яскравості пікселів та їх середнього квадратичного відхилення;













double перетворює цілі значення пікселів на значення з плаваючою точкою для більш точних результатів [26].

### 3.2.2 Бінаризація спекл-інтерферограм

Бінаризація – це процес перетворення кольорового або сірого зображення в бінарне зображення, тобто зображення, що має тільки 2 значення – білий та чорний.

В створюваній комп'ютерній моделі бінаризація зображення використовується для виділення окремих областей зображення для їх подальшого сегментування (розділення на окремі об'єкти) [26].

Перед бінаризацією необхідно визначити порогове значення, що максимізує дисперсію між двома видами пікселів: фоном та необхідними об'єктами (алгоритм Оцу). Для автоматичного визначення такого значення можна використати функцію `graythresh`:  $T = \text{graythresh}(I)$ .

Бінаризовані спекл-зображення еритроцитів крові людини зображено на рис. 3.22 – 3.26.

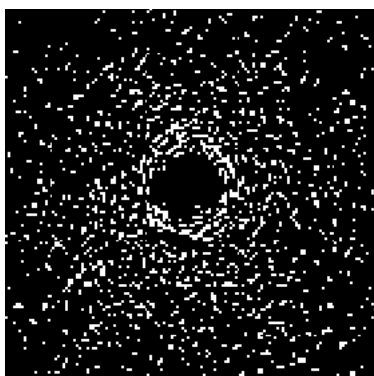


Рисунок 3.22 – Бінаризоване спекл-зображення еталонного зразка крові (еритроцитів) людини

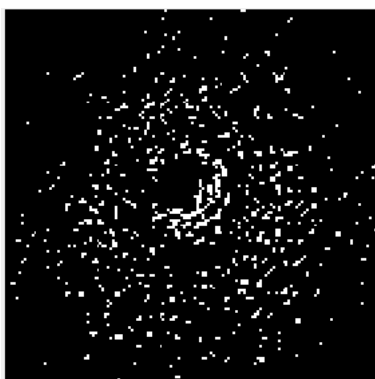


Рисунок 3.23 – Бінаризоване спекл-  
зображення другого зразка крові  
(еритроцитів) людини

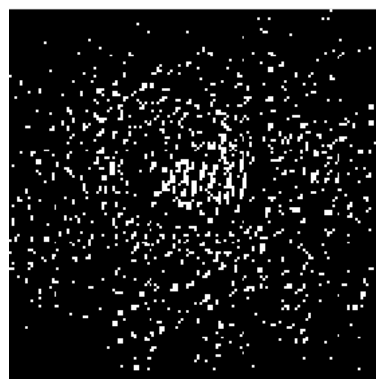


Рисунок 3.24 – Бінаризоване спекл-  
зображення третього зразка крові  
(еритроцитів) людини

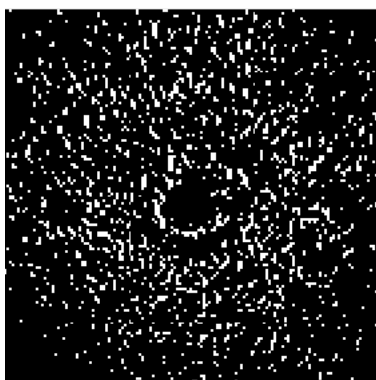


Рисунок 3.25 – Бінаризоване спекл-  
зображення четвертого зразка крові  
(еритроцитів) людини

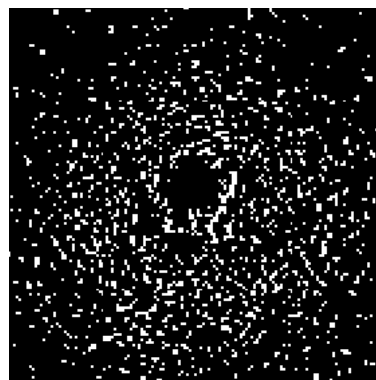


Рисунок 3.26 – Бінаризоване спекл-  
зображення п'ятого зразка крові  
(еритроцитів) людини

Для бінаризації використовується функція `im2bw`, яка перетворює зображення, присвоюючи значення пікселів, які більше визначеного порогу до білого кольору, а тих, які менші – до чорного: `level = graythresh(S_2); bw = im2bw(S_2, level)`.

### 3.2.3 Визначення кількості спеклів на інтерферограмах

Для визначення кількості спеклів на зображеннях необхідно провести сегментацію спекл-інтерферограм, яка дозволяє сегментувати бінаризоване зображення на спекли.



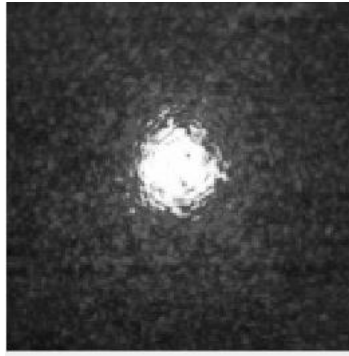


Рисунок 3.27 – Напівтонне спекл-зображення еталонного зразка крові (еритроцитів) людини

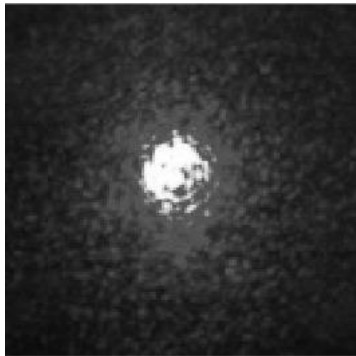


Рисунок 3.28 – Напівтонне спекл-зображення еталонного зразка крові (еритроцитів) людини



Рисунок 3.29 – Напівтонне спекл-зображення еталонного зразка крові (еритроцитів) людини



Рисунок 3.30 – Напівтонне спекл-зображення еталонного зразка крові (еритроцитів) людини

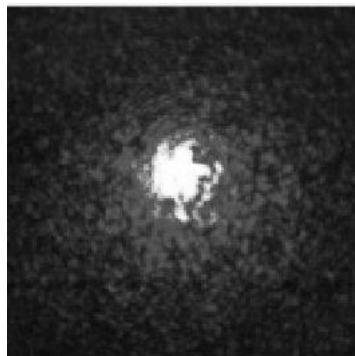


Рисунок 3.31 – Напівтонне спекл-зображення еталонного зразка крові (еритроцитів) людини

На рис. 3.32 – 3.36 зображено графіки інтенсивностей пікселів для кожного зразка крові.



Також напівтонні зображення використовуються для визначення статистичних показників: середньої інтенсивності яскравості пікселів та їх середнього квадратичного відхилення:  $mean\_intensity = mean2(S\_m)$ ;  $mean\_quad\_dev = std2(S\_m)$ .

### **3.2.5 Обчислення та візуалізація нормованої крос-кореляції між парами інтерферограм**

Обчислення крос-кореляції між еталонним спекл-зображенням та 4 іншими зразками є необхідним для визначення подібності між ними. Нормування крос-кореляції проводиться для врахування різної яскравості зображень при їх порівнянні. Таке нормування дозволяє отримати значення коефіцієнта кореляції (подібності) від 0 до 1: 1 – повна подібність зображень; 0 – повна розбіжність зображень.

Для обчислення та нормування крос-кореляції використовується цикл, що завантажує зображення спекл-інтерферограм та:

- зчитує кожне зображення:  $S2 = imread(['IMG\_', num2str(j), '.jpg']);$
- перетворює кожне зображення в напівтонне:  $S2\_m = rgb2gray(S2);$
- нормує зображення за яскравістю для отримання результату в діапазоні від 0 до 1:  $S\_m\_norm = double(S\_m) ./ max(double(S\_m(:)));$   $S2\_m\_norm = double(S2\_m) ./ max(double(S2\_m(:)));$
- виводить тривимірний графік, що показує залежність значення крос-кореляції між еталонним та патологічним зображенням в залежності від зсуву між ними по горизонталі чи вертикалі:  $surf(cc), shading flat;$
- виводить значення крос-кореляції для кожної пари інтерферограм:  $[max\_cc, imax] = max(abs(cc(:)));$   $disp(['Максимальне значення кореляції для ', num2str(i), ' та ', num2str(j), ' спекл-зображень: ', num2str(max\_cc)]).$

Графіки нормованих крос-кореляцій між еталонним та зразками 2 – 5 наведено на рис. 3.37 – 3.40.

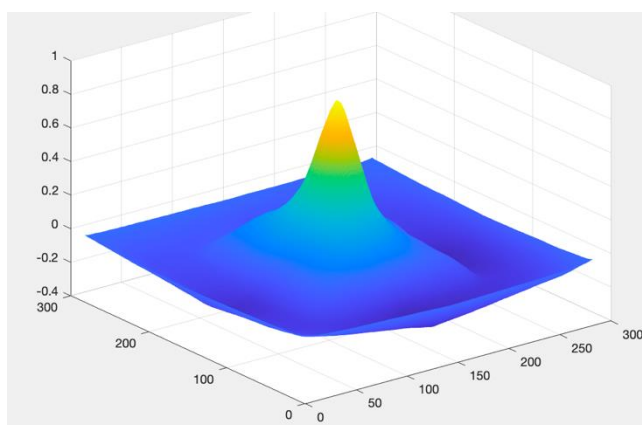


Рисунок 3.37 – Нормована крос-кореляція між еталонним та другим зразками крові людини

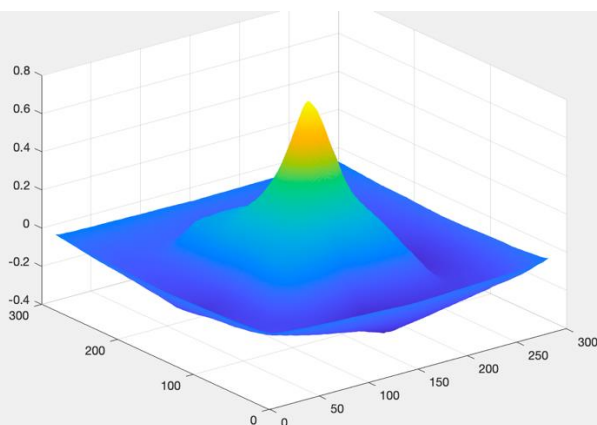


Рисунок 3.38 – Нормована крос-кореляція між еталонним та третім зразками крові людини

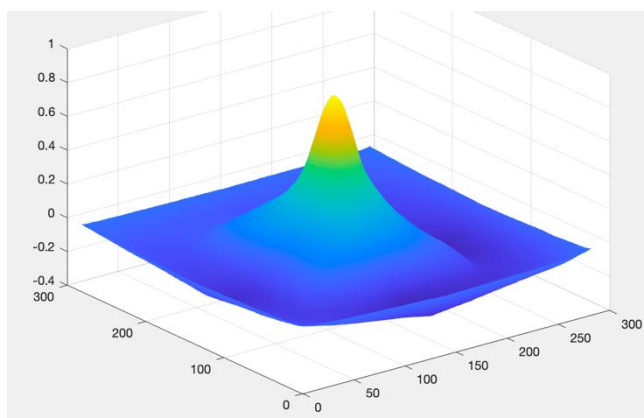


Рисунок 3.39 – Нормована крос-кореляція між еталонним та четвертим зразками крові людини

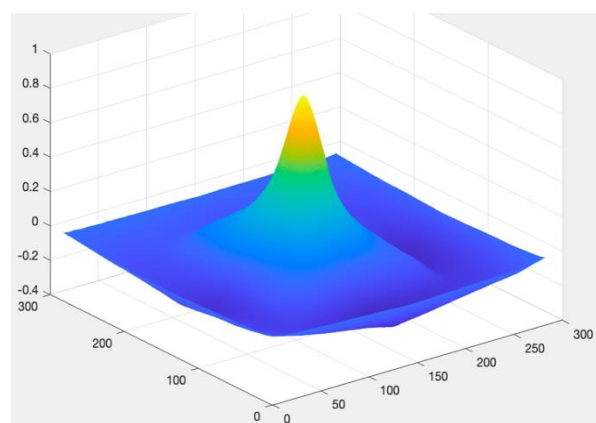


Рисунок 3.40 – Нормована крос-кореляція між еталонним та п'ятим зразками крові людини

Визначення коефіцієнта кореляції між еталонним зразком та досліджуваними зразками 2 – 5 дозволить виявити ступінь та наявність відхилення аналізованих зразків від норми.

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

*БМ91.08.2903.1040.ПЗ*

Лист

44

### 3.2.6 Результати статистично-кореляційного аналізу спекл-інтерферограм

В результаті роботи розробленої комп'ютерної моделі було отримано статистичні та кореляційні дані аналізованих спекл-інтерферограм. Зразок 1 – це еталонна спекл-інтерферограма, тобто з її значеннями будуть порівнюватись значення зразків 2 – 5.

В таблицю 3.1 зведено результати статистичного та кореляційного аналізу п'яти спекл-інтерферограм зразків еритроцитів крові людини, проведеного за допомогою розробленої комп'ютерної моделі.

Таблиця 3.1 – Результати статистичного та кореляційного аналізу спекл-інтерферограм зразків крові людини, отримані з комп'ютерної моделі

№ зразка	Кількість спеклів на досліджуваному спекл-зображенні	Середня інтенсивність пікселів на досліджуваному спекл-зображенні	Середнє квадратичне відхилення інтенсивностей пікселів досліджуваного спекл-зображення	Коефіцієнт кореляції інтенсивності пікселів між еталонним та патологічними спекл-зображеннями
1	950	60,66	40,90	–
2	466	46,83	34,53	0,86607
3	700	48,48	26,75	0,75099
4	973	49,68	33,45	0,8172
5	903	45,91	35,45	0,855

Кількість спеклів на еталонному спекл-зображенні становить 950 одиниць, що вважається еталонном, отже відхилення від даного показника свідчить про те, що досліджуваний зразок має відхилення від норми, що й видно з показників кількості спеклів зразків 2 – 5.

Середня інтенсивність яскравості пікселів характеризує загальний рівень яскравості зображення. З результатів в табл. 3.1 видно, що середня інтенсивність яскравості пікселів еталонного зразка спекл-зображення склала 60,66, тоді як даний показник для інших чотирьох зразків є меншим.

Середнє квадратичне відхилення інтенсивностей яскравості пікселів вказує на те, як сильно розкидані значення інтенсивності яскравості відносно середнього значення. Середнє квадратичне відхилення для еталонного зразка склало 40,9, що є достатньо високим значенням. Таке високе значення вказує на наявність шуму та значні відмінності між пікселями, але через велику кількість градацій тону (256) це значення є допустимим. Для зразків 2 – 5 середнє квадратичне відхилення є меншим відносно еталонного.

За результатами кореляційного аналізу між еталонною спекл-інтерферограмою та зразками 2 – 5 видно, що коефіцієнт кореляції між еталонним та другим зразком склав 0,866 – це вказує на сильний позитивний зв'язок між інтерферограмами, але між ними існують деякі відмінності, що підтверджує наявність відхилень від норми в другому зразку. У випадку порівняння спекл-інтерферограм 3 – 5 спостерігається подібна тенденція, що також вказує на відхилення від норми в даних зразках крові.

### Висновки до розділу III

У даному розділі було проведено розробку комп'ютерної моделі для обробки та статистично-кореляційного аналізу спекл-інтерферограм. На першому етапі було створено блок-схему комп'ютерної моделі для визначення основних етапів її роботи, а також результатів, які вона буде забезпечувати. На другому етапі було розроблено безпосередньо комп'ютерну модель, робота якої полягає в аналізі необхідної кількості спекл-інтерферограм зразків крові людини на статистичні та кореляційні характеристики на основі комп'ютерної обробки зчитаних зображень. Статистично-кореляційні характеристики дозволяють зробити висновок про відхилення від норми досліджуваних зразків крові людини та ступінь їх розбіжності з еталонним зразком.

					<i>БМ91.08.2903.1040.ПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		47

## РОЗДІЛ IV

### Охорона праці

#### 4.1 Характеристика лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини

##### 4.1.1 Характеристика компонентів приладу

Лазерний прилад змодельовано на основі діодного лазера, об'єктиву «анастигмат», рухомого предметного столика та екрану для реєстрації зображення. Технічні характеристики компонентів лазерного приладу наведено в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Технічні характеристики компонентів лазерного приладу, що моделюється

№	Найменування компонента	Технічні характеристики	Кількість
1	Діодний лазер «DLC DL Pro»	Матеріал корпусу: АБС-пластик, алюміній Вид струму: постійний струм Вихідна потужність: 10 – 300 МВт Напруга живлення: 100 – 240 В Струм живлення: 210 мА Робоча температура: 5 – 40°С	1
2	Об'єktiv «Юпітер-8М»	Матеріал корпусу: метал Фокусна відстань: 52 мм Кількість лінз/груп: 6/3	1
3	Рухомий предметний столик	Матеріал: пластик	1
4	Зразок еритроцитів крові на предметному склі	Біологічний об'єкт, суб'єкт впливу	1

До змодельованого приладу висуваються спеціальні вимоги щодо температури для належної роботи діодного лазера – вона повинна коливатись в діапазоні 15 – 30°С при роботі лазера, та в діапазоні 0 – 40°С при транспортуванні приладу. Стосовно вологості та освітлення вимог не висувається.

					<i>БМ91.08.2903.1040.ПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		48

## 4.1.2 Складові частини лазерного приладу

Структурна оптична схема лазерного приладу представлена на рисунку 4.1.

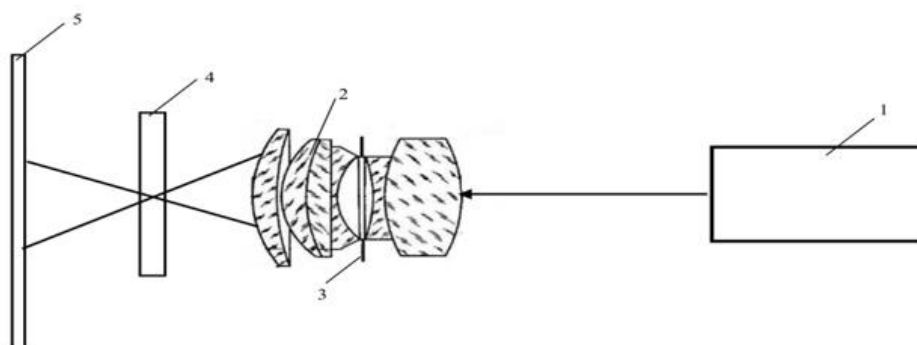


Рисунок 4.1 – Структурна оптична схема лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини побудована у середовищі Freeform: 1 – діодний лазер; 2 – система лінз «анастигмат»; 3 – діафрагма в системі лінз; 4 – зразок еритроцитів крові на предметному столику; 5 – реєструючий екран

На рисунку 4.1 пучок лазерного світла з діодного лазера 1, що живиться від мережі, направляєється на систему лінз 2, яка містить діафрагму 3, що дозує світло та задає правильну експозицію, лінзи, в свою чергу, фокусують лазерний промінь для напрямлення його на зразок крові людини 4. Після просвічення зразка крові, лазерний пучок направляєється на екран 5, на якому формується спекл-інтерферограма еритроцитів крові людини для подальшого аналізу зображення. Відстань від діодного лазера до зразка крові людини складає 106 см, а від зразка до екрану – 27 см.

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БМ91.08.2903.1040.ПЗ

Лист

49

### 4.1.3 Характер взаємодії об'єкту в системі «людина-об'єкт»

Засобом отримання інформації про стан роботи лазерного приладу є діодний лазер, що має індикатор підключення до мережі та індикатор ввімкнення-вимкнення. Лазер є єдиним індикатором роботи приладу, оскільки він є його ключовим елементом.

### 4.2 Оцінка потенційних небезпек, що створюються конструкцією приладу, що моделюється, та заходи їх усунення

Для використання приладу без загрози та шкоди організму людини необхідно дотримуватись вимог безпеки: в контексті приладу, що моделюється, необхідно дотримуватись вимог, встановлених для запобігання ураження електричним струмом, виникнення пожежі, і найголовніше, запобігання ураження сітківки ока лазерним випромінюванням.

Лазери та лазерні системи поділяють на 4 класи за рівнем небезпеки лазерного випромінювання. Діодний лазер, що застосовується, відноситься до 3 класу, оскільки має робочу потужність 50 мВт та є небезпечним, якщо дивитися на лазерне випромінювання через фокусуючу оптику, а також безпосередньо на випромінювання.

Небезпеки ураження електричним струмом та виникнення пожежі пояснюються тим, що при використанні лазерного приладу, людина має знаходитись близько до лазера, що підключений до мережі живлення, для отримання зображень крові людини.

### 4.2.1 Небезпека ураження електричним струмом

У таблицях 4.2 – 4.4 наведено оцінку та аналіз джерел небезпек, що спричиняють ураження електричним струмом.

Таблиця 4.2 – Оцінка небезпек, що спричиняють ураження електричним струмом

Найменування компонента приладу	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
Діодний лазер	Постійний струм	Пошкодження ізоляції електричних дротів та неправильне під'єднання лазера до мережі	Ураження електричним струмом

Таблиця 4.3 – Реальні та нормативні фактори небезпеки ураження електричним струмом

Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення*
Постійний струм	210 мА	10 мА
Підвищена напруга живлення	100 – 240 В	Допустиме: 6 – 20 В
		Оптимальне: 7 – 12 В

\*нормативне значення було взято згідно ДСТУ EN 61140:2015 «Захист проти ураження електричним струмом. Загальні аспекти щодо установок та обладнання». Дано нормативні значення постійного струму та напруги, що не перевищує больовий поріг людини.

Таблиця 4.4 – Заходи із забезпечення охорони праці щодо ураження електричним струмом

Група заходів ОП	Вид заходу	Критерій вибору
Технічні заходи	забезпечення твердої ізоляції струмовідних частин	унеможливлення контакту людини зі струмовідними частинами приладу

Продовження табл. 4.4

Технічні заходи	недопущення потрапляння води та механічних ушкоджень струмовідних частин	запобігання збоїв у роботі приладу та ураження електричним струмом
	забезпечення вирівнювання електричного потенціалу	захист за рахунок зниження перенапруги живлення
Експлуатаційні заходи	регулярна перевірка приладу на цілісність та справність	запобігання виникнення збоїв у роботі приладу
Організаційні заходи	проведення інструктажу з техніки безпеки	забезпечення дотримання правил електробезпеки при експлуатації приладу
Режимні заходи	регулярна перевірка справності приладу спеціалістом	забезпечення відсутності контакту між користувачем та елементами приладу під напругою

Отже, при виконанні та дотримуванні усіх перелічених заходів з ОП, значно підвищиться електробезпека при експлуатації лазерного приладу, а також підвищиться захист від ураження електричним струмом.

#### 4.2.2 Небезпека виникнення пожежі

Небезпека виникнення пожежі може виникнути при появі стрибка напруги у мережі, до якої підключений лазер. Небезпека виникнення пожежі розкрита в таблицях 4.5 – 4.7.

Таблиця 4.5 – Оцінка небезпек, що спричиняють виникнення пожежі

Найменування компонента приладу	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
Джерело живлення діодного лазера	Напруга	Стрибок напруги джерела живлення	займання струмовідних елементів приладу та пожежа

Таблиця 4.6 – Реальні та нормативні фактори небезпеки виникнення пожежі

Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення
Стрибок напруги	наявний	відсутній

Таблиця 4.7 – Заходи із забезпечення охорони праці щодо виникнення пожежі

Група заходів ОП	Вид заходу	Критерій вибору
Технічні заходи	забезпечення гальванічної розв'язки (ізоляція діючих частин електричних систем для запобігання протікання струму між ними)	забезпечення захисту джерела живлення від стрибка напруги та займання лазерного приладу
	забезпечення безперебойного джерела живлення	
	наявність індикатора, що зупиняє подачу напруги на лазер при її стрибку	
Експлуатаційні заходи	регулярна перевірка джерела живлення приладу на цілісність та справність	запобігання виникнення займання приладу
Організаційні заходи	проведення інструктажу з пожежної безпеки	забезпечення дотримання правил пожежної при експлуатації приладу
Режимні заходи	забезпечення легкої доступності засобів для гасіння пожежі	забезпечення можливості користувача приладу швидко погасити пожежу

Отже, при виконанні та дотримуванні усіх перелічених заходів з ОП, значно підвищиться пожежна безпека при експлуатації лазерного приладу.

### 4.2.3 Небезпека ураження лазерним випромінюванням

У таблицях 4.8 – 4.10 наведено оцінку та аналіз джерел небезпек, що спричиняють ураження лазерним випромінюванням.

Таблиця 4.8 – Оцінка небезпек, що спричиняють ураження лазерним випромінюванням

Найменування компонента приладу	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
Діодний лазерний випромінювач	Відбите та розсіяне лазерне випромінювання	Лазерний промінь червоної видимої частини спектру	при спостереженні через фокусувальну оптику згубно діє на сітківку ока людини

Таблиця 4.9 – Реальні та нормативні фактори небезпеки ураження лазерним випромінюванням

Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативне значення
Вихідна потужність лазерного випромінювача	50 мВт	20 мВт

Таблиця 4.10 – Заходи із забезпечення охорони праці щодо ураження лазерним випромінюванням

Група заходів ОП	Вид заходу	Критерій вибору
Технічні заходи	застосування лазерного випромінювача з меншою вихідною потужністю	забезпечення нормативного значення потужності випромінювання для безпеки користувача





## Висновки до розділу IV

У даному розділі було розглянуто та проаналізовано потенційно небезпечні фактори, що можуть виникнути при експлуатації лазерного приладу для дослідження параметрів крові людини. Також було запропоновано шляхи усунення визначених небезпечних факторів, серед яких: небезпека ураження електричним струмом, небезпека виникнення пожежі та небезпека ураження лазерним випромінюванням. Було розроблено низку заходів для усунення потенційних небезпек: режимні, експлуатаційні, організаційні та технічні. Оцінка потенційних небезпек дозволила розробити інструкцію з техніки безпеки при експлуатації лазерного приладу.

					<i>БМ91.08.2903.1040.ПЗ</i>	Лист
						57
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		









25. William G. Telford. Overview of Lasers for Flow Cytometry // Flow Cytometry Protocols, Methods in Molecular Biology. – 2018. – Vol. 1678 – с. 447–455
26. Довідник з використання програмного середовища MatLab [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://de.mathworks.com/help/index.html>

ДОДАТОК А

					БМ91.08.2903.1040.ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		63



А.2 – Програмний код розробленої комп'ютерної моделі для обробки та  
аналізу спекл інтерферограм

```
clear, close all, imtool close all

for i = 1:5
    % Зчитування зображення
    S = imread(['IMG_', num2str(i), '.jpg']);

    % Віднімаємо фон зображення
    background = imopen(S, strel('disk', 1));
    figure, imshow(background)
    S_2 = imsubtract(S, background);
    figure, imshow(S_2)

    % Візуалізуємо результат
    figure, surf(double(background(1:8:end, 1:8:end))), zlim([0 255]);

    % Перетворення в бінарне зображення
    level = graythresh(S_2);
    bw = im2bw(S_2, level);
    figure, imshow(bw)

    % Сегментація об'єктів
    [labeled, numObjects] = bwlabel(bw, 4);

    % Обчислення кількості спеклів
    numSpeckles = numObjects - 1; % віднімання фону
```

```

% Виведення кількості спеклів в консоль
fprintf('Кількість спеклів в інтерферограмі %d: %d\n', i, numSpeckles);

% Аналіз сірого зображення
S_m = rgb2gray(S);
figure, imshow(S_m);
figure, plot(imhist(S_m));

% Обчислення статистичних показників
mean_intensity = mean2(S_m);
mean_quad_dev = std2(S_m);

% Виведення статистичних показників в консоль
fprintf('Статистичні показники для інтерферограми %d:\n', i);
fprintf('Середня інтенсивність: %.2f\n', mean_intensity);
fprintf('Середнє квадратичне відхилення: %.2f\n', mean_quad_dev);

% Обчислення нормованої крос-кореляції між парами інтерферограм
if i < 5
    for j = i+1:5
        S2 = imread(['IMG_', num2str(j), '.jpg']);
        S2_m = rgb2gray(S2);

        % Нормування яскравості
        S_m_norm = double(S_m)./max(double(S_m(:)));
        S2_m_norm = double(S2_m)./max(double(S2_m(:)));
    end
end

```

```

% Обчислення крос-кореляції
cc = normxcorr2(S_m_norm, S2_m_norm);

% Виведення графіків нормованої крос-кореляції
figure;
surf(cc), shading flat;
title(['Кореляція між ', num2str(i), ' та ', num2str(j), ' спеклами']);

% Виведення значень кореляції в консоль
[max_cc, imax] = max(abs(cc(:)));
[ypeak, xpeak] = ind2sub(size(cc),imax(1));
disp(['Максимальне значення кореляції для ', num2str(i), ' та ',
num2str(j), ' спекл-зображень: ', num2str(max_cc)]);
disp(['Координати максимального значення кореляції: x = ',
num2str(xpeak), ', y = ', num2str(ypeak)]);
end
end
end

```