

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

Радіотехнічний факультет  
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра радіотехнічних пристроїв та систем  
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»

УДК 621

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

С.Д. Жук С.Д. Жук  
(підпис) (ініціали, прізвище)

«18» травня 2018р.

## Магістерська дисертація

за спеціальністю 172 Телекомунікації та радіотехніка

за спеціалізацією Радіотехнічні інформаційні технології  
(код і назва спеціальності)

на тему: Модель взаємодії лазерного випромінювання з біологічними мікрооб'єктами

Виконав (-ла): студент (-ка) VI курсу, групи РТ-614  
(шифр групи)

Стародуб Оксана Валеріївна  
(прізвище, ім'я, по батькові)

[Підпис]  
(підпис)

Науковий керівник к.т.н., доц. Піддубний В.О.  
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

[Підпис]  
(підпис)

Консультант Ок. Краш к.т.н., доц. Камітанов С.Ф.  
(назва розділу) (науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

[Підпис]  
(підпис)

Рецензент к.т.н., доц. Богачанов М.Ф.  
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

[Підпис]  
(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент [Підпис]  
(підпис)

Київ – 2018 року

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

Факультет (інститут) Радіотехнічний факультет  
(повна назва)

Кафедра Радіотехнічних пристроїв та систем  
(повна назва)

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-науковою програмою

Спеціальність спеціалізація 172 Телекомунікації та радіотехніка  
Радіотехнічні інформаційні технології  
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

С.Я.  
(підпис)

С.Я. Жук  
(ініціали, прізвище)

«9» листопада 2018р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Стародуб Оксани Валеріївни  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації Модель взаємодії лазерного випромінювання з біологічними мікроб'єктами

науковий керівник дисертації к.т.н., доц. Піддубний В.О.  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «13» березня 2018р. № 94-с

2. Строк подання студентом дисертації 15 травня 2018р.

3. Об'єкт дослідження спекл-інтерферограми еритроцитів крові людини

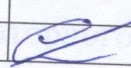
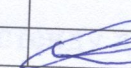
4. Предмет дослідження (вихідні дані для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою) кореляційні та статистичні характеристики взаємодії електромагнітних хвиль з еритроцитами людини

5. Перелік завдань, які потрібно розробити 1) Розробка лабораторного стенду для отримання спектр-інтерферограм еритроцитів крові людини; 2) Проведення експериментального дослідження; 3) Комп'ютерне моделювання отриманих спектр-інтерферограм в програмному середовищі MATLAB R2015b; 4) Аналіз отриманих даних; 5) Висновки

6. Орієнтовний перелік ілюстративного (графічного) матеріалу 64 рис.

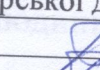
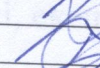

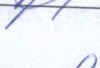
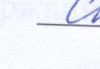
7. Орієнтовний перелік публікацій 1) міжнародний науково-технічний журнал «ВОТТТ», випуск №1 за 2017 р.; 2) міжнародна науково-технічна конференція «РТПСАС», 19-25 березня 2018р.

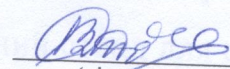
8. Консультанти розділів дисертації\*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<u>V Охорона країни</u>	<u>к.т.н., доц. Каштанов С.Ф.</u>		

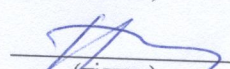
9. Дата видачі завдання 7 лютого 2018р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
<u>I</u>	<u>Вибір методів лазерної діагностики</u>		<u>Виконано</u>
<u>II</u>	<u>Розробка лабораторного стенду</u>		<u>Виконано</u>
<u>III</u>	<u>Комп'ютерне моделювання</u>		<u>Виконано</u>
<u>IV</u>	<u>Розроблення смарт-проекту</u>		<u>Виконано</u>
<u>V</u>	<u>Охорона країни</u>		<u>Виконано</u>

Студент   
(підпис)

Стародуб О.В.  
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації   
(підпис)

Ліддубний В.О.  
(ініціали, прізвище)

\* Консультантом не може бути зазначено наукового керівника

Ключові слова: спектр - інтерферограма, інтерферометрія, кореляція.

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ .....	8
ВСТУП.....	9
1 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНИХ МІКРООБ'ЄКТІВ .....	11
1.1 Методи лазерної діагностики .....	11
1.1.1 Нефелометрія .....	14
1.1.1.1 Залежність форми індикатриси розсіювання від розміру частинок .....	17
1.1.2 Спектроскопія комбінаційного розсіювання .....	18
1.1.3 Абсорбційний аналіз .....	21
1.1.4 Конфокальна мікроскопія .....	23
1.1.5 Поляриметрія .....	25
1.1.6 Калориметрія.....	27
1.1.7 Релеївська спектроскопія.....	28
1.1.8 Пікосекундна спектроскопія .....	30
1.1.9 Голографія.....	32
1.1.10 Флуоресцентний аналіз.....	33
1.1.11 Інтерферометрія.....	35
1.1.12 Допплерівська спектроскопія.....	38
2 РОЗРОБКА КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ .....	40
2.1 Проходження монохроматичного світла через прозоре середовище.....	40
2.2 Теоретичні відомості про отримання спекл – інтерферограм.....	42
2.3 Формування спекл-структур .....	43
2.3.1 Спекли Френеля і Фраунгофера.....	50
2.3.2 Наближення дифракції Фраунгофера (ДФ) .....	52
2.4 Розробка лабораторного стенду для отримання спекл – інтерферограм .....	54
3 КОМП'ЮТЕРНА МОДЕЛЬ ОБРОБКИ СПЕКЛ – ІНТЕРФЕРОГРАМ.....	58
3.1 Розробка комп'ютерної моделі обробки спекл-інтерферограм .....	58
3.2 Реалізація комп'ютерної моделі.....	59
3.2.1 Зчитування даних із зображення.....	59
3.2.2 Оцінка і апроксимація пікселів фону .....	61
3.2.3 Апроксимація і перегляд поверхні фону.....	62
3.2.4 Створення зображення з рівномірним фоном .....	64
3.2.5 Створення бінарного зображення .....	65
3.2.6 Визначення числа об'єктів (спеклів) на зображенні спекл – інтерферограми .....	66
3.2.7 Отримання статистичних даних зображення.....	67

3.2.8 Статистичні та кореляційні результати комп'ютерної обробки спекл – інтерферограм .....	71
4 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ .....	74
4.1 Актуальність комп'ютерної моделі як стартап-проект.....	75
4.2 Аналіз ринкових можливостей.....	78
4.3 Реалізація портативного аналізатора .....	82
5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ .....	85
5.1 Визначення основних потенційно-шкідливих та небезпечно виробничих факторів при виконанні науково – дослідних робіт .....	85
5.2 Технічні рішення та організаційні заходи з безпеки експлуатації засобів обчислювальної техніки.....	86
5.2.1 Електробезпека .....	87
5.2.1.1 Розрахунок захисного відключення електромережі при аварійному режимі роботи електрообладнання .....	89
5.2.2 Перевірочний розрахунок еквівалентного опору заземлюючого пристрою .....	90
5.2.3 Освітлення робочих місць користувачів ВДТ ПЕОМ .....	92
5.2.4 Виробничий шум .....	94
5.2.5 Мікроклімат робочої зони .....	94
5.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	95
5.3.1 Вимоги щодо організації ефективної роботи системи оповіщення виробничого персоналу у разі виникнення надзвичайної ситуації .....	96
5.3.2 Обов'язки та дії персоналу в надзвичайних ситуаціях .....	98
5.3.3 Пожежна безпека та профілактика .....	99
ВИСНОВКИ.....	101
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ .....	103
ДОДАТКИ.....	105

**ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ**

RBC – red blood cells (червоні кров'яні тільця)

ДНК – дезоксирибонуклеїнова кислота

КР – комбінаційне розсіювання

ЕОМ – електронна обчислювальна машина

ВЧ – високі частоти

НВЧ – надвисокі частоти

РП – розсіююча поверхня

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

ДФ – дифракція Фраунгофера

## ВСТУП

З появою на світовому ринку нових лазерних технологій та методів їх впровадження, виникає необхідність вдосконалення старих і розробки нових засобів оптичного діагностування біологічних мікрооб'єктів, що широко будуть використовуватися в медицині. Розробка методик, алгоритмів, програмного забезпечення та технічних засобів для аналізу стану формених елементів крові – еритроцитів на базі сучасних оптико-електронних та лазерних технологій забезпечують високу оперативність, точність та неінвазивність досліджень.

Модель може бути представлена фізичним об'єктом або описом об'єкта у вигляді математичних формул, комп'ютерної програми. Для побудови моделі спочатку вибирають об'єкт дослідження, його геометрію. Потім визначаються оптичні і фізичні параметри всіх його компонентів, а для деяких моделей проводиться розрахунок розподілу випромінювання в середовищі температурних полів [1,2].

Важливою характеристикою шуканої моделі є її універсальність при застосуванні, на відміну від існуючих, які можуть забезпечити потрібну адекватність і однозначність співвідношень із оригіналом лише в своїх крайових умовах застосування.

Просторова і кутова структура світлового поля всередині дисперсного середовища (наприклад: крові), окрім умов освітлення, визначається трьома оптичними параметрами середовища, які впливають із загального аналізу лінійного рівняння переносу випромінювання, що описує закономірності поширення радіації в світлорозсіюючих об'ємах. Такими параметрами є показник послаблення, імовірність виживання фотона та індикатриса розсіювання або тіла яскравості. Вимірювання пропускання, відбиття, розсіювання та флуоресценції становлять основу для проведення діагностики з використанням лазерного випромінювання.

Поява нових лазерних технологій не тільки стимулювало розвиток оптичної інтерферометрії – методів вимірювання і контролю, заснованих на

інтерференції світла, але й створенню нових напрямів – голографічну та спекл – інтерферометрію. Ці методи дозволили застосувати інтерферометрію до об'єктів з оптично «грубою» поверхнею, якою володіють більшість технічних, біологічних та рослинних предметів. В поєднанні з можливістю інтерференційного порівняння оптичних образів, що існують в різний відрізок часу, ці якості голографічної та спекл – інтерферометрії відкрили широкі перспективи в високоточних дослідженнях та контролі зміщень, деформацій, вібрацій відбиваючих поверхонь, в задачах візуалізації потоків, визначення оптичної платності в прозорих середовищах.

Носієм вимірювальної інформації в спекл – інтерферометрії виступають спекл – модульовані хвилі. Методи спекл – інтерферометрії розвивались багато в чому під впливом ідей і методології голографічної інтерферометрії. Вони відрізняються простотою в реалізації порівняно з голографічною інтерферометрією при досягненні такої ж високої чутливості. Це визначило їх широке застосування в розв'язку різноманітних наукових і технічних задачах, зокрема в медицині.

Відомо, що методи спекл – інтерферометрії успішно застосовуються для визначення розмірів, концентрації, а також форми оптично-неоднорідних розсіювачів у середовищі біологічних рідин, тканин і розвиваються у багатьох напрямках в медицині та хірургії. Адже, знаючи оптичні властивості конкретного об'єкта, можна з'ясувати картину світлового режиму в ньому шляхом вимірів на моделі у вигляді комп'ютерної програми.

У зв'язку з цим є актуальними подальші дослідження взаємодій лазерного випромінювання з біологічними мікрооб'єктами та їх процесами з метою удосконалення та підвищення ефективності лазерної діагностики людини.



# 1 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНИХ МІКРООБ'ЄКТІВ

## 1.1 Методи лазерної діагностики

Методи лазерної діагностики поділяються на мікродіагностичні (на рівні атомів і молекул) – використовує всі засоби лінійної і нелінійної лазерної спектроскопії та макродіагностичні (на рівні клітин і органів) – методи пружного і квазіпружного розсіювання, інтерферометрію і голографію.

Лазерна спектроскопія виявляється особливо ефективною при дослідженні забруднень навколишнього середовища (флори і фауни, харчових продуктів і ін.) токсичними і патогенними речовинами. Навіть порівняно простий флюоресцентний аналіз у комбінації з хроматографією при використанні лазерів виявляється дуже чутливим. Лазерно-флюоресцентна спектроскопія з застосуванням сенсibilізаторів патологічних тканин, наприклад похідних гематопорфірину, виявляється дуже ефективною при ранній діагностиці онкологічних і інших захворювань [19].

Оптико-акустична спектроскопія має свої особливі переваги при дослідженні біологічних об'єктів, головна з яких полягає в малому впливі розсіювання на результати вимірювання спектрів поглинання, що дуже важливо для неоднорідних за структурою біологічних середовищ. Лазерне збудження і тут забезпечує високу спектральну роздільність, локальність аналізу, можливість використання волоконної техніки.

Жорстке фокусування потужних лазерних пучків використовується в цілому ряді методик, що реалізують мікроспектральний аналіз біологічних об'єктів.

Існують методи неруйнівного мікроспектрального аналізу, наприклад, лазерна мікрофлюорометрія окремих живих клітин або органел. Просторова і часова роздільність методу складає відповідно 0,3 мкм і 0,2 нс.

Лазерні імпульси пікосекундної і субпікосекундної тривалості знайшли застосування для вивчення первинних процесів фотосинтезу, зору і

біохімічних реакцій за участю гемоглобіну, ДНК та інших біологічно важливих молекул. Ультрашвидкі процеси з характерними для біології фотофізичними і фотохімічними реакціями можуть займати дуже широкий діапазон, наприклад, для гемоглобіну 10<sup>-5</sup> – 10<sup>-15</sup> с. Дослідження цих процесів потребують застосування імпульсних лазерів і нових методик спектроскопії, включаючи спектроскопію комбінаційного розсіювання у наносекундному і пікосекундному діапазонах, швидкодіючі абсорбційні методи в часовому масштабі від наносекунд до фемтосекунд і пікосекундну флюоресцентну спектроскопію.

В основі біомедичної макродіагностики лежить використання лазерного випромінювання з високою монохроматичністю і когерентністю, що дозволяє вимірювати положення, швидкість, малі переміщення і форму різних компонентів біологічних об'єктів.

Голографія і інтерферометрія є потужними засобами діагностики взагалі, і біомедичної, зокрема. Голографічні методи дозволяють одержувати тривимірні зображення біооб'єктів, контури яких можуть бути картовані, а їх деформації проаналізовані в реальному масштабі часу. Ці нові можливості можуть вплинути на розвиток багатьох розділів медицини: ортопедію, радіологію, офтальмологію, урологію й отологію. Великі потенційні можливості в цьому сенсі має класична інтерферометрія з використанням лазерних джерел (наприклад, при створенні ретинометрів – пристроїв для визначення ретинальної гостроти зору), а також спекл-інтерферометрія. При відбитті лазерного випромінювання від шорсткої поверхні виникають вторинні хвилі, які інтерферують між собою. У результаті утворюється картина темних і світлих плям (спеклів), розташування яких дає інформацію про поверхні біооб'єкту, тобто для визначення структури і шорсткості деяких біотканин.

Пружне розсіювання при використанні лазерних джерел світла в поєднанні з повним аналізом поляризаційних характеристик індикатриси розсіювання дозволяє ефективно вивчати поглинальні, слабкоанізотропні

двокомпонентні біотканини, наприклад, тканини ока. Пружне світлорозсіювання виявляється також ефективним у ряді задач імунології, вірусології і гематології. Застосування лазерів у цих дослідженнях дозволяє істотно спростити вимірювання і підвищити їх надійність.

Квазі-пружне розсіювання. При такому розсіюванні відбувається незначна зміна довжини хвилі зондуючого лазерного випромінювання. Причина цього - зміна в процесі вимірювання розсіюючих властивостей (конфігурації, конформації частинок). Тимчасові зміни параметрів розсіюючої поверхні виявляються в зміні спектра розсіювання порівняно зі спектром подаючого випромінювання (спектр розсіювання або розширюється, або в ньому з'являються додаткові максимуми). Даний метод дозволяє отримувати інформацію про мінливі характеристики розсіювачів: коефіцієнту дифузії, швидкості спрямованого транспорту, розмірах. Так здійснюється діагностика макромолекул білків.

Розсіювання світла. При проходженні гостроспрямованої лазерного пучка через прозорий об'єкт відбувається розсіювання світла. Реєстрація кутової залежності інтенсивності розсіяного світла (метод нефелометрії) дозволяє визначати розміри частинок середовища (від 0,02 до 300 мкм) і ступінь їх деформації.

При розсіянні може змінюватися поляризація світла, що також використовується в діагностиці (метод поляризаційної нефелометрії).

Ефект Доплера. Цей метод заснований на вимірюванні доплерівського зсуву частоти, який виникає при віддзеркаленні світла навіть від часток, які повільно рухаються (метод аненометрії). Таким способом вимірюється швидкість кровотоку в судинах, рухливість бактерій тощо [8].

Таким чином, основні методи лазерної діагностики біологічних мікрооб'єктів можна представити у вигляді структурної схеми на рис. 1.



Рисунок 1.1 – Основні методи лазерної діагностики біологічних мікрооб'єктів та процесів

До методів макродіагностики відносяться: нефелометрія, доплерівська спектроскопія, релеївська спектроскопія, поляриметрія, інтерферометрія, голографія.

До методів мікродіагностики відносяться: абсорбційний аналіз, калориметрія, спектроскопія комбінаційного розсіювання, флуоресцентний аналіз.

Розглянемо детальніше кожен із представлених в медицині основних методів діагностики біологічних мікрооб'єктів.

### 1.1.1 Нефелометрія

Розсіювання, на пару з поглинанням, являється основним процесом, визначаючим розповсюдження світла в газоподібних, рідких і твердих тілах, в тому числі і біологічних об'єктах. Методи пружного розсіювання зазвичай використовують для дослідження бактерій, елементів крові, тканин ока і т.д. Ці біооб'єкти характеризуються різноманіттям форм (сфери, циліндри, диски, еліпсоїди та ін.) і розмірів (0,1–100 мкм). У видимій області спектра частіше всього досліджувані частинки, зважені в базовій речовині, мають мале

значення як дійсної частини відносно показника заломлення  $m$  (1,02 – 1,2), так і уявної частини  $\chi$  ( $10^{-5}$  –  $10^{-2}$ )  $n = m + i\chi$ .

Розв'язання задачі про розсіювання світла з урахуванням форми, мікроструктури, полідисперсності, спектральної залежності показників поглинання окремої частинки дає теорія Мі [4], одна це розв'язання є досить громістким. В найпростішому випадку дифракції плоскої електромагнітної хвилі на однорідній сферичній частинці радіуса  $\alpha$  розв'язок Мі для інтенсивності світлового розсіювання під кутом  $\theta$  визначається виразом:

$$I(\theta) = I_0 \frac{\alpha}{2\rho^2 R} (i_1 + i_2), \quad (1.1)$$

де  $I_0$  – інтенсивність світла, падаючого на об'єкт,  $\rho = \frac{2\pi\alpha}{\lambda}$ ,  $R$  – відстань від точки спостереження до частинки,  $i_1$  і  $i_2$  – коефіцієнти Мі, що містять функції Бесселя і поліноми Лежандра. Тому зазвичай при аналізі розсіювання світла на «м'яких» частинках, тобто на частинках з  $m \approx 1$ , що задовольняють умові  $\rho \leq 1$ , використовують наближення Релея – Ганса, а при  $\rho > 500$  – формули геометричної оптики [20]. В проміжкових випадках використовують наближення Хюлста, при якому фактор ефективності розсіювання  $Q$ , тобто коефіцієнт розсіювання, віднесений до геометричного поперечного розрізу розсіювальної частинки, визначається за формулою:

$$Q = 2 - 4(\sin \chi) / \chi + 4(1 - \cos \chi) / \chi^2, \quad (1.2)$$

де  $\chi = 2\rho(m - 1)$ .

Процес розсіювання призводить до змін в просторовому розподілі інтенсивності світла, тому однією із основних характеристик при вивченні світлового розсіювання являється індикатриса, що визначає інтенсивність світла як функцію кута розсіювання. Вимірювання індикатриса розсіювання заключається в освітленні об'єкта пучком світла і реєстрації інтенсивності розсіяного речовиною світла під різними кутами. Тому основою нефелометра є джерело світла з малим кутовим відхиленням і приймач випромінювання з визначеним кутом огляду.

Велика робота по застосуванню методів світлорозсіювання для визначення геометричних параметрів окремих компонентів крові проведена А.Я. Хайруллиной. В результаті був розроблений ряд фізично обґрунтованих методів дослідження крові. Зокрема, сильна залежність індикатрис розсіювання від розмірів еритроцитів, виявлена в діапазонах кутів  $0,5 - 35^\circ$  градусів, дозволяє отримати функцію їх розподілу по розмірам. В той же час, нерівності поверхні («широховатість») патологічних еритроцитів з високою точністю визначаються по зростанню інтенсивності розсіяного лазерного випромінювання в кутах більших за  $90^\circ$ .

Лазерна нефелометрія широко використовується в імунології, де вона використовується для кількісної оцінки реакції антиген – антитіло і для визначення концентрації компонентів які беруть участь в реакції. Зокрема, вивчено вплив різних факторів (температура,  $pH$  – середовища, концентрація та ін.) на швидкість протікання реакції і створення комплексів антиген – антитіло. Проведене порівняння метода знаходження реакції антиген – антитіло (система глобулін людини – кроляча сировотка проти глобуліна людини) показало виграш в чутливості не менше 10 разів в порівнянні з традиційними методиками при наявності феномена. Метод лазерної нефелометрії білків крові і мочі являється також більш менш чутливим методом (в 4 – 8 разів), ніж традиційні методи.

В сьогоdnішній час лазерна нефелометрія являється одним із найбільш розповсюджених методів оптичного дослідження біологічних об'єктів. Для визначення розмірів частинок в діапазоні  $0,002 - 0,2$  мкм використовується метод асиметрії індикатрис, який заключається в реєстрації відхилення індикатриси розсіювання від релєєвської при збільшенні розмірів частинки; метод повної індикатриси застосовується для вимірювання розмірів частинок в діапазоні  $0,1 - 10$  мкм, а метод дослідження розсіяного світла на малі кути – для вимірювання розмірів і розподілу частинок по розмірам в інтервалі  $1 - 300$  мкм.

### 1.1.1.1 Залежність форми індикатриси розсіювання від розміру частинок

Розмір є одним із важливих параметрів, що легко визначається для часток сферичної форми діаметром  $2r$  через так званий “параметр  $Mi$ ”,  $\rho = 2\pi r/\lambda$ , який характеризує вид індикатриси розсіювання (рис.1.2) [10].

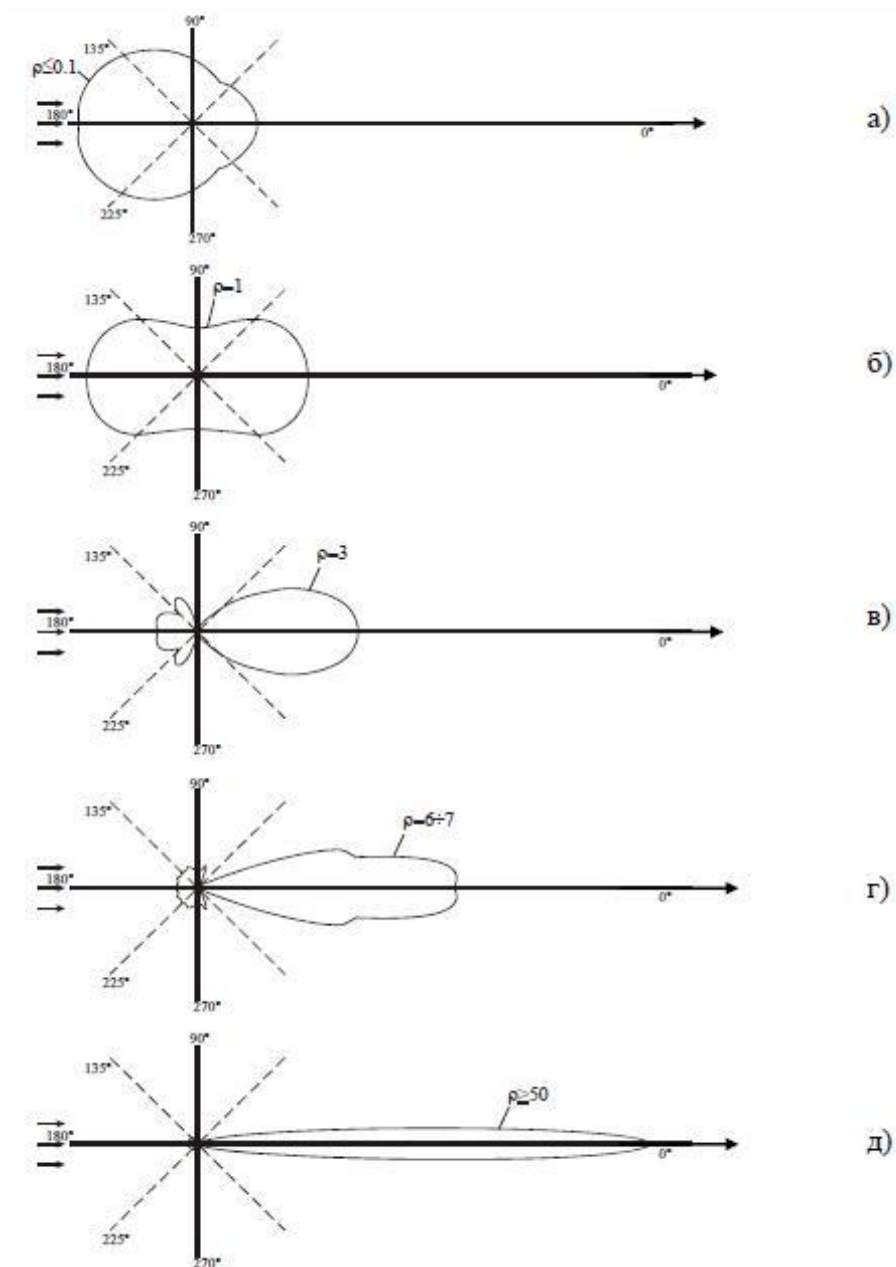


Рисунок 1.2 – Тіла яскравості (індикатриси розсіювання) дисперсних середовищ з різними розмірами частинок  $r$  [9], де а)  $r_1 = 0,0087$  мкм ( $\rho=0,1$ ), б)  $r_2 = 0,0875$  мкм ( $\rho=1$ ), в)  $r_3 = 0,55$  мкм ( $\rho=6,28$ ), г)  $r_4 = 0,0875$  мкм ( $\rho=10$ ), д)  $r_5 = 5,255$  мкм ( $\rho=60$ )

Дуже малі частинки у порівнянні із  $\lambda$  дають релєївське розсіювання (рис.1.2б), і жодна із легко вимірюваних оптичних характеристик, окрім

індикатрис розсіяння дисперсного середовища, не залежить від їх розміру. Тільки порівняння величини, яка є лінійною функцією об'єму частки (наприклад, показник заломлення складного середовища), з величиною, яка є квадратичною функцією (наприклад, інтенсивність розсіяного світла), дозволяє визначити розмір частинки. Вимірювання розсіювання і послаблення дають можливість визначати розмір, розподіл частинок за розмірами, їх форму і орієнтацію, а також їх склад [2,10].

При цьому, чим більше значення  $\rho$ , тобто чим більше відношення розмірів часток до довжини хвилі, індикатриса видовжується. Значення  $\rho \leq 1$  вказують на те, що індикатриса в основному зосереджена в зустрічній області фронту хвилі (рис.1.2а). При  $\rho > 10$ , індикатриси розсіяння сильно витягуються „вперед” по ходу падіння променів (рис.1.2д). У випадку, коли довжина хвилі  $\lambda$  співрозмірна з розміром часток ( $\lambda \approx r$ ,  $\rho \approx 3 \div 10$ ), спостерігаються різко виражені інтерференційні ефекти, зумовлені суперпозицією дифрагованого і відбитого або пройденого світла (рис.1.2в,г). Отже, отриманні форми тіла яскравості (вони ж – індикатриси розсіяння) чітко свідчать за розміри диспергованих часток [23].

Функція розподілу параметрів  $\rho$  залежить від дисперсії значень  $\lambda$  і  $r$ , то необхідно використовувати досить вузьку область довжин хвиль. Форму розсіювальних частинок в середовищі з хаотичною орієнтацією визначити важко, оскільки різниця в розподілі інтенсивності і положенні максимумів та мінімумів для відповідних розмірів помітна, але незначна. Крім того, якщо використовувати поляризоване світло, то можна при певних обмеженнях знайти співвідношення між елементами тензора поляризованості, що теж є за певних обставин досить інформативним чинником [9].

### 1.1.2 Спектроскопія комбінаційного розсіювання

Одним із результатів взаємодії світла з біологічними об'єктами є його непружне розсіювання, в результаті якого змінюється не тільки напрям, але й частота випромінювання. На рис.1.3 показані можливі варіанти і наслідки



взаємодії кванта світла з молекулою. Тут основний і перший електронно – збуджені стани позначені через  $S_0$  і  $S_1$  відповідно. Кожний із цих рівнів енергії складається з багатьох коливальних підрівнів 1,2,3 і т.д. Переходи між різними рівнями і підрівнями показані стрілками, причому довжини стрілок, направлених вгору, пропорційні частоті падаючого світла.



Рисунок 1.3 – Можливі енергетичні переходи в молекулі, непружного випромінювання, що взаємодіє з квантом світла

Довжини стрілок, направлені вниз, пропорційні частоті розсіяного світла. В результаті взаємодії за час порядку періоду світлових коливань, тобто приблизно за  $10^{-15}$  с, молекула переходить в більш високий енергетичний стан. Далі через інтервал часу порядку  $10^{-11}$  с може відбутися звільнення кванту світла, але вже з частотою, що буде являтися комбінацією частоти падаючого світла і частоти коливального переходу. При цьому, якщо звільнений квант має частоту, меншу від частоти падаючого світла, а саме  $\nu_0 - \nu_{\text{кол}}$  (стрілка закінчується на коливальному рівні, розміщеного вище початкового), то спостерігається так званий компонент стокса комбінаційного розсіювання (КР) світла. Якщо ж відбувається енергетичний перехід в стан нижче початкового рівня, тобто енергія звільненого кванту більше енергії падаючого ( $\nu_0 + \nu_{\text{кол}}$ ), то такий компонент комбінаційного розсіювання називається антисктоксовим. В обох випадках різниця частот падаючого і розсіяного світла  $\nu_0 - (\nu_0 \pm \nu_{\text{кол}})$  рівна частоті молекулярного коливання. Інтенсивність сигналу залежить від частоти падаючого світла: здалеку від області електронного поглинання вона пропорційна  $\nu_0^4$ , при зближенні до

полоси поглинання спостерігається більш швидкий ріст інтенсивності комбінаційного розсіювання. При попаданні частоти  $\nu_0$  в область полоси поглинання досліджуваної речовини спостерігається так зване резонансне комбінаційне розсіювання. Реєстрація КР – спектра здійснюється або за допомогою фото помножувача, з'єданого зі скануючим монохроматом (як правило, подвійним для надійного відстроювання від пружного розсіюючого світла), або за допомогою оптичного багатоканального аналізатора. Цей аналізатор представляє собою лінійку із декількох сотень мініатюрних фотоприймачів або високочутливу телекамеру. В скануючому спектрометрі лінії спектра реєструються послідовно, причому весь спектр в діапазоні від десятків до тисяч зворотних сантиметрів з розширенням до декількох зворотних сантиметрів отримують за час порядку декількох секунд. Використання оптичного багатоканального аналізатора дозволяє реєструвати всі лінії спектра одночасно, на що потребується суттєво менше часу аж до нано – і пікосекунд.

Однією з завад при реєстрації КР – спектрів виступає фонова люмінесценція зразків – більш імовірний процес, ніж КР. Джерелами люмінесценції являються домішки або ендогенні хромофори. Зменшуючи небажаний люмінесцентний фон, який перекриває іноді слабкі лінії КР, добиваються якісної очистки зразка, підбором оптимальної довжини збудженого випромінювання або добавленням в розчин речовини, що досліджується, спеціальних домішок, що тушать ці завади. В деяких випадках можливе випалювання люмінесцентних домішок шляхом довгого опромінювання зразка інтенсивним лазерним випромінюванням. Останній спосіб, правда, може призвести до фотохімічної модифікації і навіть до руйнування зразка.

Класичними об'єктами для застосування спектроскопії комбінаційного розсіювання до біомолекул є білки та їх компоненти.

### 1.1.3 Абсорбційний аналіз

Оснований на вимірюванні інтенсивності падаючого  $I_0$  і  $I$  пройденого світла різних довжин хвиль. Вимірювання спектра пропускання речовини в різних агрегатних станах є основою спектрофотометричного способу, який успішно застосовується протягом багатьох років в медицині. Його вирізняє простота, універсальність, відносно висока чутливість і точність аналізу, досить достатня для вирішення багатьох задач біомедицини. Вимірювання спектра пропускання засновано на реєстрації інтенсивності падаючого ( $I_0$ ) та інтенсивності пройденого в середовищі, що поглинає, шлях  $z$  світла ( $I$ ) в залежності від довжини хвилі  $\lambda$ :

$$I(\lambda, z) = I_0(\lambda) \exp[-\alpha(\lambda)z], \quad (1.3)$$

$$\alpha(\lambda) = \sigma(\lambda)N, \quad (1.4)$$

де  $\alpha(\lambda)$  – коефіцієнт поглинання;  $\sigma(\lambda)$  – ефективний розріз частинок, що поглинають ( $\text{см}^2$ );  $N$  – їх концентрація ( $\text{см}^{-3}$ ). Для невеликих коефіцієнтів поглинання, коли  $\exp(-\alpha z) \approx 1 - \alpha z$ , легко знайти, що:

$$\alpha(\lambda) \approx [I_0(\lambda) - I(\lambda, z)] / I_0(\lambda)z = \Delta I(\lambda, z) / I_0(\lambda)z. \quad (1.5)$$

В нелазерних спектрофотометрах використовуються широкосмугові джерела світла, а перестройку по довжинах хвиль здійснюють за допомогою призм або дифракційних решіток. Для вузьких ліній поглинання чутливість залежить не тільки від здатності пристрою зареєструвати малі зміни  $\Delta I$  на фоні значно пройденого сигналу, але й від роздільної здатності пристрою. Зазвичай гранична чутливість досягається при  $\Delta I / I \geq 10^{-4} - 10^{-5}$ . Гранична чутливість абсорбційного методу визначається здатністю реєстрової апаратури визначати найменше значення відношення  $\Delta I_{\min} / I$ . Чутливість методу може бути охарактеризована по різному. Гранична чутливість по оптичній платності:

$$D_{\min} = (\alpha l)_{\min} \approx \Delta I_{\min} / I. \quad (1.6)$$

чи по коефіцієнту поглинання:

$$\alpha_{\min} = (1/l)\Delta I_{\min} / I, \quad (1.7)$$

де  $l$  – довжина зразка. Зазвичай система реєстрації з використанням лазерів забезпечує значення  $\Delta I_{\min} / I = 10^{-5}$ . Абсорбційний аналіз є досить універсальним і може бути з успіхом застосований при дослідженні газів, рідких і твердих тіл [14]. Дослідження середовищ в різних агрегатних станах є предметом біомедицинської діагностики.

Метод являє собою визначення наявності та концентрацій тих чи інших хімічних елементів за поглинанням при високих температурах атомами цих хімічних елементів квантів світла з певними довжинами хвиль. Метод багато в чому нагадує атомно – емісійний спектральний аналіз. Але він ґрунтується на вимірюванні не випромінювання, а поглинання світла атомами хімічних елементів. Речовина що аналізується нагрівається до високих температур. Для створення високої температури як правило використовують полум'я газового пальника. Джерело випромінювання – лампа з порожнистим катодом, яка дає випромінювання саме тих довжин хвиль, які поглинають атоми хімічного елемента що аналізується. При цьому для кожного хімічного елемента використовується своє джерело випромінювання (вони входять в комплект поставки приладу), що містить саме цей елемент що аналізується. Наприклад для аналізу на купрум – лампа що містить саме купрум та випромінює кванти світла з довжиною хвилі 324,7 нм, для аналізу на плюмбум лампа що містить плюмбум та випромінює кванти світла з довжиною хвилі 283,3 нм і так далі. Ці лампи досить коштовні. Існують лампами з кількома хімічними елементами, спектри яких не перекриваються. Інтенсивність поглинання світла прямо пропорційна концентрації хімічного елемента. Але на чутливість визначення впливає також фон, адже може відбуватись не тільки поглинання квантів світла атомами визначає мого хімічного елемента, а також їх випромінювання. Для усунення впливу цього явища реєструючий прилад синхронізують з модулятором, який з певною частотою перериває світловий потік від лампи і враховує та вилучає постійний сигнал від фонового

випромінювання. Межа визначення деяких елементів сягає 10 – 11, 10 – 12 грама тому метод широко використовують для аналізу мікро кількостей та домішок. Тривалість та трудомісткість аналізу порівняно невелика, не потрібно попередньо проводити відокремлення одних хімічних елементів від інших.

#### **1.1.4 Конфокальна мікроскопія**

Конфокальний мікроскоп використовує спеціальний метод оптичного картування щоб збільшити оптичну роздільну здатність та контрастність реєструю чого приладу. Цей метод застосовує точкове освітлення та діафрагму з мініатюрним отвором, встановлену перед детектором, щоб прибрати розсіяне поза фокусне світло. Конфокальний мікроскоп дозволяє реконструювати на основі отриманих зображень тривимірну структуру досліджуваного зразка. Конфокальний мікроскоп – це оптико-електронний прилад. У його основі лежить люмінесцентний мікроскоп, де об'єкт висвітлюється лазерним променем і отримане зображення обробляється з використанням пам'яті комп'ютера. За рахунок такого прийому можна відтворити об'ємне зображення об'єкта при дослідженні серії оптичних зрізів. Зображення створюється на екрані комп'ютера. Дозвіл мікроскопа збільшується в порівнянні зі звичайним люмінесцентним мікроскопом приблизно в 1,5 рази. Основна перевага конфокального мікроскопа – не зростання роздільної здатності, а істотне збільшення контрастності зображення. Конфокальний мікроскоп дає дві неоціненні можливості: він дозволяє досліджувати тканини на клітинному рівні в стані фізіологічної життєдіяльності, а також оцінювати результати досліджень у чотирьох вимірах: висота, ширина, глибина і час. У такому мікроскопі використовуються принципи люмінесцентної мікроскопії та імуноцитохімії із застосуванням спеціальних флюорохромів для конфокальний мікроскоп. Крім флюоресцентного конфокального зображення, в мікроскопі можна одержати відповідне йому зображення зразка в прохідному світлі. Використання

конфокального мікроскопа дозволяє локалізувати окремі гени в структурі інтерфазних ядра; вивчати одночасно два або більше білків, помічених різними антитілами, щоб зрозуміти чи існує функціональний зв'язок між ними; досліджувати динамічні процеси в клітині, в тому числі і транспорт речовин через мембрани. Завдяки використанню науково – технічних досягнень ХХ і ХХІ ст. в цитології були розроблені нові методи, що дозволили перейти на новий молекулярний рівень досліджень з можливістю вивчення не тільки структур клітини, але і молекул, що виконують різноманітні функції.

Конфокальний мікроскоп використовує точкове джерело світла, яке освітлює на певний момент часу лише малу ділянку поверхні зразка, та розташовану перед приймачем діафрагму з мініатюрним отвором, яка блокує розсіяне в мікроскопі світло та сигнал від точок зразка, що розташовані поза фокусною площиною. Цей принцип блокування світла від точок, розташованих поза фокусною площиною, ще називають конфокальним, що відображено у назві мікроскопу. Оскільки лише флюорисцентне світло продуковане у фокальній площині може бути зареєстроване фотоприймачем мікроскопу, то оптична роздільна здатність отриманого зображення буде більшою, ніж у звичайних ширококутних мікроскопів. Конфокальний мікроскоп має розширення  $\delta$  :

$$\delta = \frac{\lambda}{\pi(NA)}, \quad (1.8)$$

де  $\lambda$  – довжина хвилі випромінювання,  $(NA) = n \sin \alpha$  – числова апертура об'єктиву,  $n$  – показник заломлення середовища між зразком та об'єктивом,  $\alpha$  – половина кута, який «захвачує» об'єктив. Оскільки лише невелика ділянка зразка освітлюється точковим джерелом в певний момент часу, то для отримання двохвимірного чи трьохвимірного зображення необхідно провести растрове сканування зразка. Методи конфокальної мікроскопії широко використовуються в ембріології і гідробіології, а також застосовують для відтворення 3D зображень віртуальних зрізів клітин [4].

### 1.1.5 Поляриметрія

Поляриметричний метод аналізу заснований на властивості речовин відхиляти площину поляризації при проходженні через них поляризованого світла.

Методи дослідження поляриметрії, засновані на вимірі: 1) міри поляризації світла і 2) оптичній активності, тобто величини обертання площини поляризації світла при проходженні його через оптично-активні речовини. Величина такого обертання в розчинах залежить від їх концентрації; тому поляриметрія широко застосовується для виміру концентрації оптично-активних речовин. Вимірювання оберտальної дисперсії – зміни кута обертання при зміні довжини хвилі світла (т.з. спектрополяриметрія) – дозволяє вивчати будову речовин. Виміри виробляються поляриметрами і спектрополяриметрами.

Оптична активність надзвичайно чутлива до будь-яких змін будови речовини і до міжмолекулярної взаємодії, тому вона може дати кошовну інформацію про природу заступників в молекулах (як органічних, так і комплексних неорганічних сполук), про їх конформаціях, внутрішньому обертанні і т.д. Труднощі теоретичного розрахунку оптичної активності хімічних сполук визначаються принциповою неадитивністю явища, що не дозволяє звістки розрахунки на основі простої схеми, як це робиться, наприклад, в разі рефракції молекулярної. Оптична активність – ефект 2-го порядку, що отримується при обліку відмінності фаз світлової хвилі в різних точках молекули, виникає в результаті електронних взаємодій в молекулі. Вплив міжмолекулярної взаємодії на оптичну активність вивчається в теорії поляризуємості, де молекула розглядається як система, що складається з атомних груп, що анізотропно поляризуються. Між такими групами при проходженні світлової хвилі виникає специфічна електростатична взаємодія – дипольний момент індукований хвилею в даній групі, у свою чергу індукує додаткові диполі в останніх групах. Вивчення дисперсії оптичної активності,

особливо при вимірах в області аномальної дисперсії – у власній смузі поглинання, дозволяє отримати інформацію про будову біополімерів .

Речовини, які відхиляють площину поляризації світла вправо чи вліво називаються оптично активними. Якщо обертання площини поляризації відбувається вправо, то речовину називають право обертаючою і перед її назвою ставлять індекс «*d*» чи знак «+» ; якщо площина поляризації обертається вліво, то речовину називають ліво обертаючою і перед її назвою ставлять індекс «*l*» чи знак «-».

Величину відхилення площини поляризації від початкового положення, виражену в кутових градусах, називають кутом обертання  $\alpha$ . Величина кута обертання залежить від природи оптично активної речовини, товщини її слою, температури, природи розчинника і довжини хвилі світла [8]. Як правило, визначення оптичного обертання проводять при температурі 20°C. Позначають питоми обертання знаком  $[\alpha]_r^{20}$ . Питоме обертання розчинів розраховують за формулою:

$$[\alpha]D^{20} = \frac{\alpha \cdot 100}{l \cdot C}, \quad (1.9)$$

де  $\alpha$  - вимірний кут обертання,  $l$  – товщина шару розчину,  $C$  – концентрація розчину.

Знаючи питоми обертання розчину, постійне в визначеному інтервалі концентрацій, можна вирахувати його вміст в розчині  $C$  в процентах:

$$C = \frac{\alpha \cdot 100}{[\alpha]D^{20} \cdot l}. \quad (1.10)$$

Для рідких індивідуальних речовин питоми обертання визначається за формулою:

$$[\alpha]D^{20} = \frac{\alpha}{l \cdot \rho}, \quad (1.11)$$

де  $\alpha$  - вимірний кут обертання,  $l$  – товщина шару розчину,  $\rho$  – густина розчину, г/см<sup>3</sup>.



Метод поляриметрії широко використовується в фармацевтичному аналізі для встановлення оптичної активності лікарських речовин, якісної і кількісної оцінки їх.

### 1.1.6 Калориметрія

Калориметрія – сукупність методів вимірювання кількості теплоти, що виділяється чи поглинається в будь – якому процесі. Для визначення кількості теплоти використовують спеціальні прилади – калориметри. Сукупність частин калориметра, між якими розподіляється вимірювана кількість теплоти, називається калориметричною системою. До калориметричної системи належать калориметрична посудина, в якій відбувається досліджуваний процес, інструмент для вимірювання температури (ртутний термометр, термометр опору, термопара, терморезистор тощо), електричний нагрівач та ін. Калориметричну систему захищають екранами чи оболонками для регулювання її теплообміну з навколишнім середовищем. Оболонки можуть бути ізотермічними або адіабатичними. Усі калориметри (залежно від принципу вимірювання кількості теплоти) можна розділити на калориметри змінної, сталої температури і теплопровідні. Найбільш поширені калориметри змінної температури, в яких кількість теплоти  $Q$  визначається за зміною температури калориметричної системи:

$$Q = \Delta W, \quad (1.12)$$

де  $W$  – теплове значення калориметра (тобто кількість теплоти, необхідної для його нагрівання на 1 К), виявлене попередньо у градууювальних дослідах; — зміна температури під час досліду. Калориметричний дослід складається з трьох періодів. У початковий період встановлюється рівномірна зміна температури, викликана теплообміном з оболонкою і побічними тепловими процесами у калориметрі, так званий температурний хід калориметра. Головний період починається з моменту введення теплоти до калориметра і характеризується швидкою і нерівномірною зміною його температури. У кінцевий період досліду після закінчення досліджуваного процесу

температурний хід калориметра знову стає рівномірним. У калориметрах з ізотермічною оболонкою температура оболонки стала, а температуру калориметричної системи вимірюють через певні проміжки часу.

Інформаційним параметром є зміна температури зразка  $\Delta T$ . Ступінь нагріву визначається поглинальною властивістю речовини, інтенсивністю світла та ефективністю конкуруючих процесів (флуоресценція, фотохімічні і фотоелектричні ефекти). Все це і визначає переваги калориметричних методів: можливість дослідження поглинання світла сильно розсіювальними середовищами, застосовані для біологічних та медичних задач. Ці методи дозволяють досліджувати непрозорі (оптично плотні) і слабо флуоресцентні об'єкти, контролювати протікання фотохімічних і фотоелектричних процесів. Оскільки параметром, що вимірюється є зміна температури, то в якості детекторів застосовуються неселективні приймачі, відсутнє обмеження по використанню довжин хвиль від приймача в експерименті.

Завдяки своїй простоті, надійності, високій чутливості і універсальності найбільш широке розповсюдження отримав оптико-акустичний метод, який закладається в перетворенні теплових коливань в акустичні і подальшою реєстрацією їх мікрофоном або іншим приймачем акустичних коливань. Відносно широке застосування отримали безконтактний оптико-термічний метод і оптико-рефракційні методи: метод теплової лінзи, теплової дефлекції додаткового лазерного пучка і різноманітні інтерферометричні методи. Калориметричні методи застосовуються: при газовому аналізі, який необхідний для контролю процесів дихання; аналізі лікарських препаратів і біологічних середовищ у вигляді порошків і тонких плівок; а офтальмології і дерматології [20].

### **1.1.7 Релеївська спектроскопія**

Біологія і біофізика на сьогодні являються ледь не найбільш широкими областями застосування спектроскопії квазіпружного (релеївського) розсіювання світла. Пояснюється це тим загальновідомим фактом, що світлове

поле, створене при розсіюванні когерентного випромінювання системою біологічних частинок, несе велику інформації про розсіювачів. Об'єктами релєївської спектроскопії можуть бути частинки, що задовольняють умові Релєя:  $\alpha < \lambda / 2\pi t$ , чи Релєя – Ганса:  $\alpha < \lambda / |m-1|$ ,  $|m-1| \ll 1$  ( $\alpha$  - розмір частинки,  $\lambda$  - довжина хвилі зондуючого випромінювання,  $m$  – комплексний показник заломлення частинки). До них відносяться віруси, макромолекули, рухомі мікроорганізми, клітини, а також їх складові, органели та інші об'єкти з розмірами, що лежать в діапазоні, як правило це  $(10^{-2} - 10^2)\lambda$ .

Методи релєївської спектроскопії можуть бути застосовані для дослідження як суспензій та розчинів не взаємодіючих частинок, так і для більш складних конгломератів і систем частинок з внутрішніми зв'язками: білковим комплексам, полімерним гелям та ін. На рис. 1.4 представлена геометрія експерименту по релєївському розсіюванню світла.

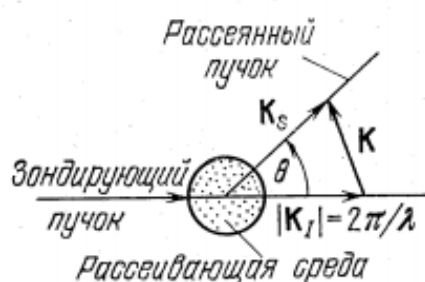


Рисунок 1.4 – Геометрія експерименту по релєївському розсіюванню світла

Факторами, сприяючими для використання релєївської спектроскопії в біології, являються, з однієї сторони, широке розповсюдження і здешевлення джерел когерентного монохроматичного випромінювання (лазерів), відносна простота експериментальної установки, розробка високоефективних методів і пристроїв для обробки вихідних сигналів фотоприймачів, а з іншої – такі властиві, методикам, що використовуються переваги, як безконтактність, висока оперативність, точність, можлива автоматизація за допомогою ЕОМ. Метод широко застосовують для дослідження потоків крові в тканинах, для діагностування циклозу.

### 1.1.8 Пікосекундна спектроскопія

Прямі оптичні методи вимірювання часу життя фононів і дослідження кінетики швидкопротікаючих процесів в наносекундному ( $\sim 10^{-9}$  с) і пікосекундному ( $\sim 10^{-12}$  с) інтервалі часу стали можливі після розвитку техніки генерації імпульсів світла великої потужності і малої тривалості. Основний принцип існуючих методів дослідження швидкопротікаючих процесів полягає в тому, що інтенсивний короткий імпульс світла так чи інакше розділяється на дві, нерівні по інтенсивності частини.

Інтенсивна частина розділеного імпульсу створює нелінійні оптичні явища, кінетика яких досліджується за допомогою другої, мало інтенсивної частини, що має змінену поляризацію чи змінену довжину хвилі (друга або третя гармоніка), що дозволяє легко ідентифікувати обидві частини розділеного імпульсу. В багатьох випадках інтенсивна частина пучка керує роботою надвисокого оптичного «затвору», а слабкий пучок світла зміненої довжини хвилі служить для зондування об'єкта, який спостерігається чи сам є предметом дослідження.

Даний метод дозволяє відтворювати роздільне спостереження (фотографування) двох чи декількох предметів, що знаходяться близько один до одного і досить далеко від спостерігача.

Принципова схема пристрою для дослідження швидкопротікаючих процесів показана на рис. 1.5.

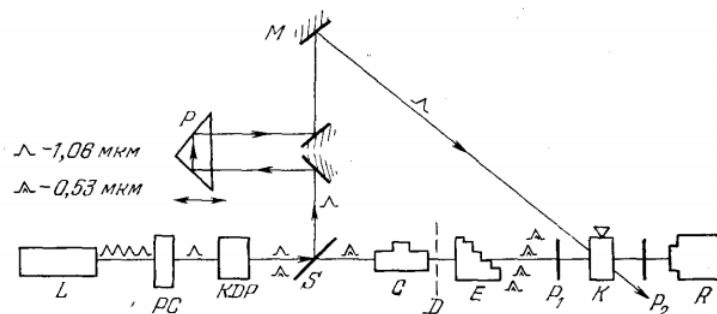


Рисунок 1.5 – Одна з можливих схем установки для дослідження кінетики швидкоплинних процесів:  $L$  – лазер з синхронізацією мод,  $PC$  – чарунка Поккельса, що виділяє один пікосекундний імпульс, кристал  $KDP$  генерує другу гармоніку,  $S$  – роздільна пластинка,  $P$  –

рухома призма, що створює змінну лінію затримки,  $M$  – дзеркало,  $C$  – кювета,  $D$  – дифузор,  $E$  – ешелон, що виконує роль ступень частоті лінії затримки,  $P_1$  і  $P_2$  – схрещені поляризатори,  $K$  – чарунка надшвидкісного затвору,  $R$  – приймач випромінювання

Лазер, який працює в режимі синхронізації мод, випромінює ряд коротких (пікосекундних) імпульсів, один з яких вирізається за допомогою чарунки Покельса. Частина світла цього одиничного імпульсу перетворюється після проходження кристалу  $KDP$  в імпульс з подвоєною частотою, розділова пластинка  $S$  пропускає світло другої гармоніки, тоді як світло основної частоти направляється в лінію, що регулюється оптичною затримкою  $P$  і після відбиття від дзеркала  $M$  попадає в чарунку  $K$  (частіше всього заповнену сірковуглецем), де і викликає ефект Керра. Світловий сигнал подвоєної частоти після проходження чарунки  $C$ , що містить досліджувану речовину (в залежності від цілей експерименту, розташування досліджуваного об'єкту може бути іншим), попадає на дифузійно розсіювальну пластину  $D$ , що формує достатньо широкий пучок світла, який проходить через ешелон  $E$ .

Вимірювання такого роду дозволяють вивчати як кінетику процесу наростання і спаду двохпроменевого заломлення в речовині, викликаного інтенсивним світлом, так і кінетику явищ, викликаних слабким (або інтенсивним) світлом, що проходить через ешелон. В такій схемі надшвидкісний затвір (чарунка  $K$  і поляризатори  $P1$  і  $P2$ ) працює за рахунок нелінійного явища оптичного двохпроменевого заломлення, а досліджуватись можуть будь які явища, як зв'язані, так і не зв'язані з нелінійними процесами. Потрібно тільки, щоб приймач  $R$ , який забезпечує частотну розгортку сигналу що випромінюється, мав чутливість, достатню для реєстрації падаючого в неї світла. Замість ешелона застосовуються і інші лінії затримки. Вперше надшвидкісний оптичний затвір для дослідження швидкопротікаючих процесів був застосований в працях Дюге і Хансена [20].

Схема установки на рис. 1.5, може бути модифікована таким чином, щоб поляризатори  $P1$  і  $P2$  і чарунка  $C$  забираються, а чарунка  $K$  заповнюється

досліджуваною рідиною або газом або замінюється твердим зразком, в якому передбачається вивчення нелінійних явищ (або їх послідовностей), викликаних інтенсивним світловим імпульсом. Такий метод був вперше запропонований Шелтоном і Армстронгом. Обидва типи установок забезпечують хорошу можливість кількісних вимірювань часу життя оптичних і акустичних фононів, дослідження кінетики різноманітних швидкопротікаючих процесів при їх одночасному частотному і часовому розширенні.

### 1.1.9 Голографія

Голографія – набір технологій для точного запису, відтворення і переформатування хвильових полів. Це – спосіб одержання об'ємних зображень предметів на фотопластинці (голограми) за допомогою когерентного випромінювання лазера. Голограма фіксує не саме зображення предмета, а структуру відбитої від нього світлової хвилі (її амплітуду та фазу). Для отримання голограми необхідно, щоб на фотографічну пластинку одночасно потрапили два когерентних світлових пучки: предметний, відбитий від об'єкта та опорний – що проходить безпосередньо від лазера. Світло обох пучків інтерферує, створюючи на пластинці чергування дуже вузьких темних і світлих смуг – інтерференційну картину.

Голограми діляться на кілька видів, кожен з яких відповідає різним вимогам виробників.  $3 - D$  – голограми здатні передавати тривимірний ефект і глибину реальної моделі. При створенні даного виду голограм завжди використовують модель в масштабі 1:1. Таким чином, при сильному направленому промені світла буде створений оптичний ефект.

Голографічні методи широко використовуються в офтальмології. Найбільше число відомих досліджень відноситься для отримання зображення внутрішнього об'єму ока, розробці оптичних схем для широко кутової голографічної фотографії. Одна з голограм тваринного ока *in vivo* отримана

при використанні випромінювання *He – Ne* лазера ( $\lambda = 632,8$  нм) потужністю 58 мВт при експозиції  $1/250$  с [8].

Для отримання голографічного зображення тканин дна ока використовується імпульсний лазер (див. рис.1.6) на склі з неодимом з перетворенням довжини довжини хвилі в другу гармоніку ( $\lambda = 530$  нм). Відтворення голограм відбувається за допомогою аргонного лазера ( $\lambda = 514,5$  нм). Оптична схема установки представлена на рис.1.6. Випромінювання лазера 1 після проходження телескопічної системи, створеної лінзами 2 і 3, направляється під кутом  $\psi$  на склоподібну пластинку 4, що складається з

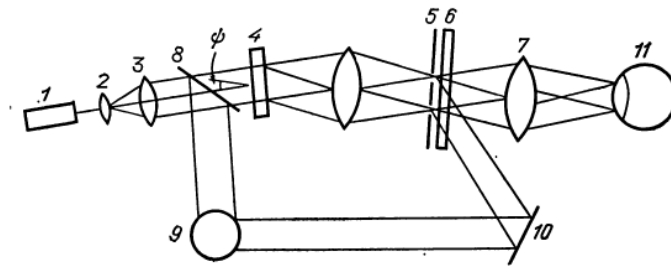


Рисунок 1.6 – Схема установки для голографічного дослідження тканин дна ока

циліндричних волокон, з якої випромінювання виходить двома кінчними поверхнями з кутом при вершині  $2\psi$ . Об'єктив 7 офтальмоскопа проектує кільцевий отвір діафрагми 5 на роговицю ока 11. Відбите від досліджуваних тканин ока випромінювання попадає на фотопластину 6, опорний пучок теж направляється на фотопластину 6 за допомогою світло ділильного клина 8, блока призм 9 і дзеркала 10.

### 1.1.10 Флуоресцентний аналіз

В основі лазерного флуоресцентного аналізу лежить реєстрація фотонів, які випромінюються молекулами при переході із електронно – збудженого в основний стан (див. рис. 1.7). На рис. 1.7 основний і перший синглетні збуджені стани позначені через  $S_0$  і  $S_1$ . Кожен з цих рівнів енергії може складатись з багатьох коливальних підрівнів 1, 2, 3 і т.д. Переходи між різними підрівнями показані стрілками.

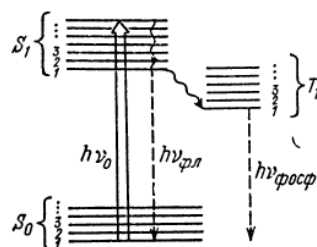


Рисунок 1.7 – Схема розміщення енергетичних рівнів і переходів молекули

Збудження атомів і молекул в даному аналізі відбувається шляхом поглинання ними квантів лазерного випромінювання ближнього ультрафіолетового чи видимого діапазонів. Цей процес відбувається за час порядку періоду світлових коливань, приблизно за  $10^{-15}$  с. Далі для молекул в конденсованій фазі характерна швидка без випромінююча релаксація на найнижчий коливальний підрівень  $S_1$ , який відповідає термічно рівноважному стану. Цей процес закінчується як правило, за час  $10^{-12}$  -  $10^{-11}$  с [20]. Подальший перехід в стан  $S_0$  супроводжується спонтанним процесом висвітлюванням квантів світла. При цьому якщо перехід відбувається безпосередньо із стану  $S_1$  в стан  $S_0$  без зміни спінів електронів, то такий перехід відноситься до квантово-механічних дозволених переходів. Типове значення часу життя цього збудженого стану складає  $10^{-8}$  с. Цей процес власне і називають флуоресценцією.

Інтенсивність флуоресценції  $I$  пропорційна концентрації відповідного елемента  $C$ :

$$I = I_D \cdot k_C, \quad (1.13)$$

де  $I_D$  – інтенсивність випромінювання на відповідній довжині хвилі;  $k_C$  – константа пропорційності, характерна для даного елемента і переходу.

Метод поєднує ознаки атомно – емісійного та атомно-абсорбційного аналізу. Як і в методі атомно – емісійного аналізу, аналітичним сигналом служить інтенсивність випромінювання збуджених атомів, а необхідність попереднього опромінення квантами світла відповідної енергії поєднує



атомно-флуоресцентний аналіз з атомно – абсорбційним. Для атомізації проб використовуються атомізатори, аналогічні атомно – абсорбційним: полуменеві, електротермічні, ВЧ – та НВЧ – розряди. Залежність чутливості флуоресцентного аналізу від інтенсивності збуджуючого випромінювання зумовлює перспективність використання лазерних методів збудження. Головна перевага методу атомної флуоресценції – висока селективність (найвища серед методів спектрального аналізу), зумовлена виключною простотою спектрів атомної флуоресценції та відсутністю накладання спектральних ліній різних елементів. Флуоресцентний аналіз застосовується для визначення приблизно 40 елементів з чутливістю від 1% до 10 – 5 – 10 – 6 % маси. Для атомної флуоресценції характерна наявність переходів без випромінювання, зумовлених взаємодією збуджених атомів з оточуючими частками, що призводить до зменшення інтенсивності корисного сигналу.

Застосування даного методу діагностики широко використовується для діагностики раку, а також для діагностики ішемії серцевого м'язу.

### 1.1.11 Інтерферометрія

Існує два основних інтерферометричних методів діагностики: лазерна ретинометрія та спекл – інтерферометрія.

При ретинометрії лазерний пучок ділять на два пучки приблизно рівної інтенсивності і направляють їх на око таким чином, щоб вони перекривались на сітчатці. В результаті накладання когерентних пучків на сітчатці утворюється інтерференційна картина у вигляді смужок. Вплив рефракції ока на число смужок в значній мірі виключається, якщо обидва пучка фокусується в вузловій площині ока (рис.1.8).

Відстань між двома сусідніми максимумами інтерференційної картини на сітчатці визначається за формулою:

$$L = D\lambda / 2l, \quad (1.14)$$

де  $2l$  – відстань між двома джерелами в вузловій площині ока,  $D$  – середня відстань від кутової площини ока до сітчатки,  $\lambda$  – довжина хвилі лазерного випромінювання.

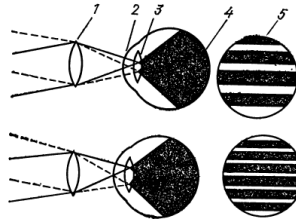


Рисунок 1.8 – Фокусування лазерних пучків при ретинометрії для двох випадків ширини інтерференційних смуг на дні ока: 1 – об’єктив, 2 – рогівка, 3 – хрусталик, 4 – сітківка, 5 – зображення на сітківці ока

Найбільш чутливим із відомих методів визначення рефракції є метод лазерної рефрактометрії, заснований на спостереженні спекл – картини на рухомому екрані. Принцип методу показаний на рис. 1.9. За допомогою оптичної системи лазерна пляма проектується на екран, який переміщується відносно ока пацієнта. Напрямок руху спекл – картини залежить від рефракції ока: при гіперметропії напрям руху картини співпадає з напрямом руху екрана (положення I), при міопії – не співпадає (положення III), а при еметропії пацієнт не розрізняє напрям переміщення (положення II). Нейтралізуючи рух спекл – картини за допомогою корегуючих лінз, встановлюють ступінь рефракції ока.

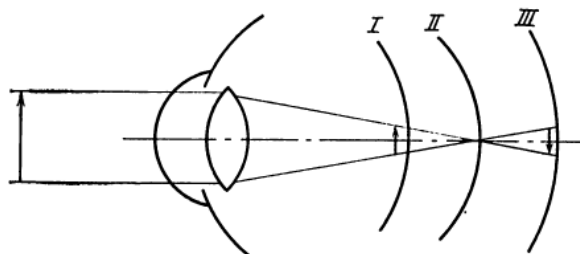


Рисунок 1.9 – Схема лазерної рефрактометрії

Спекл – інтерферометрія – один з методів просторової інтерферометрії, заснований на аналізі зернистої структури зображення об’єкта. Запропонований в 1970 році Антуаном Лабейрі [11]. Носієм вимірювальної

інформації в спекл – інтерферометрії виступають спекл – модульовані хвилі. Методи спекл – інтерферометрії розвивались багато чому під впливом ідей і методології голографічної інтерферометрії. Вони відрізняються простотою в реалізації в порівнянні з голографічною інтерферометрією при досягненні такої ж високої чутливості. Проводячи статистичну обробку зернистої структури, можна отримати інформацію про параметри переміщення об'єкта, в тому числі про його зміщення, швидкості руху, амплітуду і частоту його вібрацій і т.д. Спекл структура утворюється в результаті розподілу інтенсивності когерентного світла, відбитого від шорсткої поверхні, нерівності якої співрозмірні з довжиною хвилі світла, або пройшовшого когерентного світла через середовище з випадковими флуктуаціями показника заломлення. Так як поверхня предмета освітлюється когерентним світлом, то інтерферують всі розсіяні промені та інтерференційна картина має не періодичну, а хаотичну структуру. Отримувана спекл – картина служить сигналом вимірювальної інформації . На рис. 1.10 зображена структурна схема для отримання спекл структур.

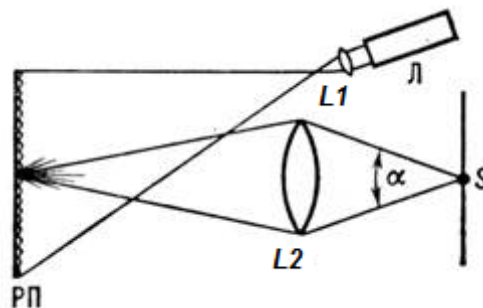


Рисунок 1.10 – Схема для отримання спекл структури: Л – лазер, РП – розсіююча поверхня,  $L1, L2$  – лінзи,  $S$  – екран спостереження

Лазер Л формує пучок когерентного випромінювання, яке в свою чергу направляється на фокусує лінзу  $L1$ , сфокусований пучок світла попадає на розсіювальну поверхню РП, де хвилі інтерферують між собою і попадають на лінзу  $L2$ , а звідти вже на екран реєстрації  $S$ .

### 1.1.12 Доплерівська спектроскопія

Ефект Доплера ґрунтується на зміні частоти і довжини хвилі, що реєструються приймачем, що викликана рухом їх джерела або рухом приймача. Якщо джерело хвиль рухається відносно середовища, то відстань між гребнями хвиль (довжина хвилі  $\lambda$ ) залежить від швидкості напрямку руху. Якщо джерело рухається по напрямку приймача, тобто наздоганяє хвилю, що випромінюється ним, то довжина хвилі зменшується, якщо віддаляється – довжина хвилі збільшується:

$$\lambda = \frac{2\pi(c - v)}{\omega_0}, \quad (1.15)$$

де  $\omega_0$  – кутова частота, з якою джерело випромінює хвилі,  $c$  – швидкість розповсюдження хвиль в середовищі,  $v$  – швидкість джерела хвиль відносно середовища (позитивна, якщо джерело наближається до приймача і негативна, якщо віддаляється).

Частота, що реєструється нерухомим приймачем:

$$\omega = 2\pi \frac{c}{\lambda} = \omega_0 \frac{1}{(1 - \frac{v}{c})}. \quad (1.16)$$

Аналогічно, якщо приймач рухається назустріч хвилям, він реєструє їх гребені частіше і навпаки. Для нерухомого джерела і приймача, що рухається:

$$\omega = \omega_0 \left(1 + \frac{u}{c}\right), \quad (1.17)$$

де  $u$  – швидкість приймача відносно середовища.

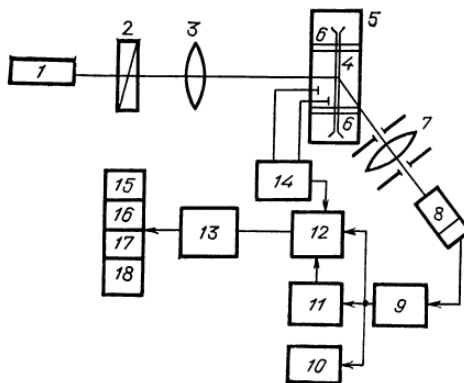


Рисунок 1.11 – Блок схема вимірювально – обчислювального комплексу

На рис.1.11 зображена схема вимірювально – обчислювального комплексу, створеного для випромінювання внутрішньоклітинної рухливості. Випромінювання *He – Ne* лазера типу ЛГ – 38 (1), ослаблене набором фільтрів (2), фокусується лінзою (3) на клітку (4), закріплену в кюветі (5) в спеціальних тримачах (6). Розсіяне світло поступає через систему лінз і діафрагм (7) на фотоелектронний помножувач (8), який працює в точковому режимі. Сигнал після підсилення і фільтрації в НЧ підсилювачі (9) поступає паралельно на осцилограф (10) для візуального контролю, на аналізатор спектра реального часу типу СК4 – 72 (11), який має окрім електронно – променевого індикатора цифровий вихід, і на аналого – цифровий перетворювач (АЦП) (12), який перетворює аналоговий сигнал в дискретні величини з частотою дискретизації, яка програмно встановлюється. Ці вибірки поступають на ЕОМ (13) для спектральної обробки, яка виконується по ходу або після запису вибірки в пам'ять. На цю ж машину можуть подаватися оцифровані спектри з виходу аналізатора і вихідні сигнали інших датчиків (наприклад, вимірювачів температури, мембранного потенціалу або ін.) (14). ЕОМ забезпечена зовнішніми пристроями: алфавітно – цифровим (15) і графічними (16) дисплеями, пристроєм для побудови графіків (17) і печатною машиною (18). Складовою частиною комплексу являється пакет програм для збору і обробки даних, а також для керування експериментом [12,15].

### **Висновки**

За результатами аналітичного огляду існуючих методів лазерної діагностики, враховуючи прилади, які є в лабораторії, та простоту методу в реалізації його експериментального відтворення, було обрано метод спекл – інтерферометрії для дослідження взаємодії електромагнітного випромінювання з еритроцитами крові людини.

## 2 РОЗРОБКА КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ

Для теоретичного опису проблеми розсіювання світла в біологічних об'єктах виділяють декілька аналітичних, емпіричних, і чисельних підходів, останні з яких використовуються при широкому застосуванні обчислювальної техніки. Досягнення в цьому напрямку дозволяють розв'язувати вкрай важкі задачі в оптиці світлорозсіювання.

Однак при вирішенні досить ідеалізованих задач розглянуті методи призводять до громіздких розрахунків та необґрунтованих похибок. В цьому випадку більш доцільно використовувати переваги експериментальних методів з використанням комп'ютерного моделювання.

### 2.1 Проходження монохроматичного світла через прозоре середовище

Проходження світла через речовину супроводжується як фотонним збудженням його частинок, так і актами вимушеного випромінювання. Розглянемо динаміку цих процесів.

Нехай у середовищі поширюється монохроматичне світло, частота якого ( $\nu$ ) відповідає переходу частинок цього середовища з основного рівня ( $E_1$ ) на збуджений ( $E_2$ ):

$$h\nu = E_2 - E_1. \quad (2.1)$$

Фотони, що потрапляють в частинки, які знаходяться в основному стані, будуть поглинатися, а самі частинки будуть переходити в збуджений стан  $E_2$ , фотони, які потрапляють порушені частинки, ініціюють вимушене випромінювання. При цьому відбувається подвоєння фотонів [12].

У стані теплової рівноваги співвідношення між числом збуджених ( $N_2$ ) і незбуджених ( $N_1$ ) частинок підпорядковується розподілу Больцмана:

$$\frac{N_2}{N_1} = \exp \left[ \frac{-(E_2 - E_1)}{kT} \right], \quad (2.2)$$

де  $k$  - постійна Больцмана,  $T$  - абсолютна температура.

При цьому  $N_1 > N_2$  і поглинання домінує над подвоєнням. Отже, інтенсивність виходу світла  $I$  буде менше інтенсивності падаючого світла  $I_0$ .

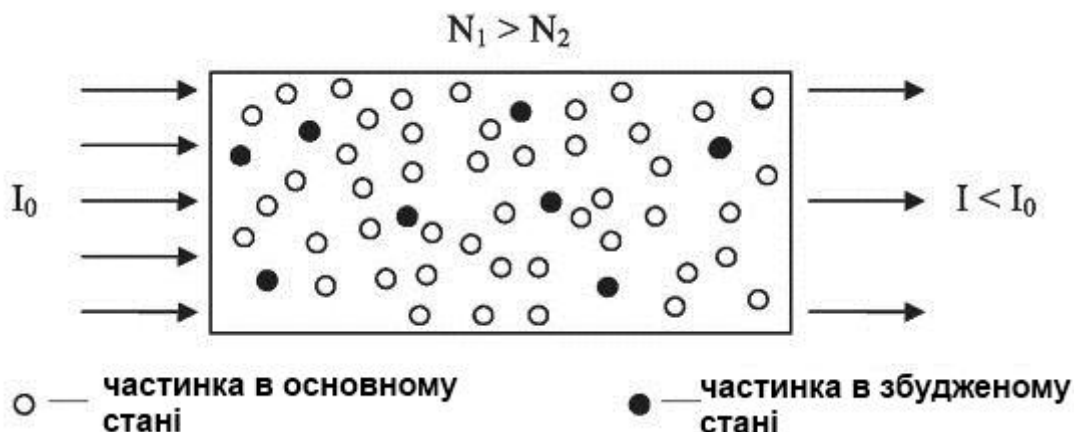


Рисунок 2.1 – Ослаблення світла, що проходить через середовище, в якому ступінь збудження менше 50% ( $N_1 > N_2$ ).

У міру поглинання світла ступінь збудження зростатиме. Коли вона досягне 50% ( $N_1 = N_2$ ), між поглинанням і подвоєнням встановиться рівновага, так як ймовірність попадання фотонів в збуджену і не збуджену частинки стануть однаковими. Якщо освітлення середовища припиниться, то через деякий час середовище повернеться в початковий стан, відповідно розподілу Больцмана ( $N_1 > N_2$ ). Зробимо попередній висновок: при освітленні середовища монохроматичним світлом неможливо домогтися такого стану середовища, при якому ступінь збудження перевищує 50%. І все таки давайте розглянемо питання про проходження світла через середовище, в якому якимось чином досягнуто стан  $N_2 > N_1$ . Такий стан називається станом з інверсною населеністю.

Інверсна населеність — такий стан середовища, при якому число часток на одному з верхніх рівнів більше, ніж на нижньому.

У середовищі з інверсною населеністю ймовірність потрапляння фотона в збуджену частинку більше, ніж у незбуджену. Тому процес подвоєння домінує над процесом поглинання і має місце посилення світла.

У міру проходження світла через середовище з інверсною населеністю ступінь збудження буде знижуватися.

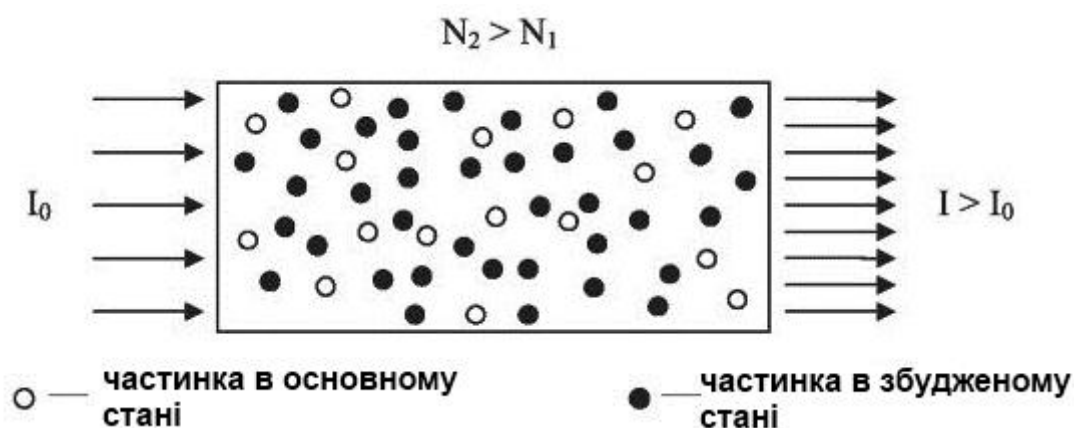


Рисунок 2.2 – Посилення світла, що проходить через середовище з інверсною населеністю ( $N_2 > N_1$ )

Коли вона досягне 50% ( $N_1 = N_2$ ), між поглинанням і подвоєнням встановиться рівновага і ефект посилення світла зникне. Якщо освітлення середовища припиниться, то через деякий час середовище повернеться в стан, що відповідає розподілу Больцмана ( $N_1 > N_2$ ).

Середовище, приведене в стан з інверсною населеністю, називається активним середовищем. Активне середовище підсилює світло за рахунок запасу внутрішньої енергії, яка пов'язана з інверсною населеністю. Якщо вся ця енергія виділиться в випромінювальних переходах, то ми отримаємо світловий імпульс величезної потужності. Однак, він ще не буде мати необхідної когерентності і спрямованості, але буде високо монохроматичним ( $h\nu = E_2 - E_1$ ) [12].

## 2.2 Теоретичні відомості про отримання спекл – інтерферограм

При освітленні високо когерентним пучком великої області оптично дуже шорсткої поверхні формується так звана нормально – розвинена спекл – інтерферограма. Її статистичні властивості не залежать від детальних характеристик мікрорельєфу поверхні. Зображення відбиваючого (проникаючого) об'єкта представляє складну гранулярну структуру, що не має явного зв'язку з мікроскопічними властивостями об'єкта, що освітлюється [13]. Більшість, поверхнею, що відбивають (пропускають) екстремально шорсткі відносно довжини хвилі випромінювання. Можна рахувати, що



основний вклад в розсіювання світла вносять малі ділянки поверхні з центрами в точках, що дзеркально відбиваються. Зі збільшенням крутизни шорсткості і величини області, що освітлюється число точок випромінювання зростає. Відбита від такої площини хвиля складається з вкладів від великого числа малих ділянок поверхні, які можна рахувати незалежними розсіювальними областями. На рис. 2.3 зображена шорстка поверхня, що опромінюється когерентним випромінюванням.

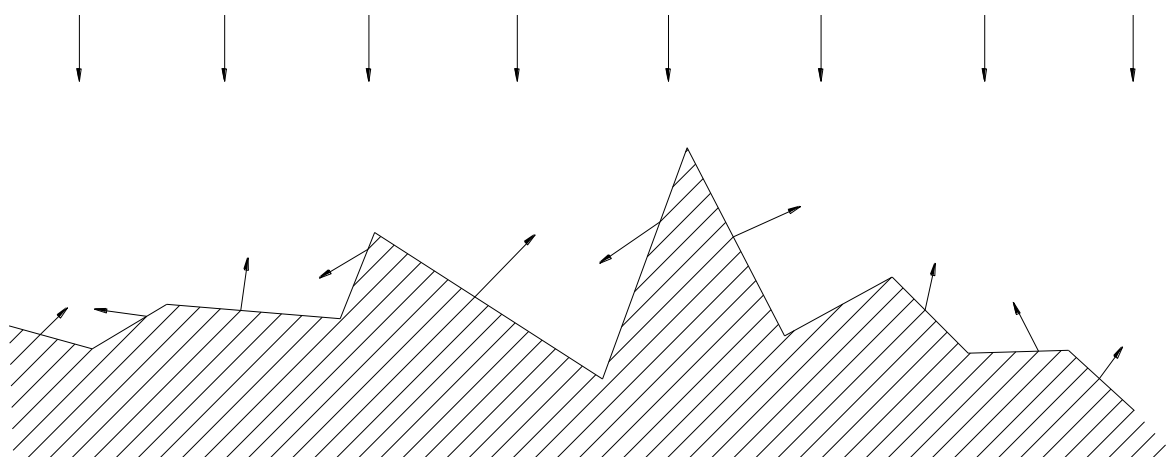


Рисунок 2.3 – Шорстка поверхня, що опромінюється когерентним випромінюванням

Поширення відбитого (пройденого) випромінювання до області спостереження призводить до того, що в заданій точці спостереження складаються розсіяні компоненти – кожна зі своєю затримкою. Інтерференція цих дефазованих, але когерентних хвиль, призводить до гранулярної спекл – інтерферограми. Іншими словами, спекли – це інтерференційна картина нерегулярних хвильових фронтів, що виникають при падінні когерентного випромінювання на сильно шорстку поверхню.

### 2.3 Формування спекл-структур

При когерентному освітленні випадково-неоднорідних об'єктів, таких, наприклад, як шорстка поверхня або прозоре середовище з флюктуюючим у просторі показником заломлення, в розсіяному полі формується спекл-структура. Поняття "когерентне освітлення" не означає використання тільки

лазерного випромінювання. Іноді таке освітлення реалізується звичайними джерелами світла широкого спектрального діапазону з протяжним тілом світності, що випромінюють частково когерентне світло з малою довжиною тимчасової когерентності і малою областю просторової когерентності. Тому спекл-структура спостерігається не тільки в лазерному випромінюванні, але її активне вивчення та практичне застосування стимульовані в основному використанням лазерів.

Розглянемо умови формування і деякі оптичні схеми спостереження спекл-картин, що представляють собою результат інтерференції хвиль від окремих неоднорідностей поверхні об'єкту.

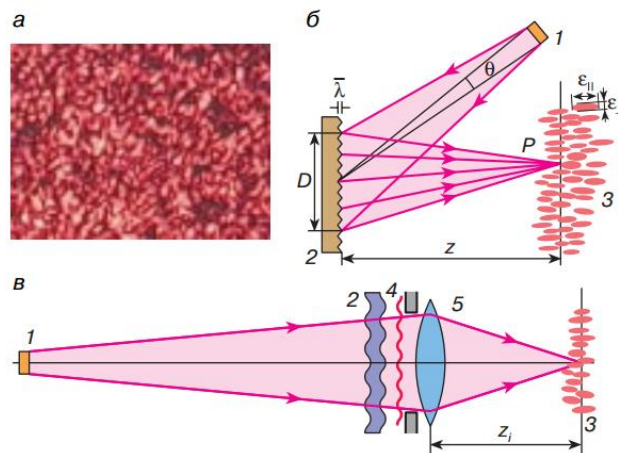


Рисунок 2.4 — Спекл-картина в полідифракції лазерного пучка на шорсткій поверхні (а) і різні оптичні схеми спостереження спекл-картин (б, в): 1 – джерело світла, 2 - випадково-неоднорідний об'єкт або середовище, 3-схематичний вигляд поздовжнього перерізу шару спекл-структури, 4 - хаотично спотворений хвильовий фронт, 5 – зображуючи оптична система.

У схемі на рисунку 2.4б ці хвилі взаємно когерентні, якщо радіус просторової когерентності  $\rho_c$  на поверхні об'єкта перевищує діаметр освітленої області  $D$ ,  $\rho_c > D$ . Це досягається зменшенням кутового розміру, що висвітлює джерела  $\Theta$ , оскільки:

$$\rho_c = \bar{\lambda} / \theta, \quad (2.3)$$

де  $\bar{\lambda}$  - середня довжина хвилі світла.

Більше того, різниця оптичних шляхів будь-якої пари елементарних хвиль, що приходять в точку спостереження  $P$ , повинна бути менше довжини тимчасової когерентності випромінювання:

$$l_c \approx \bar{\lambda}^2 / \Delta\lambda, \quad (2.4)$$

де  $\Delta\lambda$  - ширина спектрального випромінювання.

При виконанні цих умов елементарні хвилі, розсіяні неоднорідностями, складаються за амплітудою - інтерферують і результуюча амплітуда поля в довільній точці  $P$  визначається з урахуванням вкладу фазових зрушень  $\Delta\varphi_j$  і амплітуд  $a_j$  кожної елементарної хвилі:

$$U(P) = \sum_{j=1}^N a_j \exp(j\Delta\varphi_j) = A(P) \exp(i\varphi(P)), \quad (2.5)$$

де  $N$  - повне число цих хвиль. Оскільки  $a_j$  і, головне,  $\Delta\varphi_j$  - випадкові величини через випадковість розташування неоднорідностей на поверхні і значень висот або показника заломлення цих неоднорідностей, то результуюча амплітуда  $A(P)$ , фаза  $\varphi(P)$  та інтенсивність  $I(P) \sim |U(P)|^2$  поля будуть випадковими функціями. Контрастні, яскраво виражені спекл-структури спостерігаються, коли фазові зрушення  $\Delta\varphi_j$  лежать в інтервалі  $0-2\pi$  радіан. Для цього достатньо, наприклад, щоб висоти неоднорідностей поверхні  $\Delta h_j$  були б порівняні з  $\lambda$  оскільки:

$$\Delta\varphi_j \approx (2\pi / \lambda) \cdot 2\Delta h_j$$

(2.6)

Мінімальні розміри спеклів у поперечному перерізі поля визначаються співвідношенням:

$$\varepsilon_{\perp min} = \bar{\lambda} z / D, \quad (2.7)$$

де  $z$  - відстань від об'єкта до площини спостереження.

Всю поверхню можна розбити на пари неоднорідностей. Інтерференція хвиль від цих пар неоднорідностей, як у схемі Юнга, призводить до утворення

паралельних смуг з періодом:

$$\Lambda_{jk} = \bar{\lambda}_z / l_{jk}, \quad (2.8)$$

де  $l_{jk}$ - відстань між неоднородностями.

Когерентні накладання таких смуг різного періоду і різної орієнтації всіх пар неоднорідностей призводять до утворення спекл-картини. Найменший період цих смуг відповідає неоднородностям на краях освітленої області з відстанню  $l = D$  між ними. Середні розміри спеклів дещо більше,  $\varepsilon_{\perp} = 3\bar{\lambda}_z / D$ . Поправочний множник 3 можна отримати на основі ймовірнісного просторовочастотного аналізу спекл-картини.

Поздовжній розмір спеклів оцінюється співвідношенням:

$$\varepsilon_{\parallel} = 8\bar{\lambda}_z^2 / D^2 \quad (2.9)$$

Ця величина збігається з відстанню між сусідніми мінімумами в поздовжньому перерізі картини дифракції Френеля на круглому отворі діаметром  $D$ .

Приведенні вирази для  $\varepsilon_{\perp}$  і  $\varepsilon_{\parallel}$  показують, що спекли, як згустки світлової енергії, мають витягнуту форму (рис.2.4в) уздовж напрямлення розповсюдження світла від розсіючого об'єкту ( $z > D \rightarrow \varepsilon_{\perp} > \varepsilon_{\parallel}$ ).

Розрізняють об'єктивні і суб'єктивні спекли. Об'єктивна спекл – інтерферограма формується у всьому просторі перед поверхнею, що освітлюється. Суб'єктивна спекл – інтерферограма виникає при відображенні розсіювальної поверхні на екран за допомогою оптичної системи. Суб'єктивні спекл - інтерферограми, що формуються по схемі на рис. 2.4в, добре видні при спостереженні вуличних ламп через запотівше чи заморожене вікно маршрутк. В якості джерела суб'єктивних спеклів виступає апертура (вірніше вихідний зрачок) оптичної системи, що заповнений світлом від об'єкту. Об'єктивну спекл – інтерферограму можна зареєструвати, якщо в

площині спостереження розмістити фотоплівку і засвітити її спекловою картиною. Але якщо сфотографувати цю ж картину за допомогою фотоапарата, то на фотоплівці отримаємо суб'єктивну картину так як її параметри будуть вже залежати від об'єктиву фотоапарата [22]. В схемі на рис. 2.4б спекл – інтерферограма формується у вільному просторі і називається об'єктивною спекл – інтерферограмою. Такі картини легко спостерігати з використанням лазерного випромінювання.

Розглянемо механізм утворення спеклів на прикладі зображення точкового джерела. На рис. 2.5 представлена схема зображення точкового джерела світла.

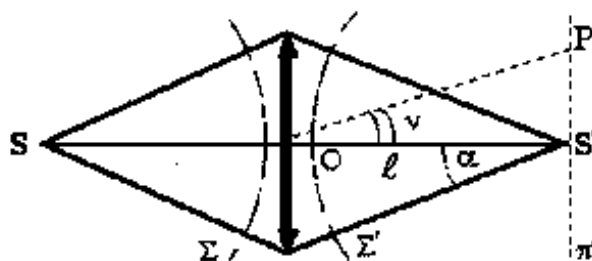


Рисунок 2.5 – Зображення точкового джерела світла

Сферична хвиля, що розповсюджується від точкового джерела, перетворюється в сферичну хвилю, що сходиться з центром  $S'$  – геометричне зображення точкового джерела  $S$ .

Діаметр  $\varepsilon$  найменших із спеклів приблизно рівний діаметру дифракційної картини від об'єктиву, що формує зображення. Якщо діаметр об'єктиву  $2a$ , відстань від об'єктиву до площини спостереження  $l$ , то  $\alpha = a/l$  і  $\varepsilon \approx \lambda/\alpha$ .

Структура плями, вид дифракційної картини, залежить від форми отвору, що утворений оправою об'єктива. Нехай отвір круглий, а його діаметр  $2\alpha$ , тоді в площині зображення  $\pi'$  амплітуда дається Фур'є – перетворенням кругової функції. Амплітуда в точці  $P$  дається функцією Ейрі:

$$V(P) = \frac{2J_1(z)}{z}; Z = k\alpha\vartheta; k = \frac{2\pi}{\lambda}; \vartheta = \frac{1,22\lambda}{2\alpha}, \quad (2.10)$$

де  $\vartheta$  – кутовий радіус першого кільця.

Змістимо площину спостереження з  $\pi'$  в площину  $\pi''$ , що відстає на відстані  $\delta l$ ,  $\delta l \ll OS'$ . На рис. 2.6 представлена схема зображення точкового джерела світла при невеликому де фокусуванні.

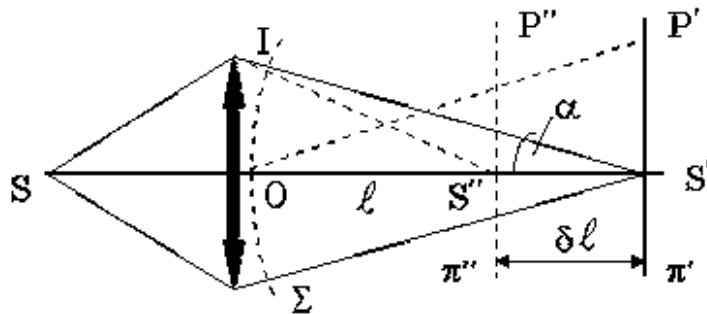


Рисунок 2.6 – Зображення точкового джерела світла при невеликому де фокусуванні

Хвилі, дифраговані різними точками хвильової поверхні  $\Sigma$ , приходять в  $S'$  в фазі, а в точку  $S''$  з різними фазами. Максимальна різниця ходу  $\Delta$  в точці  $S''$ ,  $\Delta = IS'' - OS''$ . Можна показати, що:

$$\Delta = \delta l \frac{\alpha^2}{2}. \tag{2.11}$$

Цією різницею ходу і пояснюється зниження якості зображення. Якщо потрібно, щоб дифракційна картина в точці  $S''$  практично не відрізнялась від дифракційної картини в точці  $S'$ , то величина  $\Delta$  повинна бути меншою за  $\lambda$ .

На рис. 2.7 приведений розподіл інтенсивності випромінювання, що дифрагувало в околиці зображення  $S''$ .

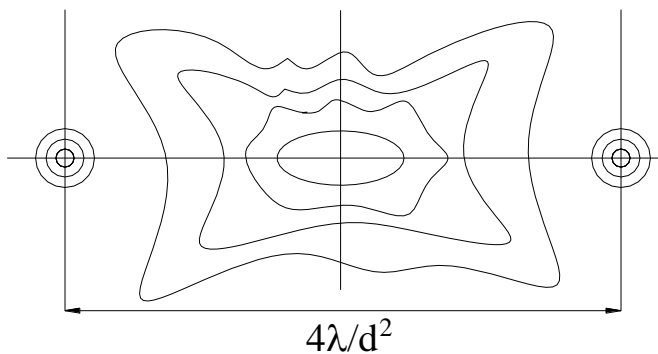


Рисунок 2.7 – Лінії рівномірної інтенсивності в районі зображення точкового джерела

Розподіл інтенсивності вздовж оптичної осі  $z$  описується функцією:

$$f(u) = \left[ \frac{\sin(u/4)}{u/4} \right]^2, \quad (2.12)$$

$$u = \frac{2\pi}{\lambda} \alpha^2 z.$$

Перший нуль інтенсивності на осі досягається при умові що,  $z = \pm 2\lambda / \alpha^2$  від фокусу. Якщо рахувати допустиму втрату інтенсивності в 20%, то допуск на положення фокальної площини  $\Delta z$  рівний приблизно  $\pm \lambda / 2\alpha^2$ .

Суб'єктивні спекл – інтерферограми спостерігаються в оптичних системах, в яких умова когерентного опромінювання об'єкту значно менш строга. Тому суб'єктивні спекли – інтерферограми можна спостерігати неозброєним оком навіть в поліхроматичному світлі протяжних джерел [13,15]. Для когерентного освітлення в зображеній оптичній схемі необхідно, щоб оптична система розширювала область просторової когерентності на поверхні об'єкту,  $d < \rho_c$ , де  $d$  – діаметр кружка роздільної здатності, значення якого в дифракційно обмеженій оптичній системі визначається співвідношенням:

$$d = 1,22\lambda z_0 / D_a, \quad (2.13)$$

де  $z_0$  – відстань від об'єкту до вхідного зрачка (апертури) оптичної системи,  $D_a$  – діаметр зіниці.

Якщо при цьому оптична система не розділяє окремі неоднорідності об'єкта,  $d > r_a$ , де  $r_a$  – поперечний розмір неоднорідностей, то в кожній точці зображення збираються взаємно когерентні хвилі від різних неоднорідностей, що знаходяться в межах області роздільної здатності [15]. Ці хвилі мають випадкові фазові зсуви  $\Delta\phi_j$ , і їх інтерференція призводить до появи спекл – інтерферограми.

### 2.3.1 Спекли Френеля і Фраунгофера

По аналогії з дифракцією Френеля і дифракцією Фраунгофера можна говорити про спекли Френеля і Фраунгофера. Розглянемо дифракцію на круглому отворі в зоні Френеля на осі системи (див. рис. 2.8):

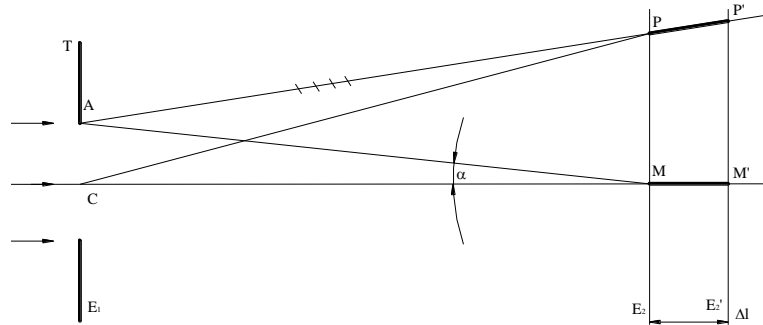


Рисунок 2.8 – Схема дифракційної задачі Френеля

Інтенсивність в точці  $M$  представляє собою результат інтерференції хвиль, що випромінюються всіма точками отвору  $T$ . Різниця ходу в точці  $M$  для хвиль, що виходять з центру  $C$  та з крайньої точки  $A$  отвору  $T$ , представлена виразом:

$$\Delta = AM - CM = \frac{a^2}{2l}, \quad (2.14)$$

де  $a$  – радіус отвору,  $l$  – відстань  $E_1E_2$ . Різниця ходу в точці  $M$  для хвиль, що випромінюються двома довільними точками отвору  $T$ , змінюється в інтервалі від 0 до  $\Delta$ , так як  $\Delta$  - максимальна різниця ходу хвиль для даного отвору. Змістимо площину спостереження на відстань  $\delta l$  [22]. Якщо величина зміщення достатньо мала, то вид інтерференційної картини в точці  $M'$  буде майже таким як і в точці  $M$ . Зміщенню на  $\delta l$  відповідає зміна різниці ходу на  $a^2 \delta l / 2l^2$ . Щоб вигляд інтерференційної картини залишався незмінним вздовж відрізка  $MM'$ , зміна різниці ходу повинна бути значно меншою від довжини хвилі  $\lambda$ . Оскільки  $\alpha = \frac{a}{l}$ , отримуємо умову:

$$\delta l \ll \frac{2\lambda}{\alpha^2}. \quad (2.15)$$



Аналогічні висновки получаются і для розгляду явища не на осі системи. Можна стверджувати, що дифракційні картини Френеля в площинах  $E_2'$  і  $E_2$  подібні. Якщо екран  $E_2$  змістити на відстань, що перевищує  $2\lambda^2 / \alpha^2$ , то дифракційна картина Френеля зміниться. Чим більша відстань  $E_1E_2$ , тим повільніше змінюється дифракційна картина при зміщенні площини.

Починаючи з деякої достатньо великої відстані між екранами  $E_1$  і  $E_2$ , екран  $E_2$  можна відсовувати скільки завгодно далеко, поки допустиме зміщення  $\delta l$ . Маємо справу з дифракцією Френеля. При подальшому віддаленні екрану  $E_2$  ми поступово перейдемо в область дифракції Фраунгофера. В цій області  $\delta l$  може приймати практично будь – які значення [21].

Тепер розглянемо випадок, коли в площині отвору знаходиться екран з дуже великою кількістю хаотично розташованих маленьких отворів. Внаслідок інтерференції в площині  $E_2$  буде спостерігатись спекл – інтерферограма. Якщо екран  $E_2$  змістити на відстань, що відповідає критерію «малости смещения», то картина інтерференції майже не зміниться. Можна зобразити цілий ряд пар паралельних площин, розділених тією відстанню, на яку можна зміщувати площину спостереження без істотних змін в структурі спеклів. В тій області простору, де відстані  $E_2E_2'$ ,  $E_3E_3'$  і т.д. скінченні, спостерігаються спекли Френеля (рис. 2.9).

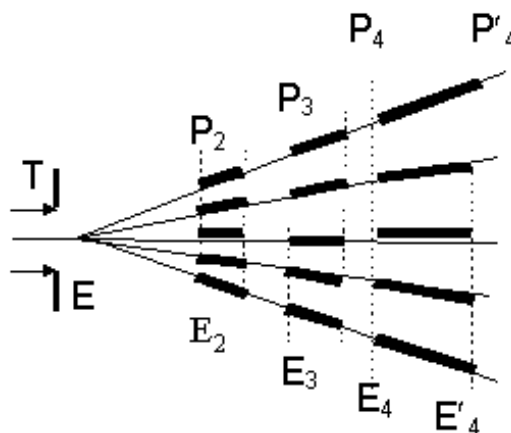


Рисунок 2.9 – Подібні спекл – інтерферограми, що спостерігаються в паралельних площинах

Якщо все більше і більше віддаляти площину спостереження, то ми перейдемо в область спеклів Фраунгофера, де відстань між площинами  $E_n$  і  $E_n'$  нескінченно велика.

### 2.3.2 Наближення дифракції Фраунгофера (ДФ)

Розсіювання на малі кути одним еритроцитом може розглядатися у структурі Фраунгофера або аномальних теорій дифракції [17,18], оскільки для падаючого видимого або близького інфрачервоного світла з довжиною хвилі  $\lambda$  параметр розміру RBC  $\alpha$  набагато більший від одиниці ( $\alpha = \pi D/k$ ).

У цьому випадку результуюче розповсюдження на малі кути розсіяного світла буде визначене втручанням двох складових хвиль: огинаючої та пройденої крізь частинку. Якщо перша складова може бути знехтувана, найпростіший спосіб наближення розсіювання на малі кути такою частинкою полягає у застосуванні теорії дифракції Фраунгофера. Згідно з цією теорією зразок розсіювання незалежний від відносного показника заломлення частинки  $n$ . Кутове розповсюдження розсіяного світла визначається тільки формою і розміром перехресно-секційної області RBC. З другого боку, було показано, що властивості розсіювання біологічних клітин залежать від  $n$ .

Таким чином, бажано розглядати інтерференцію між світлом, яке проходить через розсіювач, і світлом, яке проходить уздовж частинки. Оскільки еритроцити оптично «м'які» (тобто,  $\varepsilon - 1 \ll 1$ ), можна вважати, що заломлення не змінює напрям падаючої хвилі.

Розглянемо дифракцію світла на екрані з отворами довільної форми. Дифракційна картина спостерігається в площині, паралельній екрану з отворами. Її називають площиною дифракційної картини, а площину з отворами – площиною джерел. В кожній площині введемо прямокутні декартові системи координат, вісі  $X$  та  $Y$ , яких паралельні, а вісі  $Z$  співпадають (рис. 2.10).

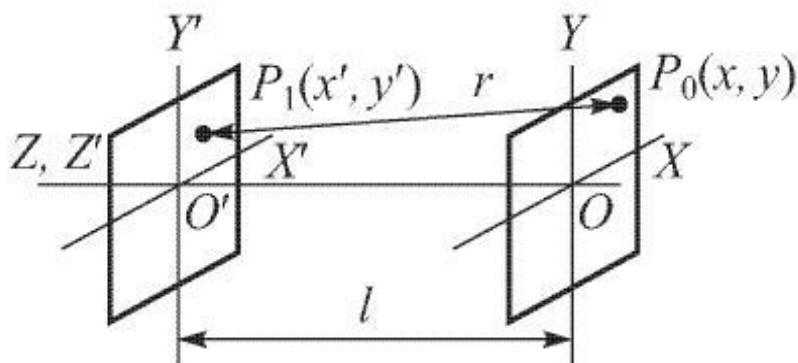


Рисунок 2.10 – Розташування систем координат в площинах джерела і дифракційної картини.

Розподіл інтенсивностей в дифракційній картині Фраунгофера визначається квадратом модуля  $\Phi(x, y)$ , де:

$$\Phi(x, y) = \int_{S'} \Psi(x', y') \exp\left\{-\frac{ik(xx' + yy')}{l}\right\} dx' dy'. \quad (2.16)$$

Тут  $(x, y)$  – координати точки  $P_0$  в площині дифракційної картини,  $(x', y')$  – координати точки  $P_1$  інтегрування в площині джерел,  $dS' = dx' dy'$  – елемент площі на поверхні джерел, а  $\Psi(x', y') = Ae^{ikr_{12}}/r_{12}$  – амплітуда джерел (вважаємо, що на отвір падає сферична хвиля, яка виходить з точки  $P_2$ ),  $r_{12}$  – відстань між точками  $P_1$  і  $P_2$ .

Так, використовуючи формулу (2.16), легко отримати інтенсивність дифрагованого світла на круглому отворі:

$$I = |\Phi(x, y)|^2 = \rho^4 \left\{ \frac{J_1(\rho \operatorname{tg}(\theta))}{\rho \operatorname{tg}(\theta)} \right\}^2, \quad (2.17)$$

де  $\operatorname{tg}(\theta) = r/l$ ,  $\theta$  – кут розсіювання;  $\rho$  – дифракційний параметр кулі;  $J_1(x)$  – функція Бесселя першого порядку;  $r$  – відстань між точками  $P_0$  і  $P_1$ ;  $l$  – відстань між площиною дифракційної картини і площиною джерел.

Варто зазначити, що пряме застосування наближення ДФ можливе лише в тих випадках, коли ми маємо частинки з великим по відношенню до  $l$  дифракційним параметром, а також мале кутове розсіювання [1].

## 2.4 Розробка лабораторного стану для отримання спекл – інтерферограм

Був розроблений лабораторний стан для отримання спекл – інтерферограм еритроцитів крові людини, на основі оптичної схеми (див рис. 2.4в) для отримання суб'єктивної спекл – інтерферограми.

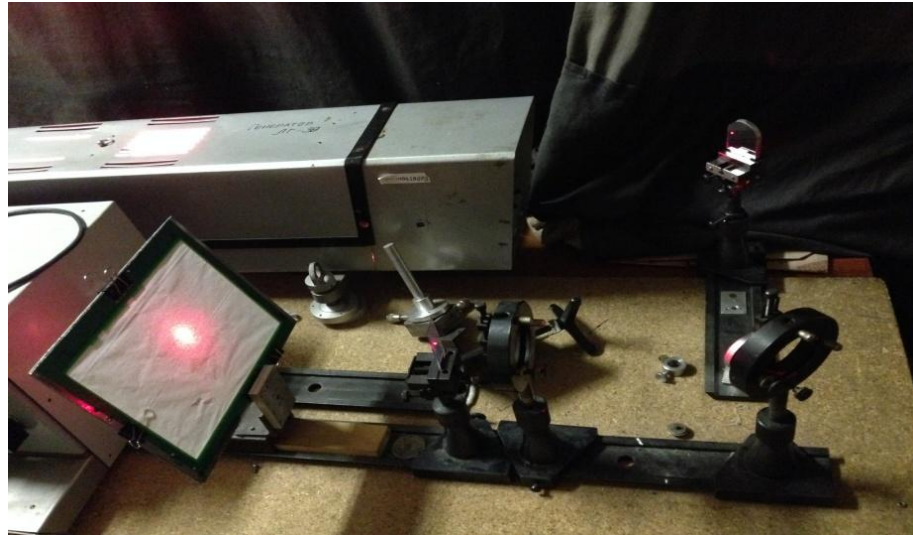


Рис. 2.11 Лабораторний стан для отримання спекл – інтерферограф

Розроблений стан складається з:

- *He – Ne* лазер «ЛГ – 38» ( $\lambda = 0.6328$  мкм,  $P_{max} = 45$  мВт)
- Діафрагма
- Два дзеркала
- Двоопукла лінза
- Рухомий столик, на якому кріпиться досліджуваний зразок
- Зразок крові еритроцитів людини
- Екран
- *CCD* – матриця

Структурна схема розробленого стану представлена на рис. 2.12.

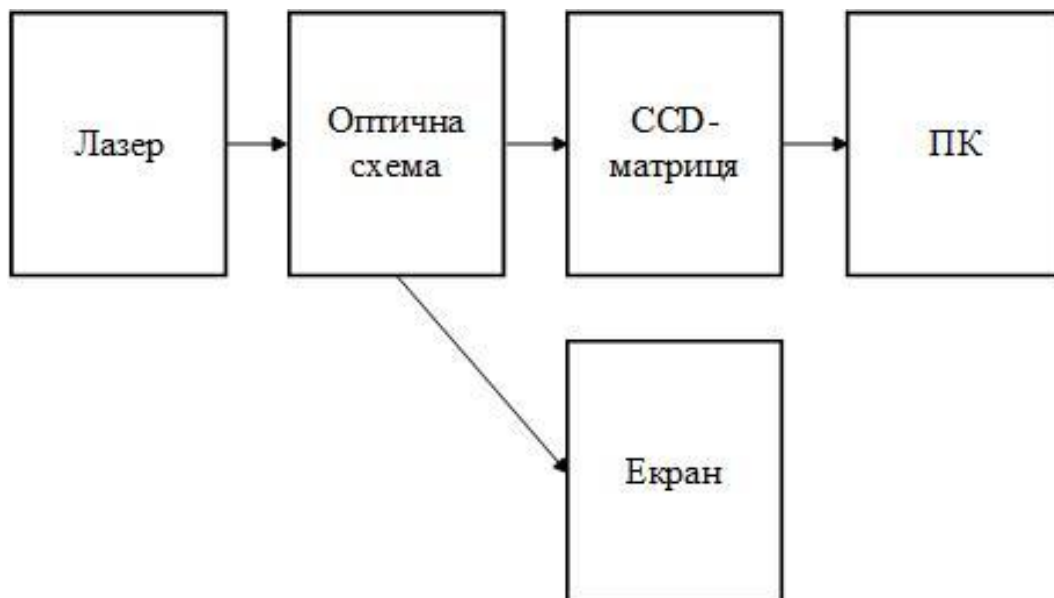


Рисунок 2.12 – Структурна схема лазерного станду

На рис. 2.13 зображена частина структурної схеми станда, а саме його оптичний блок.

Сформований потік електромагнітних хвиль в *He – Ne* лазері (1) направляєється на діафрагму (2), яка необхідна для точного дозування світла і правильної експозиції. З діафрагми (2) пучок світла попадає на дзеркала (3,4), а далі на збиральну лінзу (5) для фокусування променів та спекл – модульованих електромагнітних хвиль, звідти направляєється на досліджуваний об’єкт (зразок еритроцитів крові людини) і потрапляють на екран (7), на якому ми отримуємо спекл – інтерферограму еритроцитів крові людини.

Відстань від лазера (1) до досліджуваного зразка (6) становить  $l_{1,4} = 106$  (см), відстань від досліджуваного зразка (6) до екрану (7) становить  $l_{6,7} = 27$  (см).

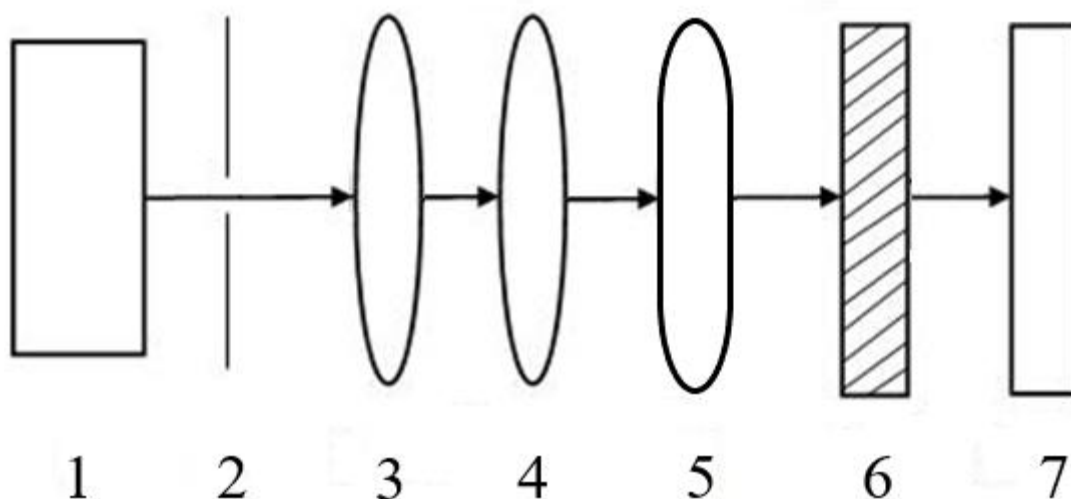


Рисунок 2.13 – Оптична схема, що застосовуються для дослідження зразка крові: 1 – лазер, 2 – діафрагма, 3,4 – дзеркала, 5 – лінза, 6 – зразок на рухливій поверхні, 7 – екран

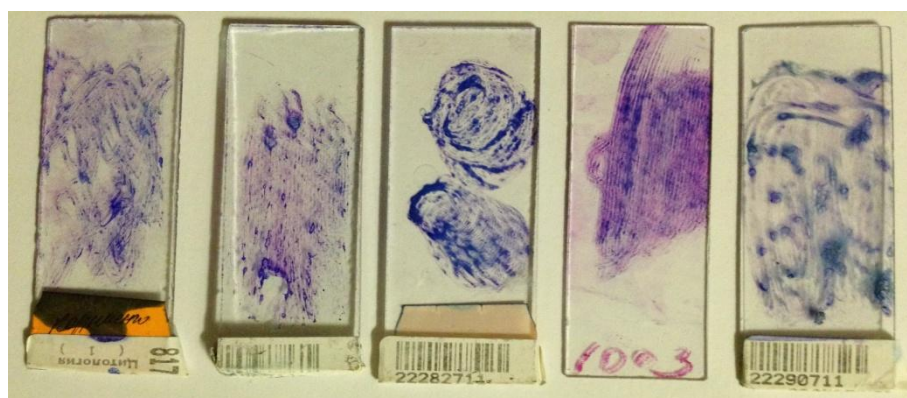


Рисунок 2.14 – Досліджувані лабораторні зразки формених елементів крові для отримання спекл-інтерферограм

З екрану, знімаємо спекл – інтерферограму на фотокамеру з роздільною здатністю 3264 x 2448 пікселів та діафрагмою  $F/2.4$ .

Було знято 5 спекл – інтерферограм від еритроцитів крові людини п'ятих зразків крові людини, здорової та хворої, див. рис. 2.15 (еталонний) та рис. 2.16 (паталогічні).

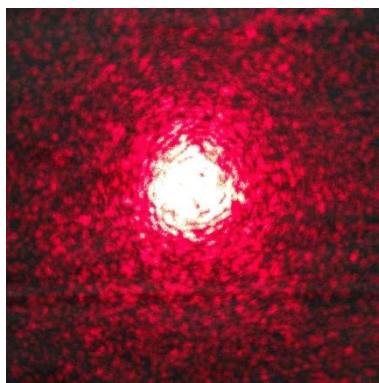


Рисунок 2.15 – Спекл – інтерферограма еритроцитів крові людини 1 досліджуваного еталонного зразка

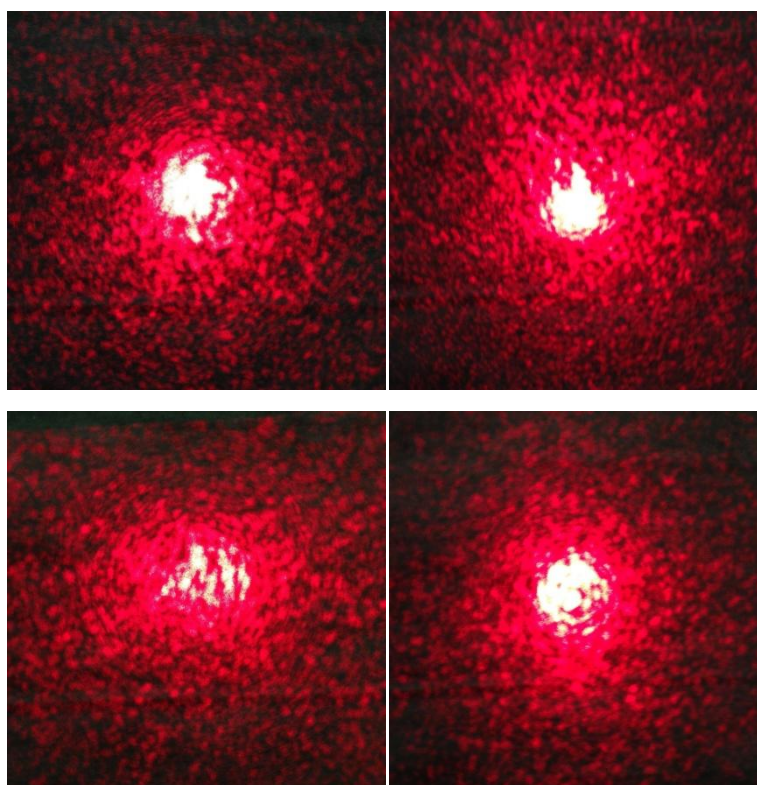


Рисунок 2.16 – Спекл – інтерферограма еритроцитів крові людини 4 досліджувальних паталогічних зразків

### **Висновки**

Проаналізувавши різноманітні методи отримання спекл – інтерферограм, було взято за основу для побудови лабораторного стенду, структурну схему для отримання суб'єктивних спекл – інтерферограм (див. рис. 2.4в). Розроблений лабораторний стенд дозволив отримати п'ять спекл – інтерферограм еритроцитів крові людини (див. рисунки 2.15 і 2.16).

### 3 КОМП'ЮТЕРНА МОДЕЛЬ ОБРОБКИ СПЕКЛ – ІНТЕРФЕРОГРАМ

#### 3.1 Розробка комп'ютерної моделі обробки спекл-інтерферограм

Була створена комп'ютерна модель для обробки спекл – інтерферограм в середовищі *Matlab*. У зв'язку з програмним обмеженням по обробці даних цієї програми, отримані інтерферограми були стиснуті до розмірів – 262 x 197 пікселів, розширення зображень 72 x 72 точок на дюйм, формат зображень – *JPEG* [2].

На рис. 3.1 зображена структурна схема комп'ютерної моделі. Принцип дії її наступний – спершу з отриманої спекл – інтерферографи зчитуються значення кожного з пікселів та записуються в трьохмірний масив даних формату *uint8*, за це відповідає блок (1). Розмірність масиву: 262 x 197 x 3, де 262 x 197 – кількість пікселів, а 3 – складові кольору формату *RGB* (*red, green, blue*). Блок (2) відповідає за перетворення записаного масиву формату *uint8* в інші типи даних для подальшої статистичної обробки даних в блоці (3). Блоки (4) і (5) відповідно відображають результат обробки спекл – інтерферограм у графічному вигляді та представленням у масивах даних відповідно.



Рисунок 3.1 – Структурна схема комп'ютерної моделі обробки спекл – інтерферограм



## 3.2 Реалізація комп'ютерної моделі

### 3.2.1 Зчитування даних із зображення

Зчитуємо зображення в форматі *jpeg* та записуємо інтенсивність кожного пікселя в трьохмірний масив даних – 197x262x3 формату *uint8*, та виводимо зображення досліджуваного зразка на екран:

```
S1 = imread('IMG_1.jpg');
imshow(S1)
```

На рис. 3.2, представлено п'ять фрагментів у вигляді трьохмірних масивів даних, зчитаних спекл – інтерферограм для п'ятих досліджуваних зразків.

```
Variables - S5
S1 x S2 x S3 x S4 x S5 x
262x197x3 uint8

val(:,:,1) =

Columns 1 through 24

    34    39    45    43    40    40    42    33    27    36    39
    38    38    42    42    38    38    40    34    29    37    44
    38    36    39    40    33    33    43    50    43    43    45
    38    36    43    45    34    29    47    65    60    56    51
    40    38    48    53    40    34    51    66    72    73    66
    44    41    49    52    44    44    61    70    79    77    70
    47    45    48    47    42    54    74    81    82    72    61
    47    49    51    47    43    57    81    85    82    65    53
    54    54    67    55    46    50    77    75    69    75    64
    63    66    67    55    45    50    83    83    64    63    61
    66    73    69    55    45    46    80    79    61    49    51
    69    72    69    52    44    44    68    69    57    40    41
    74    70    66    51    39    43    53    59    47    38    40
    74    64    65    54    40    41    43    48    34    38    45
    69    57    58    55    41    37    40    43    35    37    44
    62    47    46    52    44    44    54    55    47    38    40
    62    52    43    55    68    61    76    77    67    48    34
    53    44    37    51    66    68    75    78    66    49    36
    51    47    35    51    63    68    73    73    67    53    36
    56    53    40    53    62    64    72    65    64    58    42
```

```
Variables - S1
S1 x S2 x S3 x S4 x S5 x
262x197x3 uint8

val(:,:,1) =

Columns 1 through 24

    38    32    32    29    38    31    39    36    41    42    40
    33    32    32    30    35    36    42    43    41    42    40
    24    29    30    31    31    41    46    50    46    47    41
    19    26    28    36    32    43    45    51    49    47    42
    19    25    28    40    39    44    43    47    46    44    38
    20    25    31    42    42    42    39    39    39    38    38
    25    28    36    38    41    35    35    31    32    36    37
    29    32    41    35    40    33    33    27    27    33    38
    31    36    45    39    43    34    26    29    27    29    30
    32    34    36    43    35    30    26    27    32    36    37
    29    29    26    37    28    24    28    27    36    43    46
    30    29    30    25    24    22    31    29    35    45    48
    28    34    34    21    24    28    29    33    32    42    43
    29    36    32    22    22    32    26    32    34    38    36
    36    33    27    26    21    23    23    29    32    35    32
    43    29    23    25    24    15    26    26    25    28    29
    33    30    24    19    18    20    23    24    23    20    29
    28    25    21    19    16    18    22    24    25    23    30
    21    20    21    20    19    17    21    26    27    27    32
    18    18    23    25    23    20    22    28    26    29    30
```

```
Variables - S2
S1 x S2 x S3 x S4 x S5 x
262x197x3 uint8

val(:,:,1) =

Columns 1 through 24

    22    22    21    18    20    19    19    17    17    12    17
    21    22    20    17    16    15    17    20    19    20    16
    23    22    18    16    14    14    16    21    20    21    17
    28    20    13    12    18    18    20    23    24    17    19
    28    18    10    11    17    19    20    25    29    20    20
    21    17    12    9    13    14    19    26    28    25    22
    17    18    18    12    11    11    17    26    29    28    24
    18    21    19    14    12    12    18    26    33    24    24
    27    21    20    14    16    17    28    24    24    23    24
    20    20    23    19    22    22    28    24    25    25    24
    22    25    25    22    24    23    23    23    27    27    25
    29    32    29    27    29    27    25    28    29    28    26
    33    35    34    38    41    38    34    38    38    34    29
    44    43    43    49    50    49    48    49    51    45    38
    58    56    54    60    58    63    63    61    61    54    43
    59    60    61    68    70    80    79    71    61    56    45
    58    54    63    70    76    98    95    82    67    58    56
    66    58    57    71    77    91    92    77    55    52    60
    71    63    55    67    75    81    86    69    52    47    54
    70    67    57    60    65    74    80    64    53    47    54
```

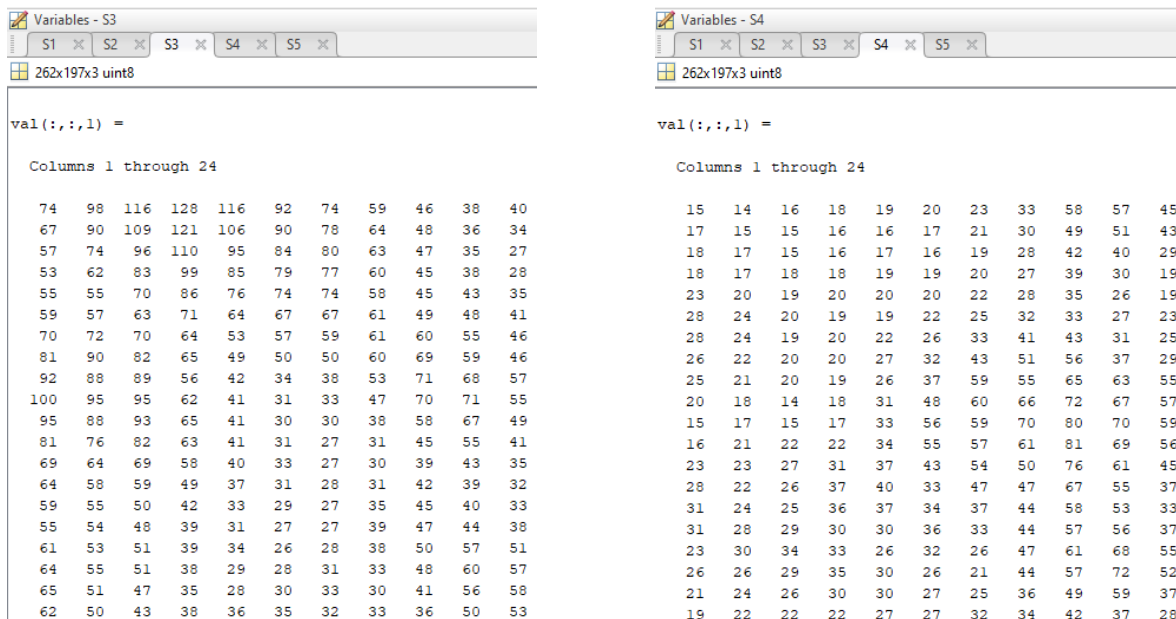


Рисунок 3.2 – Фрагменти масиву даних інтенсивностей першого (еталонного) зразка і чотирьох зразків відповідно

На рис. 3.3 – 3.7 представлені виведені на екран спекл – інтерферограми п'ятих досліджуваних зразків, які будуть піддаватися кореляційній та статистичній комп'ютерній обробці.



Рисунок 3.3 – Спекл – інтерферограми першого (еталонного) зразка еритроцитів крові людини

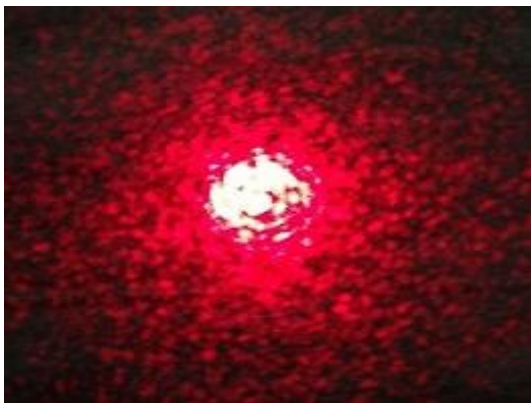


Рисунок 3.4 – Спекл – інтерферограми другого зразка еритроцитів крові людини

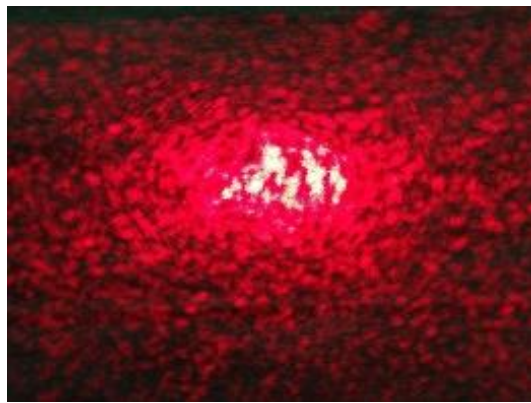


Рисунок 3.5 – Спекл – інтерферограми третього зразка еритроцитів крові людини



Рисунок 3.6 – Спекл – інтерферограми четвертого зразка еритроцитів крові людини

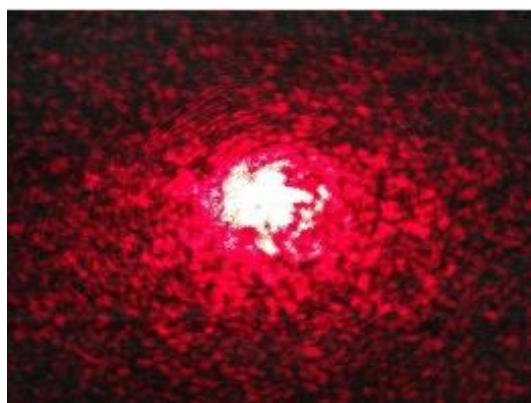


Рисунок 3.7 – Спекл – інтерферограми п'ятого зразка еритроцитів крові людини

### 3.2.2 Оцінка і апроксимація пікселів фону

Зображення, що розглядається характеризується нерівномірною засвіткою фону по полю зображення. Тому спершу за допомогою операції морфологічного розкриття оцінимо інтенсивність фону. При виконанні операції морфологічного розкриття використовується структурний елемент.

Використаємо функцію *imopen*, яка виконує морфологічне розкриття, тобто спочатку звуження, а потім розширення зображення, метою даної операції є вилучити виступи на межах об'єктів, тобто зробити більш чіткі границі об'єктів. В якості структурного елемента використаємо функцію *strel* у вигляді диска з радіусом 1.

```
background = imopen(S1, strel('disk', 1));
figure, imshow(background)
```



Рисунок 3.8 – Апроксимована спекл – інтерферограма першого (еталонного) зразка еритроцитів крові людини



Рисунок 3.9 – Апроксимована спекл – інтерферограма другого зразка

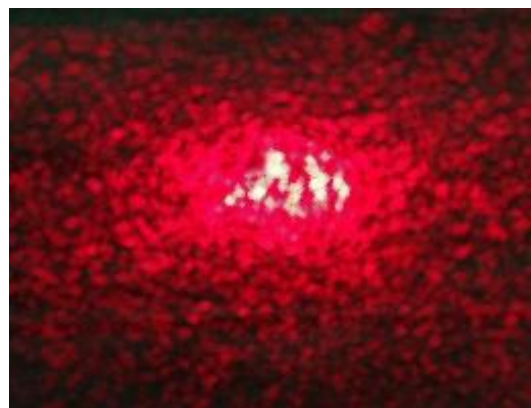


Рисунок 3.10 – Апроксимована спекл – інтерферограма третього зразка



Рисунок 3.11 – Апроксимована спекл – інтерферограма четвертого зразка

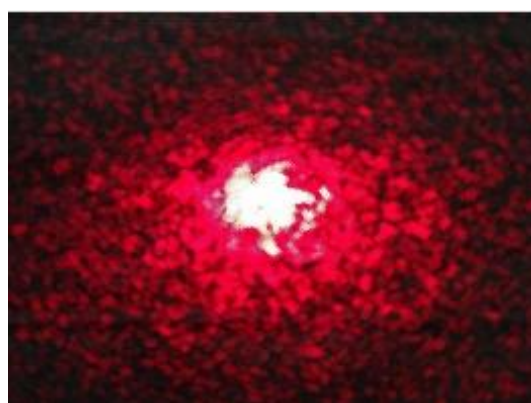


Рисунок 3.12 – Апроксимована спекл – інтерферограма п'ятого зразка

### 3.2.3 Апроксимація і перегляд поверхні фону

Використовуємо команду *surf* для відображення поверхні фону. За допомогою команди *surf* створюється кольорова параметрична поверхня, яка дає можливість переглядати прямокутну область зображення, що

досліджується. Функція *surf* працює з даними, що представлені в форматі *double* [18]. Тому, отриманий масив необхідно перевести у відповідний формат даних. Запишемо наступне:

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

Як видно з 3 – D поверхонь фону спекл – інтерферограм (див. рис.3.8 – рис.3.12) п'ятьох досліджуваних зразків, найвищу інтенсивність мають пікселі *R* – складової, це зумовлено тим, що досліджувані інтерферограми були отримані за допомогою *He – Ne* лазера «ЛГ – 38», з довжиною хвилі  $\lambda = 0.6328$  мкм (червоний колір).

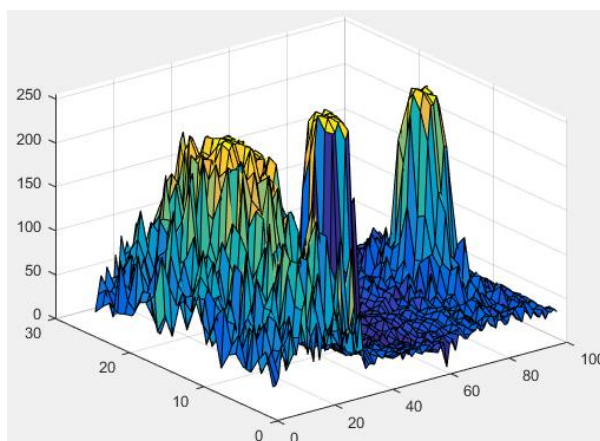


Рисунок 3.13 – Поверхня фону спекл – інтерферограми першого зразка

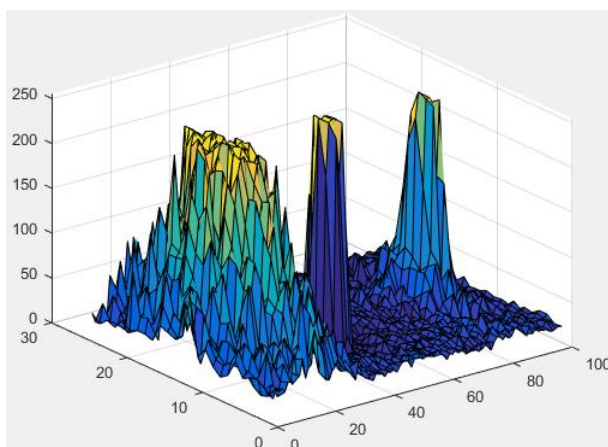


Рисунок 3.14 – Поверхня фону спекл – інтерферограми другого зразка

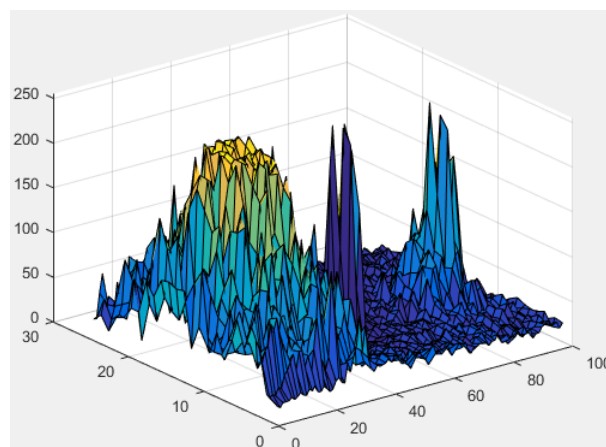


Рисунок 3.15 – Поверхня фону спекл – інтерферограми третього зразка

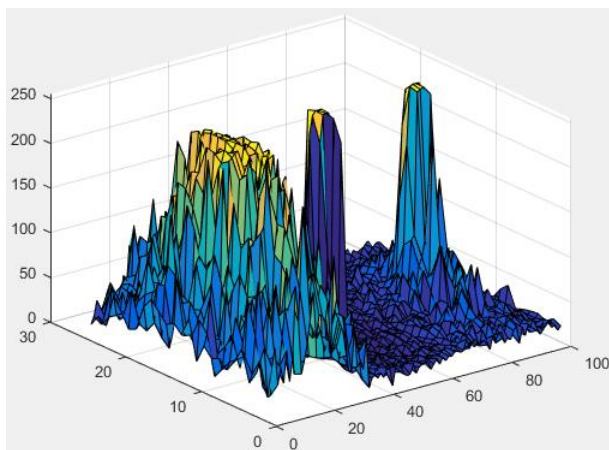


Рисунок 3.16 – Поверхня фону спекл – інтерферограми четвертого зразка

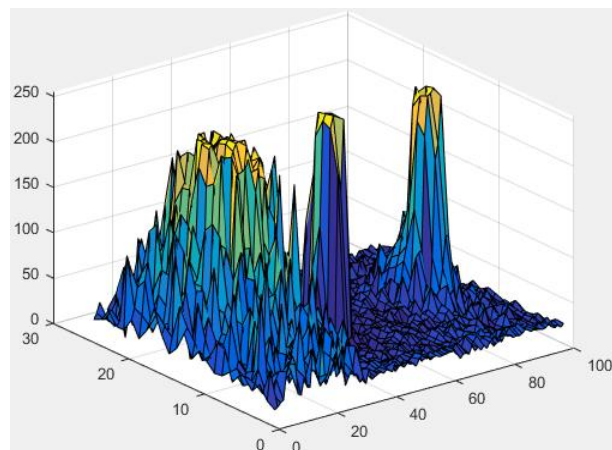


Рисунок 3.17 – Поверхня фону спекл – інтерферограми п'ятого зразка

### 3.2.4 Створення зображення з рівномірним фоном

Для створення зображення з більш рівномірним фоном, віднімаємо зображення фону *background* від вихідного зображення *S1* [6].

```
S1_2 = imsubtract(S1,background);
figure, imshow(S1_2)
```

На рис. 3.18 – 3.22 представлені оброблені зображення з більш рівномірним фоном.

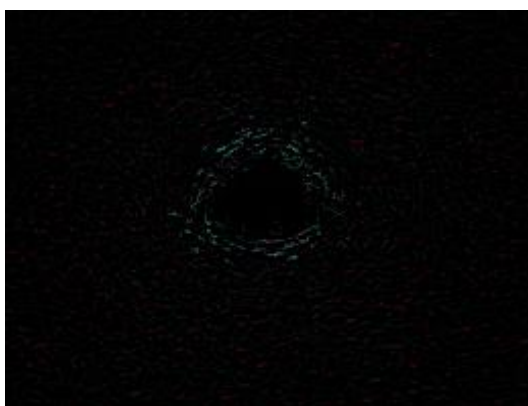


Рисунок 3.18 – Спекл – інтерферограма з більш рівномірним фоном першого зразка



Рисунок 3.19 – Спекл – інтерферограма з більш рівномірним фоном другого зразка



Рисунок 3.20 – Спекл – інтерферограма з більш рівномірним фоном третього зразка



Рисунок 3.21 – Спекл – інтерферограма з більш рівномірним фоном четвертого зразка

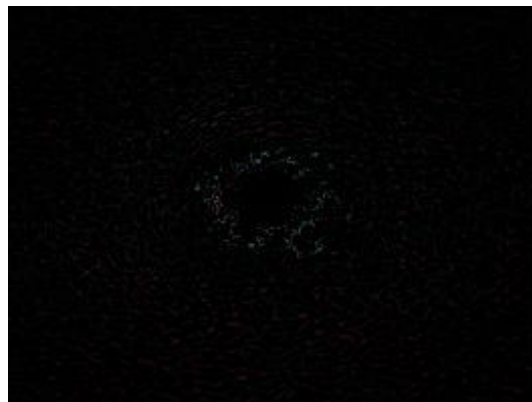


Рисунок 3.22 – Спекл – інтерферограма з більш рівномірним фоном п'ятого зразка

### 3.2.5 Створення бінарного зображення

Використаємо функцію *graythresh*, яка визначає значення глобального порога, що використовується для перетворення інтенсивностей зображення в бінарне зображення в функції *im2bw* [5,7]. Значення нормалізованих інтенсивностей знаходяться в діапазоні 0...1. На рис. 3.23 – 3.27 представлені зображення спекл – інтерферограм в бінарному форматі даних.

```
level = graythresh(S1_2);
bw_1 = im2bw(S1_2, level);
figure, imshow(bw_1)
```

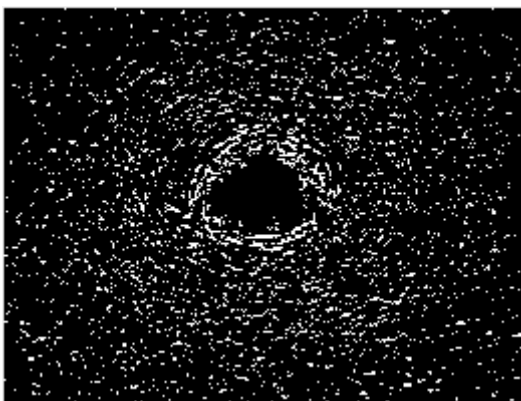


Рисунок 3.23 – Спекл – інтерферограма в бінарному форматі першого зразка

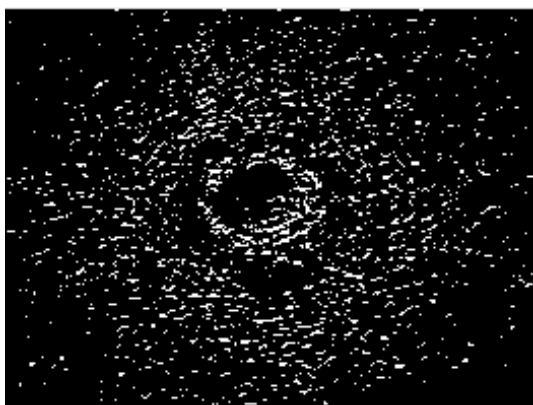


Рисунок 3.24 – Спекл – інтерферограма в бінарному форматі другого зразка

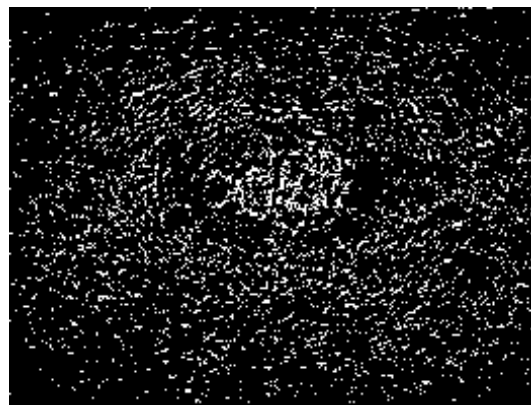


Рисунок 3.25 – Спекл – інтерферограма в бінарному форматі третього зразка

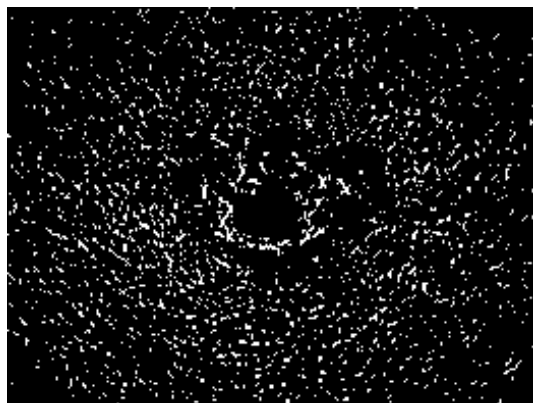


Рисунок 3.26 – Спекл – інтерферограма в бінарному форматі четвертого зразка

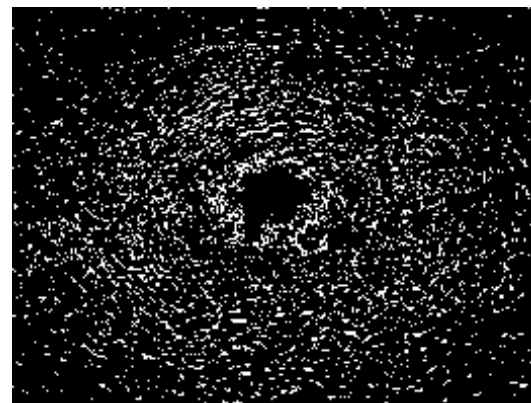


Рисунок 3.27 – Спекл – інтерферограма в бінарному форматі п'ятого зразка

### 3.2.6 Визначення числа об'єктів (спеклів) на зображенні спекл – інтерферограми

Для визначення числа об'єктів (спеклів) на досліджуваних спекл – інтерферограмах використовуємо функцію  $bwlabel(Bw,n)$ , яка відмічає всі



компоненти на бінарному зображенні і повертає їх число у вигляді значення *numObjects*, де *Bw* – бінарне зображення, *n* – параметр, що вказує критерій зв'язаності, що використовується для знаходження зв'язаних областей – об'єктів.

```
[labeled,numObjects] = bwlabel (bw_1,4)
```

Результати даної операції представлені у таблиці результатів статистичного та кореляційного аналізу (див. табл. 3.1). Кількість спеклів досліджуваних зразків була оцінена приблизно, оскільки точно дослідити її дуже складно. Але цей метод розрахунку можна використовувати для порівняння кількох зразків спекл – інтерферограм, беручи одну за еталонну, а інші порівнювати з еталонною.

### 3.2.7 Отримання статистичних даних зображення

Для статистичної обробки зображення, спершу переведемо *RGB* зображення в напівтонне зображення за допомогою функції *rgb2gray* [5,7]. Дана функція створює напівтонне зображення, перетворюючи при цьому *R* – *G* – *B* – складові пікселів кольорового зображення у відповідні їм значення яскравості.

```
S1_m=rgb2gray(S1)
figure, imshow(S1_m)
```

За допомогою функції *Imhist* будемо графік розподілу інтенсивностей пікселів.

```
figure, plot (imhist (S1_m));
```

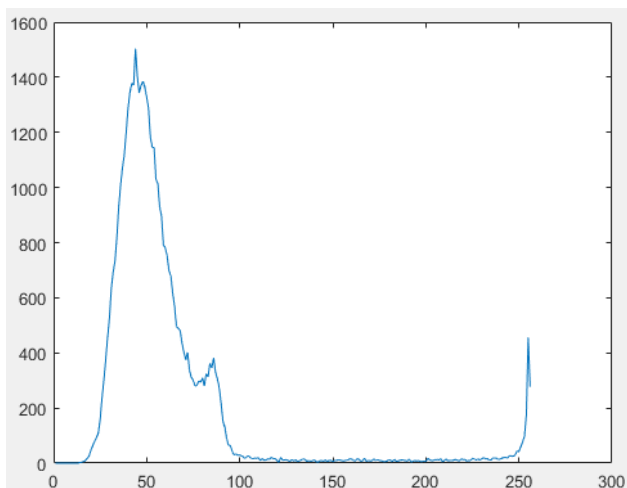


Рисунок 3.28 – Розподіл кількості пікселів від їх інтенсивностей для спекл –  
інтерферограми першого зразка

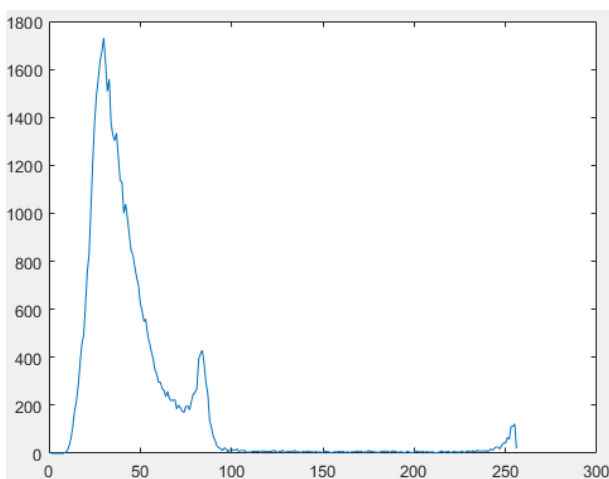


Рисунок 3.29 – Розподіл кількості пікселів  
від їх інтенсивностей для спекл –  
інтерферограми другого зразка

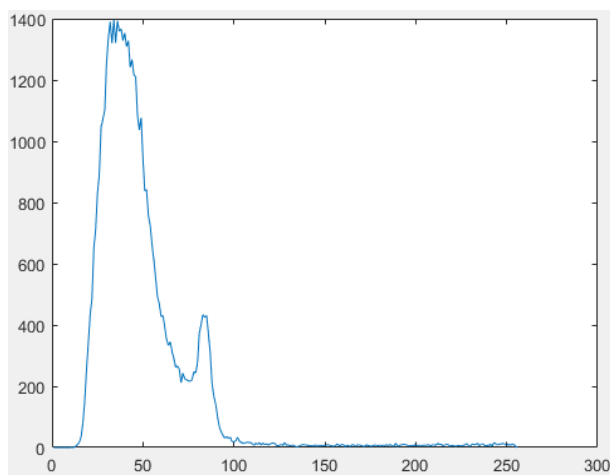


Рисунок 3.30 – Розподіл кількості пікселів  
від їх інтенсивностей для спекл –  
інтерферограми третього зразка

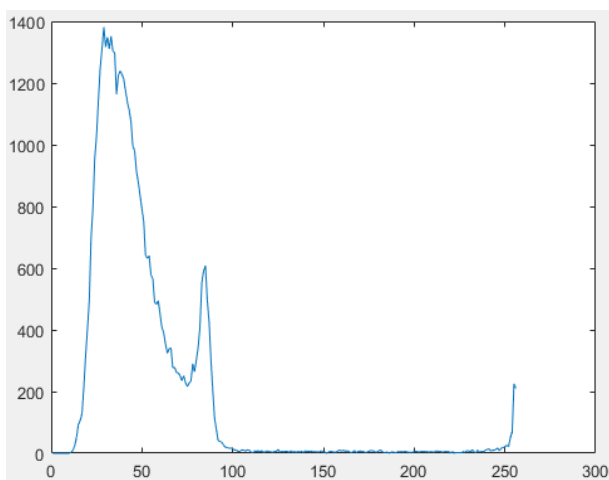


Рисунок 3.31 – Розподіл кількості пікселів  
від їх інтенсивностей для спекл –  
інтерферограми четвертого зразка

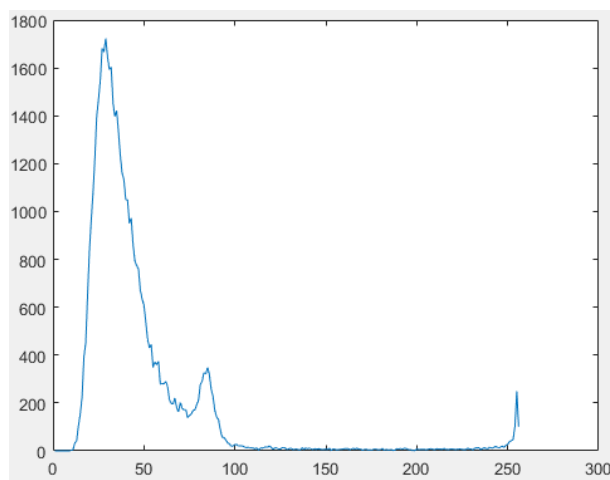


Рисунок 3.32 – Розподіл кількості пікселів  
від їх інтенсивностей для спекл –  
інтерферограми п'ятого зразка

На рис. 3.28 – рис. 3.32 представлені залежності розподілу кількості пікселів від значень їх інтенсивностей. Розподіл кількості пікселів від інтенсивності, показав для обох зразків, що найбільша кількість пікселів лежить в діапазоні 40 – 70 їх інтенсивності.

Обчислимо середню інтенсивність серед масиву пікселів за допомогою функції *mean2*:

```
ser_intensity=mean2(S1_m);
```

Знайдемо середнє квадратичне відхилення елементів масиву за допомогою функції *std2*:

```
ser_kvadr_vidhul = std2(S1_m);
```

Знайдемо коефіцієнт кореляції між двома досліджуваними зразками. Для цього переведемо наші початкові зображені в напівтонові зображення, отримаємо двомірні масиви типу *uint8* скориставшись командою:

```
K_1 = rgb2gray (I_1)
```

За допомогою команди *double* переведемо отримані масиви даних в тип даних *double*, для цього запишемо наступне:

```
D_2 =double (K_2)
```

Скориставшись командою *corrcoef*, отримаємо коефіцієнт кореляції між двома досліджуваними зразками:

```
S = corrcoef(D_1,D_2)
```

Результати статистичної обробки досліджуваних спекл – інтерферограм представлені у табл.3.1.

Для побудови нормованої крос кореляції між двома досліджуваними

зразками, запишемо наступну команду:

```
c=normxcorr2(I_1(:, :, 1), I_2(:, :, 1));  
figure, surf(c), shading flat
```

На рис. 3.33 – 3.36 зображені поверхні нормованої крос – кореляції між двома досліджуваними зразками спекл – інтерферограм. Дана залежність показала, що найбільший пік коефіцієнта кореляції припадає на центральну частину спекл – інтерферограм.

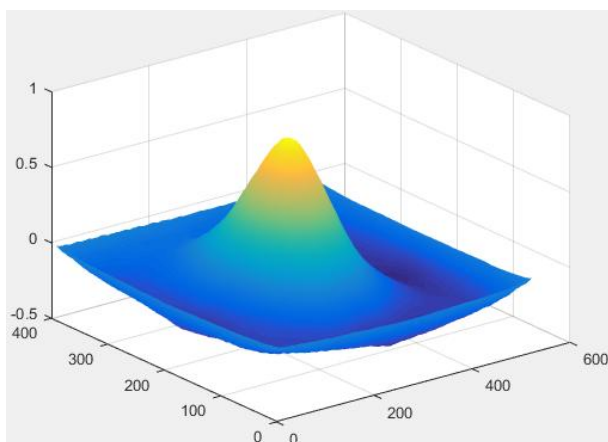


Рисунок 3.33 – Поверхня нормованої крос – кореляції між першим та другим досліджуваними зразками спекл – інтерферограм

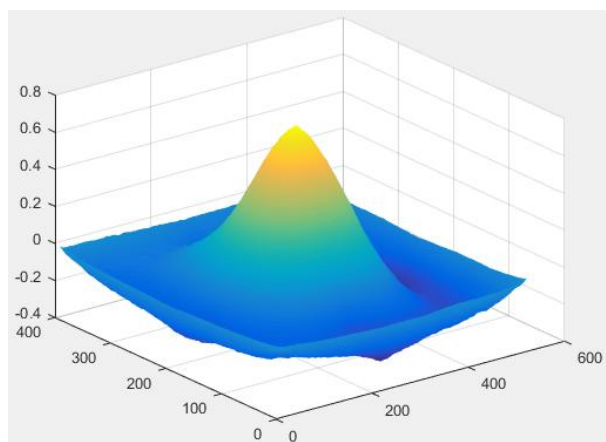


Рисунок 3.34 – Поверхня нормованої крос – кореляції між першим та третім досліджуваними зразками спекл – інтерферограм

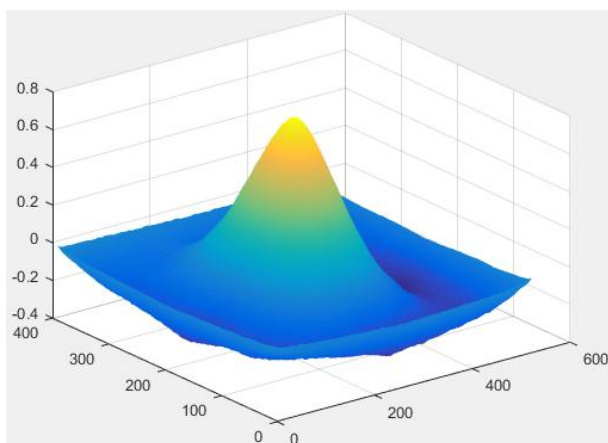


Рисунок 3.35 – Поверхня нормованої крос – кореляції між першим та четвертим досліджуваними зразками спекл – інтерферограм

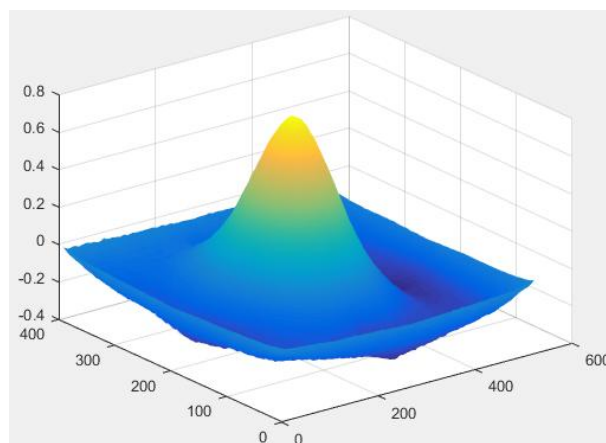


Рисунок 3.36 – Поверхня нормованої крос – кореляції між першим та п'ятим досліджуваними зразками спекл – інтерферограм

### 3.2.8 Статистичні та кореляційні результати комп'ютерної обробки спекл – інтерферограм

У табл. 3.1 наведені результати статистичної обробки досліджуваних спекл інтерферограм.

Середня інтенсивність випромінювання обох зразків істотно не розбігається, лиш на 12% інтенсивність випромінювання іншої спекл – інтерферограми вища за інтенсивність першої.

Середнє квадратичне відхилення вийшло достатньо високим, але зважаючи на те що кількість градацій тону дорівнює 256, це значення було очікуваним. Середнє квадратичне відхилення досліджуваних зразків спекл – інтерферограм представлено в табл. 3.1.

Таблиця 3.1 – Результати статистичного та кореляційного аналізу, отримані в результаті комп'ютерної обробки спекл – інтерферограф

	1 – й зразок досліджуваної спекл – інтерферограми (еталонний)	2– й зразок досліджуваної спекл – інтерферограми (паталогічний)	3– й зразок досліджуваної спекл – інтерферограми (паталогічний)	4– й зразок досліджуваної спекл – інтерферограми (паталогічний)	5– й зразок досліджуваної спекл – інтерферограми (паталогічний)
Кількість спеклів на досліджуваних спекл – інтерферограмах	2193	1466	2777	1840	2614
Середня інтенсивність пікселів спекл – інтерферограм	60,28	45,64	48,06	49,24	45,44
Середнє квадратичне відхилення інтенсивностей пікселів спекл – інтерферограм	41,76	35,29	27,57	34,28	36,23
Коефіцієнт кореляції інтенсивностей пікселів двох спекл – інтерферограм		0,83	0,68	0,78	0,82

## Висновки

- 1) Як видно з 3 – D поверхонь фону інтерферограм усіх представлених зразків, найвищу інтенсивність мають пікселі  $R$  – складової, це зумовлено тим що досліджувані інтерферограми були отримані за допомогою  $He - Ne$  лазера «ЛГ – 38», з довжиною хвилі  $\lambda = 0,6328$  мкм (червоний колір).
- 2) Кількість спеклів досліджуваних зразків була оцінена приблизно, оскільки точно дослідити їх дуже складно. Але цей метод розрахунку можна використовувати для порівняння кількох зразків спекл – інтерферограм, беручи одну за еталонну, а інші порівнювати з еталонною. Як показали розрахунки, кількість спеклів знайдених на спекл – інтерферогамі 2 – го зразка є меншою на 60% від кількості спеклів 1 – го (еталонного) зразка. На підставі цього результату можна зробити висновок про наявність паталогій у 2 – му зразку.
- 3) Середнє квадратичне відхилення вийшло достатньо високим, але зважаючи на те що кількість градацій тону дорівнює 256, це значення було очікуваним. Середнє квадратичне відхилення першого зразка склало 41,76 умовних одиниць, 2 – го зразка – 35,29 умовних одиниць, 3 – го зразка – 27,57 умовних одиниць, 4 – го зразка – 34,28 умовних одиниць, а 5 – го зразка – 36,23 умовних одиниць.
- 4) Розподіл кількості пікселів по їх інтенсивності, показав для всіх зразків, що найбільша кількість пікселів припадає на діапазон 40 – 70 їх інтенсивностей.

- 5) Коефіцієнт кореляції між першою та другою спекл – інтерферограмами, склав 0,83 умовних одиниць, між першою та третьою спекл – інтерферограмами, склав 0,68 умовних одиниць, між першою та четвертою спекл – інтерферограмами, склав 0,78 умовних одиниць, між першою та п'ятою спекл – інтерферограмами, склав 0,82 умовних одиниць, що дозволяє стверджувати про помірний (невисокий) зв'язок між досліджуваними зразками. Отриманий коефіцієнт кореляції дає всі підстави стверджувати про наявність патологій в 2 – му, 3 – му, 4 – му, 5 – му досліджуваних зразків, оскільки отримані коефіцієнти кореляції не є високими показниками, тобто параметр інтенсивності 1 – ї спекл – інтерферограми відрізняється від відповідного параметра інтенсивності інших спекл – інтерферограм в два, а то й майже в два з половиною рази.
- б) Поверхня нормованої крос – кореляції між між першим та іншими чотирма досліджуваними зразками (див. рис. 3.33 – 3.36) показала, що найбільший пік коефіцієнта кореляції припадає на центральну частину спекл – інтерферограм. На периферії поверхні нормованої крос – кореляції між першим та іншими чотирма досліджуваними зразками (див. рис. 3.33 – 3.36) має місце від'ємна кореляція (зменшення параметра інтенсивності першого зразка за рахунок збільшення відповідного йому параметра інтенсивності іншого зразка), а також суттєво низькі коефіцієнти кореляції (близькі до 0). З даних результатів є підстави стверджувати про патологію в 2 – му, 3 – му, 4 – му, 5 – му досліджуваних зразків спекл – інтерферограм, через досить низький кореляційний зв'язок на периферії.

## 4 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ

З появою на світовому ринку нових лазерних технологій та методів їх впровадження, виникає необхідність вдосконалення старих і розробки нових засобів оптичного діагностування біологічних мікрооб'єктів, що широко будуть використовуватися в медицині.

Розробка методик, алгоритмів, програмного забезпечення та технічних засобів для аналізу стану формених елементів крові – еритроцитів на базі сучасних оптико-електронних та лазерних технологій забезпечують високу оперативність, точність та неінвазивність досліджень.

Модель може бути представлена фізичним об'єктом або описом об'єкта у вигляді математичних формул, комп'ютерної програми. Для побудови моделі спочатку вибирають об'єкт дослідження, його геометрію. Потім визначаються оптичні і фізичні параметри всіх його компонентів, а для деяких моделей проводиться розрахунок розподілу випромінювання в середовищі температурних полів.

У розробленні стартап-проекту модель представлена у вигляді портативного аналізатора крові, на основі експрес-аналізи, що обраховується за допомогою комп'ютерної програми, алгоритмів.

Важливою характеристикою шуканої моделі є її універсальність при застосуванні, на відміну від існуючих, які можуть забезпечити потрібну адекватність і однозначність співвідношень із оригіналом лише в своїх крайових умовах застосування.



#### 4.1 Актуальність комп'ютерної моделі як стартап-проект

Комп'ютерне моделювання є найбільш загальним та ефективним методом дослідження в науці, а самі математичні моделі можна представити, як систему математичних співвідношень, змінних або множин, що в достатній мірі адекватно відображає і описує дослідний об'єкт, процес чи явище. З метою поглибленого аналізу актуальності і перспективи розвитку представленої комп'ютерної моделі взаємодії лазерного випромінювання з біологічними мікрооб'єктами необхідно передусім оцінити можливості та формування заходів із ринкового впровадження інноваційних пропозицій.

Метою розділу є формування інноваційного мислення, підприємницького духу та формування здатностей щодо оцінювання ринкових перспектив і можливостей комерціалізації розробленої моделі, аналіз якої сформований у попередній частині магістерської дисертації у вигляді розроблення концепції стартап-проекту в умовах висококонкурентної ринкової економіки глобалізаційних процесів.

Завдання розділу полягає в маркетинговому аналізі перспектив реалізації представленої комп'ютерної моделі та пропозицій, оцінювання можливостей її ринкового впровадження [3].

Ідеєю є представлення розробленої моделі, основаної на експрес-аналізі крові у вигляді портативного експрес-аналізатора крові, що дозволяє швидко визначити групу крові людини, а також виявити або виключити різні патологічні захворювання.

Цільовими групами споживачів експрес-аналізаторів крові є:

1. лабораторії лікувальних і діагностичних установ з тестовим навантаженням по кожному з визначених параметрів до 2500 аналізів на місяць;
2. МСЧ і фельдшерсько-акушерські пункти, що не мають власної лабораторії;

3. лікарі загальної практики (в тому числі сімейні) як в поліклініці, так і вдома, кардіологи, ендокринологи та інші лікарі, змушені працювати віддалено від лабораторії;
4. приймальні покої лікарень, в яких не організована цілодобова робота лабораторії;
5. хворі з патологією серцево-судинної системи, ендокринні захворювання (діабет);
6. особи, які самостійно ведуть ретельний контроль за своїм здоров'ям.

Таблиця 4.1 – Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
<p>Для отримання інформації про розмір клітки або форму, необхідна точна модель, яка розглядає розсіювання світла від кожної окремої клітки. Такі методи засновані на вирішенні рівнянь Максвелла для об'єкту з формою подібної клітини, але кожен застосовує різні наближення, потрібні для отримання кутового розподілу розсіяного світла. Розроблена модель основана на експрес-аналізі крові (іншими словами, це портативний експрес-аналізатор крові), що дозволяє менш, ніж за дві години відрізнити вірусну інфекцію від бактеріальної,</p>	<p>1. Експрес-аналіз на ВІЛ</p>	<p>За допомогою експрес-аналізу на ВІЛ можна виявити цю інфекцію приблизно за 20 хвилин, що часто пропонують робити в рамках різних компаній по боротьбі з ВІЛ / СНІДом.</p>
	<p>2. Експрес-аналіз на інші інфекції</p>	<p>Даний метод дозволяє виявити захворювання, викликані бактерією <i>Helicobacter pilory</i>, цитомегалвірусом, а також гепатит А, В і С і хламідіоз.</p>
	<p>3. Експрес-аналіз крові для виключення апендициту</p>	<p>Розроблений відносно недавно експрес-аналіз дозволяє швидко виключити апендицит і позбавити пацієнта від необхідності зазнавати впливу радіації під час комп'ютерної томографії (КТ). Крім того, цей аналіз економить час</p>

<p>завдяки тому, що при різному розмірі та формі еритроциту вигляд коефіцієнта розсіювання для різних форм та характеристик частинок відрізнятиметься. Тому на основі отриманих даних можна розрізнити патологічні та нормальні еритроцити. Також основними особливостями такого методу є висока точність дослідження, діагностика по одній краплі крові з пальця, простота в експлуатації (не вимагає спеціальних навичок) та компактність (поміщається в кишені халата лікаря).</p>		<p>лікарів і коштує значно дешевше, ніж КТ.</p>
	<p>4. Експрес-аналізи за допомогою тест-смужок</p>	<p>Експрес-аналізи крові за допомогою тест-смужок дуже поширена на сьогоднішній день методика, що дозволяє визначати біохімічні показники крові, тобто хімічний склад плазми крові. За допомогою тест-смужок можна визначити кількість в крові глюкози (виявлення цукрового діабету і контроль за ним), холестерину і ліпопротеїдів (виявлення атеросклерозу і пов'язаних з ним захворювань), залишкового азоту і креатиніну (дослідження функції нирок), жовчних пігментів, в тому числі білірубину (дослідження функції печінки).</p>

## 4.2 Аналіз ринкових можливостей

Під час розробки будь-якого приладу дуже важливо оцінити ринок, на якому він буде просуватися. У розробленні стартап-проекту модель представлена у вигляді портативного аналізатора крові, на основі експрес-аналізи, що обраховується за допомогою комп'ютерної програми, алгоритмів.

До вашої уваги представляємо подібний приклад розробленої комп'ютерної моделі взаємодії лазерного випромінювання з біологічними мікрооб'єктами, який реалізований в медицині- портативний аналізатор «ЕТТА АМП-01».



Рисунок 4.1 – Портативний аналізатор «ЕТТА АМП-01»

Це компактний діагностичний прилад, який використовується для проведення експрес-аналізу крові та проб сечі, за допомогою тест-смужок, які автоматично завантажуються в пристрій і аналізуються. При аналізі використовуються фотоелектрична обробка і спеціальні програмні алгоритми, що дозволяють отримати точні результати. Вимірювання проводяться дуже просто, ніякої спеціальної підготовки не потрібно. Єдине, що потрібно - це зразок випробуваної рідини, засоби гігієни (серветки) і акуратність. «ЕТТА АМП-01» дозволяє провести дослідження по 11 параметрам:

1. Глюкоза (GLU)
2. Білірубін (BIL)
3. Відносна густина (SG)

4. рН (PH)
5. Кетоніві тіла (KET)
6. Прихована кров (BLD)
7. Білок (PRO)
8. Уробіліноген (URO)
9. Нітрити (NIT)
10. Лейкоцити (LEU)
11. Аскорбінова кислота (VC)

До непрямих конкурентів можна віднести «CardioChek» - біохімічний портативний аналізатор, який представлений двома моделями. Головна різниця полягає в тому, що запропонований стартап орієнтований на аналізі холестерину і глюкози в крові.

До прямих конкурентів можна віднести всіх виробників, представлених в табл.4.2.

Таблиця 4.2 – Порівняння з конкурентами

				
Назва	Laura Smart (Erba Lachema, Чехословаччина)	DocUReader (77 Elektronka, Угорщина)	HandUReader (77 Elektronka, Угорщина)	ETTA АМІ-01
К-ть вимірювальних параметрів	11	11	11	11
Технологія	фотометрія	фотометрія	фотометрія	фотометрія

Продуктивність	60 тестів за годину	40 тестів за годину	50 тестів за годину	60 тестів за годину
Пам'ять	360 результатів	1000 результатів	200 результатів	500 результатів
Управління	сенсорний екран	сенсорний екран	сенсорний екран	кнопкове
Мобільний додаток	ні	ні	ні	так
Підключення до ПК	так	так	так	так
Док-станція	вбудований принтер	вбудований принтер	так, вбудований принтер	ні
Розміри, мм	230 x 127 x 110	250 x 120 x 70	480 x 290 x 165	126 x 73,5 x 30
Вага, г	800	850	850 (400 без док-станції)	180
Ціна, \$	890	645	910	580

На сьогодні аналізатор «ЕТТА АМП-01» є кращим вибором за трьома параметрами - мінімальна вага і розміри, наявність підключення до смартфона і найменша ціна. Основний товар-замінник – це продукція компанії Elektronka, Угорщина що мають близькі показники. Проте управління пристроєм за допомогою сенсорного екрану, яким відрізняються конкуренти від розглянутого нами аналізатора, не є суттєвою конкурентною перевагою, незважаючи на безсумнівну зручність використання.

Таблиця 4.3 – Переваги і недоліки

Переваги	Недоліки
+ Синхронізація з мобільним додатком, можливість консультування результатів	- відсутність сенсорного екрану
+ Простота експлуатації (не вимагає додаткової підготовки і спеціальних умов)	- висока ймовірність затирання написів на кнопках
+ Швидкість виконання (1 хвилина)	- недопрацьована процедура підключення до комп'ютера

+ Надійність і точність результатів	
+ вага	
+300 аналізів на одному заряді	
+ Можливість моментальної передачі даних лікаря	
+ ціна	

Пристрій відрізняється високим рівнем відтворюваності і стабільності результатів вимірювань - коефіцієнт варіацій цих параметрів не перевищує 1%. Пам'ять пристрою забезпечує зберігання до 500 результатів досліджень, їх сортування за номером і датою аналізу.

Постачальниками є виробники наборів тест-смужок Dirui H11, виробництва Dirui Industrial Co. Ltd., Китай. Можливість підбору партнерів базується лише на вартості послуг, що партнер пропонує. Основним іноземним постачальником – є китайські виробники, оскільки вони є найбільш гнучкими в прийнятті нових рішень і пропонують дешевшу ціну на тест-смужки, корпуси порівняно з іншими аналогами даного виробу на територіях СНГ. А розробка математичного алгоритму моделі повністю базується в Україні, що знижує собівартість.

Партнери – в основному російські виробники, так як застосовуються на всій території Російської Федерації і представлені як в медичних закладах, так і в найвіддаленіших населених пунктах без даних типів закладів, адже представлена модель, яка розроблена українськими і російськими інженерами, забезпечує сучасну якість аналізів та швидкий результат обрахунків навіть в домашніх умовах.

На сьогодні в Україні зростає інтерес у впровадженні портативних аналізаторів в нашій медицині, проте держава немає можливості забезпечити усі типи медичних закладів, тому постало питання у створенні локалізації виробництва на території України.

Отже, аналізатор «ЕТА АМП-01» є одним з тих медичних приладів, який необхідний майже будь якому лікарю в його повсякденній діяльності. У

клінічній практиці аналіз крові є найпоширенішим методом діагностики і контролю. Таким чином, за допомогою нового компактного пристрою можна отримати дані 11 вимірювань показників здоров'я, які найбільш часто потрібні для виявлення або виключення патологічних захворювань.

### **4.3 Реалізація портативного аналізатора**

Перед розробниками стартап – проекту передусім постає питання його фінансування. Для реалізації даного проекту початкове фінансування полягає лише в тому, щоб реалізувати декілька готових макетів. Але основне фінансування повинно бути витрачене на розроблення програмного забезпечення з метою реалізації прототипу та його подальшого удосконалення і вихід на масове виробництво. Проте потрібно знайти компанію, яка буде зацікавлена представленим проектом, та залучати інвесторів за допомогою краудфандінгових платформ Kickstarter, Ukrainian Angel і венчурних фондів для масового виробництва.

Крім того, важливу роль в формуванні стартапу посідає команда, кожен член якої повинен бути зацікавлений в подальшому розвитку ідеї та вносити свій невід'ємний вклад в розвиток ідеї.

Персонал команди складається з інженерів електроніки, програмного забезпечення та біомедичних інженерів, яким повинні бути притаманні такі риси як відповідальність, уважність, бажання постійно професійно розвиватися, готовність працювати в умовах багатозадачності та знання іноземної мови. Команда налічує 3-5 осіб, які в перспективі створять власну компанію, тому на першому етапі для формування прототипу, подальшого вдосконалення та покращення проекту необхідна злагоджена робота між всіма членами команди.

Сучасними інструментами просування є інтернет-маркетинг, який включає комплексне застосування інструментів, методів і принципів класичного маркетингу з метою реклами в мережі інтернет. Метою інтернет-маркетингу є отримання максимального ефекту від потенційної аудиторії



інтернет-ресурсу. Рекламу в інтернеті надає споживачеві можливість отримати необхідну інформацію в будь-який час, тому споживач може вчасно отримати інформацію, про товар і купити його не встаючи з крісла. Рекламу в інтернеті набагато економніше інших видів реклами. Використовуючи методи інтернет-маркетингу можна легко і швидко провести рекламну компанію в іншій країні.

На перших етапах в цьому не буде необхідності, адже основна ідея – впровадити цей проект у вигляді презентацій в медичних закладах, аптеках та фармацевтичних компаніях відомих марок з метою подальшого удосконалення, що сприятиме подальшому впровадженню цього проекту в реалізацію. Проте, якщо проект за всіма параметрами підходить для просування методами пошукового маркетингу, можна використовувати SMM, контент-маркетинг і PR-публікації.

Щодо перспектив реєстрації розробки математичної моделі, що відіграє важливу роль в сучасних ринкових відносинах, то проект повинен бути запатентований щонайменше в трьох країнах світу: Україні, Росії та Китаї. Найбільш сприятливою країною для розвитку бізнесу є США, тому більшість молодих стартапів розвиваються саме в США.

На сьогодні, ще однією з найбільш економічно сприятливих країн є Естонія, що пов'язане з дуже розвиненим сегментом підприємницької діяльності. Естонія – платформа для українського бізнесу з глобальними амбіціями, адже створити зарубіжну компанію можна без особистого візиту та паралельно відкрити рахунок в банку, також є можливість відкриття мультивалютного рахунку і здійснювати управління через інтернет. Проте на початкових етапах реєстрація компанії не є першочерговою метою і більшість молодих стартапів розвиваються в країнах, де вони були винайдені.

Аналізатор «ЕТА АМП-01» є одним з тих медичних приладів, який необхідний майже будь-якому лікарю в його повсякденній діяльності. У клінічній практиці аналіз крові є найпоширенішим методом діагностики і контролю.

Представлена модель має наступні характеристики:

- висока продуктивність і ємнісна пам'ять

Автоматичний тест сечі за допомогою цього пристрою займає всього 1 хвилину, забезпечуючи при цьому високу точність і стабільність вимірювань (відхилення менше 1%). Пристрій здатний зберігати в пам'яті 500 останніх результатів вимірювань.

- легкість використання

Все дуже просто і може використовуватися будь-яким членом сім'ї, не кажучи вже про лікарів. Просто покласти тестову смужку в лоток і натиснути кнопку. Обрахування та оцінка результатів відбувається автоматично.

- ефективність

Легкість і швидкість аналізу.

- зручність підключення

Ефективна передача даних за допомогою Bluetooth в мобільний додаток.

На сьогодні, коли смартфон є майже у кожного, отримання результатів аналізів на ньому є великим плюсом, забезпечуючи зручність користування і зберігання даних. А також можливість дуже швидко проконсультуватися з лікарем-фахівцем, який також бачить на своєму екрані щойно отримані дані аналізу.

Отже, аналізатор «ЕТА АМП-01» має досить високу специфічність, високу чутливість, прогностичну цінність і точність вимірювань. Його використання найбільш ефективно для скринінгу, моніторингу патологічних станів на амбулаторному етапі.

## **5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ**

В даному розділі проводиться аналіз та оцінка відповідності шкідливих і небезпечних факторів, що виникають при роботі з електронними та обчислювальними пристроями в науково-дослідній лабораторії радіотехнічного факультету НТУУ «КПІ», санітарним нормам і вимогам техніки безпеки. Основна увага в цьому розділі приділена питанням електробезпеки та організації робочих місць користувачів ВДТ ПЕОМ.

Визначення і оцінка дії шкідливих факторів при виконанні науково – дослідних робіт передбачається визначити потенційно шкідливих та небезпечно виробничих факторів, що виникають при експлуатації ВДТ ПЕОМ, вплив цих факторів на користувачів ВДТ, розглянути принципи їх нормування, а також передбачити відповідні технічні рішення та організаційні заходи з безпеки експлуатації засобів обчислювальної техніки, визначити основні заходи з пожежної безпеки та заходів щодо оповіщення та евакуації персоналу лабораторії в надзвичайних ситуаціях.

### **5.1 Визначення основних потенційно-шкідливих та небезпечно виробничих факторів при виконанні науково – дослідних робіт**

Процеси графічного моделювання проводяться за допомогою персонального комп'ютера (ПК). При роботі на ПК людина піддається впливу іонізуючого, інфрачервоного й ультрафіолетового випромінювань екрана монітора, рівні яких повинні відповідати вимогам ДСанПіН 3.3.2.007-98 «Державні санітарні правила і норми роботи з ВДТ ПЕОМ».

Основними потенційно – небезпечними та шкідливими факторами, які пов'язані з використанням ПЕОМ, є:

- наявність електромагнітного випромінювання ВДТ ПЕОМ;
- можливість ураження електричним струмом;
- підвищений рівень шуму;
- невідповідність освітлення робочих місць санітарним нормам;

- несприятливі мікрокліматичні умови;
- можливість виникнення пожежі.

Розглянемо вплив цих факторів більш детально.

## **5.2 Технічні рішення та організаційні заходи з безпеки експлуатації засобів обчислювальної техніки**

ДСТУ ISO9241:6-2004 та ДСанПіН 3.3.2.007-98 "Державні санітарні норми і правила роботи з візуальними дисплейними терміналами (ВДТ) електронно-обчислювальних машин" встановлює норми щодо забезпечення охорони праці користувачів ПК. Дотримання вимог цих правил може значно знизити наслідки несприятливої дії на працівників шкідливих та небезпечних факторів, які супроводжують роботу з відеодисплейними матеріалами, зокрема можливість зорових, нервово-емоційних переживань, серцево-судинних захворювань.

Для того щоб забезпечити точне та швидке зчитування інформації в зоні найкращого бачення, площина екрана монітора виставлена перпендикулярно нормальній лінії зору. При цьому передбачена можливість переміщення монітора навколо вертикальної осі в межах  $\pm 30^\circ$  (справа наліво) та нахилу вперед до  $85^\circ$  і назад до  $105^\circ$  з фіксацією в цьому положенні. Клавіатура розміщена на поверхні столу на відстані 100-300 мм від краю. Кут нахилу клавіатури до столу обрано в межах від  $5^\circ$  до  $15^\circ$  так, що зап'ястя на долонях рук розташовуються горизонтально до площини столу. Таке положення клавіатури зручне для праці обома руками.

Робочі місця з ПК розташовано відносно від стіни з вікнами на відстані не менше 1,5 м, від інших стін — на відстані 1 м, відстань між собою - не менше ніж 1,5 м. Причому так, щоб природне світло падало збоку, переважно зліва. Для захисту від прямих сонячних променів, які створюють прямі та відбиті відблиски з поверхні екранів ПК передбачені сонцезахисні жалюзі.

Штучне освітлення робочого місця, обладнаного ПК, здійснюється системою загального рівномірного освітлення. Як джерело штучного освітлення мають застосовуватись люмінесцентні лампи ЛБ.

Вимоги до освітлення приміщень та робочих місць під час роботи з ПК:

- освітленість на робочому місці повинна відповідати характеру зорової роботи, який визначається трьома параметрами: об'єктом розрізнення - найменшим розміром об'єкта, що розглядається на моніторі ПК; фоном, який характеризується коефіцієнтом відбиття; контрастом об'єкта і фону;
- необхідно забезпечити достатньо рівномірне розподілення яскравості на робочій поверхні монітора, а також в межах навколишнього простору;
- на робочій поверхні повинні бути відсутні різкі тіні;
- в полі зору не повинно бути відблисків (підвищеної яскравості поверхонь, які світяться та викликають осліплення);
- величина освітленості повинна бути постійною під час роботи;

Тривалість регламентованих перерв під час роботи з ЕОМ становить 10 хвилин через кожну годину роботи .

Для зниження нервово-емоційного напруження, втомленості зорового аналізатора, для поліпшення мозкового кровообігу і запобігання втомі доцільно деякі перерви використовувати для виконання комплексу вправ, які передбачені ДСанПіН 3.3.2.007-98.

### **5.2.1 Електробезпека**

Згідно ОНТП24-86 та ПУЕ науково-дослідницька лабораторія відноситься до приміщень без підвищеного ризику. Електроустаткування належить до приладів до 1000 В. Устаткування, що використовується, відповідно до ГОСТ 12.2.007.0-75 належить до устаткування класів 0І, І та ІІ за електрозахистом.

У процесі експлуатації електронно-обчислювального обладнання людина може доторкнутися до частин електроустаткування, які перебувають під

напругою. Оцінка небезпеки дотику до струмоведучих частин відноситься до визначення сили струму, що протікає через тіло людини, і порівняння його із допустимим значенням відповідно до ГОСТ 12.1.038-88. У загальному випадку допустима величина струму, що протікає через тіло людини, залежить від схеми підключення електроустаткування до електромережі, роду й величини напруги живлення, схеми включення.

При виконанні розрахунків для дипломного проекту використовувався персональний комп'ютер - I і II клас захисту, що живиться напругою 220 В. Для правильного визначення необхідних засобів та заходів захисту від ураження електричним струмом необхідно знати допустимі значення напруг доторкання та струмів, що проходять через тіло людини.

Напруга доторкання - це напруга між двома точками електричного кола, до яких одночасно доторкається людина. Гранично допустимі значення напруги доторкання та сили струму для нормального (безаварійного) та аварійного режимів електроустановок при проходженні струму через тіло людини по шляху «рука – рука» чи «рука – ноги» регламентуються ГОСТ 12.1.038-88 (табл.4.4 та 4.5).

Таблиця 5.1 – Граничнодопустимі значення напруги доторкання  $U_{дон}$  та сили струму  $I_{л}$ , що проходить через тіло людини при нормальному режимі електроустановки

Вид струму	$U_{дон}$ , В(не більше)	$I_{л}$ , мА (не більше)
Змінний, 50 Гц	2	0,3
Змінний, 400 Гц	3	0,4
Постійний	8	1,0

Граничнодопустимі значення сили струму (змінного та постійного), що проходить через тіло людини при тривалості дії більше, ніж 1 с нижчі за пороговий невідпускаючий струм, тому при таких значеннях людина, доторкнувшись до струмопровідних частин установки, здатна самостійно звільнитися від дії електричного струму.

Таблиця 5.2 – Гранично допустимі значення напруги доторкання  $U_{\text{доп}}$  та  $I_{\text{л}}$ , що проходить через тіло людини при аварійному режимі електроустановки

Вид струму	Нормоване значення	Тривалість дії струму $t$ , с					
		0,1	0,2	0,5	0,7	1,0	>1,0
Змінний, 50 Гц	$U_{\text{доп}}$ , В	500	250	100	70	50	36
	$I_{\text{л}}$ , мА	500	250	100	70	50	6
Постійний	$U_{\text{доп}}$ , В	500	400	250	230	200	40
	$I_{\text{л}}$ , мА	500	400	250	230	200	15

Основними технічними засобами, що забезпечують безпеку робіт (згідно ПУЕ-2006, ГОСТ 12.1.009-76) є: надійна ізоляція, захисне заземлення, занулення, захисне відключення, засоби індивідуального захисту. У системі трифазних мереж із глухо заземленою нейтраллю, яка використовується у науково-дослідницькій лабораторії, найкращими засобами захисту є: надійна ізоляція струмоведучих частин електроустаткування відповідно до ГОСТ 12.1.009-76 і занулення відповідно до ПУЕ (з'єднання елементів, що перебувають під напругою, із глухо заземленою нейтраллю). Крім того, для заземлення переносних частин обладнання застосовують спеціальне з'єднання.

### 5.2.1.1 Розрахунок захисного відключення електромережі при аварійному режимі роботи електрообладнання

Виконаємо розрахунок ланцюга захисного відключення фазного проводу при короткому замиканні (КЗ). Струм КЗ можна обчислити за формулою:

$$I_{\text{КЗ}} = \frac{U_{\phi}}{R_0 + R_{\phi} + Z_{\text{ТР}}}, \quad (5.1)$$

де  $U_{\phi} = 220 \text{ В}$  - напруга фазного проводу;  $R_0 = 1,5 \text{ Ом}$  - опір нульового проводу;  $R_{\phi} = 1,4 \text{ Ом}$  - опір фазного проводу;  $Z_{\text{ТР}} \cong 0,1 \text{ Ом}$  - еквівалентний опір трансформатора.

$$I_{K3} = \frac{220}{1,5 + 1,4 + 0,1} = 73,33 \text{ (A)}$$

Струм спрацьовування автоматів захисту з електромагнітним розпилувачем повинен бути в 1,4 рази менше струму короткого замикання при струмі до 100 А.

$$I_{СПР} = \frac{I_{K3}}{R_{\phi}} = \frac{73,33}{1,4} = 52,4 \text{ (A)} \quad (5.2)$$

Таким чином, струм спрацьовування автомата повинен бути меншим 52,4 А. Розрахуємо напругу дотику до корпусів електрообладнання при їх аварійному режимі роботи:

$$U_{ДОТ} = I_{K3} R_0 = 73,33 \cdot 3 = 220 \text{ (В)}. \quad (5.3)$$

Відповідно до ГОСТ 12.1.038-88, щоб ця напруга була безпечна для людини, необхідно використовувати автомати максимального струмового захисту, у яких час спрацьовування менше 0,8 с.

Автомати максимального струмового захисту, встановлені у науково-дослідницькій лабораторії задовольняють цим умовам ( $I_{СПР} < 52,4 \text{ А}$ ,  $T_{СПР} < 0,2 \text{ с}$ ).

Із проведених розрахунків видно, що у науково-дослідницькій лабораторії основним захистом від поразки електричним струмом є занулення та застосування пристроїв максимального струмового захисту.

### **5.2.2 Перевірочний розрахунок еквівалентного опору заземлюючого пристрою**

Для зменшення напруги дотику необхідно застосувати повторне заземлення нульового дроту.

Згідно з проведеними розрахунками для отримання дотику напруги 36 В необхідно провести повторне заземлення нульового дроту з еквівалентним опором не більше 4 Ом.



Тип заземлення – вертикальний електрод – стержень довжиною 4 м і діаметром  $d = 0.01$  м. Питомий опір ґрунту  $\rho = 100 \text{ Ом} \cdot \text{м}$  (для суглинку). З урахуванням кліматичного коефіцієнта  $\Phi = 2$ , маємо:

$$\rho_{\text{РОЗРАХ}} = \rho \cdot \Phi = 200 \text{ (Ом} \cdot \text{м)}. \quad (5.4)$$

Визначимо опір розтікання струму заземлювачів:

$$R_{1\epsilon} = \frac{\rho}{2\pi L} \cdot \left[ \ln\left(\frac{2L}{d}\right) + 0.5 \cdot \ln\left(\frac{4t+L}{4t-L}\right) \right], \quad (5.5)$$

де  $\rho = 200 \text{ Ом} \cdot \text{м}$ ;  $L = 4 \text{ м}$ ;  $d = 0,01 \text{ м}$ ;  $t = 4 \text{ м}$ .

Підставивши числові значення, маємо:

$$R_{1\epsilon} = \frac{200}{2 \cdot \pi \cdot 4} \cdot \left[ \ln\left(\frac{2 \cdot 4}{0,01}\right) + 0.5 \cdot \ln\left(\frac{4 \cdot 4 + 4}{4 \cdot 4 - 4}\right) \right] = 55,2 \text{ (Ом)}.$$

Таким чином, опір штучного заземлювача більше нормованого значення, тому необхідно паралельно з'єднати декілька однотипних заземлювачів:

$$R_{\text{зг}\Sigma} = \frac{R_1}{n \cdot \eta_E}, \quad (5.6)$$

де  $\eta_E \approx 0,5$ – коефіцієнт, що враховує взаємне екранування заземлювача;  $n = 20$ ;  $L/a = 1$  ( $a$ – відстань між заземлювачами), заземлювачі розташовані по контуру.

$$R_{\text{зг}} = 5,52 \text{ (Ом)}$$

Довжина сполучної смуги:

$$L_{\text{СПОЛ}} = a \cdot n = 4 \cdot 20 = 80 \text{ (м)}. \quad (5.7)$$

Ширина смуги 0.02 м, а відстань від смуги до поверхні землі 1 м.

Тоді опір розтікання струму сполучної смуги:

$$R_{II} = \frac{\rho}{2\pi \cdot L_{СПОЛ}} \cdot \ln \left( \frac{2 \cdot L_{СПОЛ}^2}{V_{СПОЛ} \cdot H_{СПОЛ}} \right) = \frac{200}{2\pi \cdot 80} \cdot \ln \left( \frac{2 \cdot 80^2}{0.01 \cdot 1} \right) = 5.32 \text{ Ом.} \quad (5.8)$$

З урахуванням коефіцієнта використання смуг  $\eta_{II} = 0,8$ :

$$R_{II} = \frac{R_{II}}{\eta_{II}} = 6,65 \text{ (Ом)}. \quad (5.9)$$

Еквівалентний опір заземлювача складається з паралельно включених  $R_{II}$  і  $R_{зв}$ :

$$R_{ЕКВ} = \frac{R_{II} \cdot R_{зв}}{R_{II} + R_{зв}} = \frac{5,52 \cdot 6,65}{5,52 + 6,65} = 3,1 \text{ (Ом)}. \quad (5.10)$$

Отримане значення опору заземлювача менше гранично допустимого  $R_{Д}$ , що відповідає вимогам ГОСТ 12.1.030-81 та ПУЕ.

### 5.2.3 Освітлення робочих місць користувачів ВДТ ПЕОМ

Штучне освітлення, а саме відсутність у спектрі ламп денного світла й ламп накаливання біологічно активної ультрафіолетової складової при тривалому впливі може призвести до ультрафіолетової недостатності, при якій знижуються бактерицидні властивості шкіри та імунітет.

Істотне значення для збереження тривалої працездатності, підвищення продуктивності праці має забезпечення норм освітленості на робочому місці. Величина освітленості регламентується нормами ДБН В.2.5-28-2006. Робоче приміщення належить до I групи – приміщення, у яких розрізнення об'єктів зорової роботи здійснюється при фіксованому напрямку лінії зору працюючих на робочу поверхню.

Нормування штучного освітлення також здійснюється згідно ДБН В.2.5-28-2006. Для загального освітлення використовують головним чином люмінесцентні лампи, що обумовлено їхніми перевагами. Для розрахунку штучного освітлення застосовують метод коефіцієнта використання потоку:

$$\Phi = \frac{E \cdot K \cdot S \cdot Z}{N \cdot C}, \quad (5.11)$$

де  $\Phi$  – світловий потік;  $E$  – нормована мінімальна освітленість;  $K$  – коефіцієнт запасу;  $S$  – освітлювана площа;  $Z$  – коефіцієнт нерівномірності освітлення;  $C$  – коефіцієнт використання випромінюваного світильниками світлового потоку на розрахунковій площі;  $N$  – число світильників. Згідно ДБН В.2.5-28-2006 визначаємо норму освітленості:

$$E = 300 \text{ лк}; K = 1,5; S = 5 \cdot 4 = 20 \text{ м}^2; Z = 1,2.$$

Необхідна кількість люмінесцентних ламп визначається по формулі:

$$N = \frac{E \cdot K \cdot S \cdot Z}{\Phi \cdot C}. \quad (5.12)$$

Найбільш прийнятними для приміщення є люмінесцентні лампи ЛД (денного світла) потужністю 40 Вт. Нормальний світловий потік лампи ЛД-40 дорівнює  $\Phi = 2340$  лм. Великою  $i$ , індексом приміщення можна встановити залежність від площі приміщення й висоти підвісу:

$$i = \frac{A \cdot B}{h \cdot (A + B)}, \quad (5.13)$$

де  $A = 5$  м – довжина приміщення;  $B = 4$  м – ширина приміщення;  $h$  – висота підвісу;

$$h = H - h_r - h_c, \quad (5.14)$$

де  $H = 3,5$  м – висота приміщення;  $h_r = 0,8$  м – висота робочої поверхні;  $h_c = 0,4$  м – висота від стелі до нижньої частини лампи;  $h = 3,5 - 0,8 - 0,4 = 2,3$  м;

$$i = \frac{4 \cdot 5}{2,3 \cdot (4 + 5)} = 0,97.$$

Коефіцієнт використання світлового потоку на розрахунковій площі  $C = 0,3$ . У підсумку число світильників вийде рівним:

$$N = \frac{300 \cdot 1,5 \cdot 20 \cdot 1,2}{2340 \cdot 0,3} = 1,5.$$

Для штучного освітлення в робочому приміщенні достатньо використати 2 люмінесцентні лампи денного світла ЛД – 40, зі світловим потоком  $\Phi = 2340$  лм кожна, що забезпечує виконанням вимогам ДБН В.2.5-28-2006.

#### **5.2.4 Виробничий шум**

Допустимі шумові характеристики на робочих місцях регламентуються ДСН 3.3.6.037-99.

Зовнішні джерела шуму відсутні. Джерелами шуму в приміщенні є персональні комп'ютери, телефон, принтер, кондиціонер, голоси людей і т.д.

Припустимі рівні звукового тиску, рівні звуку й еквівалентні рівні звуку на робочих місцях нормуються відповідно до ДНАОП 0.00-1.31-99 та ДСН 3.3.6.037-99, тобто загальний рівень звуку в лабораторії не перевищує 50 дБА.

Відповідно до ГОСТ 12.1.003-83 та ДСН 3.3.6.037-99 захист від шуму в приміщенні, створеного на робочих місцях внутрішніми джерелами повинна здійснюватися наступними методами: зменшенням шуму в джерелі, раціональним плануванням і акустичною обробкою робочого приміщення звукоізоляційними матеріалами.

Фактичний рівень шуму не перевищує визначеним вимогам ДСН 3.3.6.037-99 щодо допустимих шумових характеристик на робочих місцях.

#### **5.2.5 Мікроклімат робочої зони**

Мікроклімат у виробничих умовах визначається наступними параметрами: температурою повітря, відносною вологістю повітря, швидкістю руху повітря й інтенсивністю теплового випромінювання на робочому місці, температурою поверхні.

Для забезпечення нормального мікроклімату в робочій зоні «Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень» ДСН 3.3.6.042-99 встановлюють оптимальне й припустиме значення параметрів мікроклімату залежно від періоду року й категорії робіт. У таблиці наведені оптимальні й припустимі

значення параметрів мікроклімату для категорій тяжкості робіт «Ia» (роботи, виконувані сидячи й не потребуючі фізичної напруги при витраті енергії не більше 120 ккал/година).

Таблиця 5.3 – Оптимальні й допустимі параметри (для постійного робочого місця) мікроклімату в приміщенні

Параметри	Холодний період		Теплий період	
	оптимальні	допустимі	оптимальні	допустимі
Температура °С	22-24	21-25	23-25	22- 28
Відносна вологість, %	40-60	80	40-60	75
Швидкість руху повітря, м/с	0,1	0,1	0,1	0,1-0,2

У приміщенні використовується 6-ти секційна чавунна батарея центрального опалення для підтримки нормальної температури повітря в холодну пору року. Також є кондиціонер для підтримки постійної температури в приміщенні.

Для підтримки необхідних параметрів повітря в приміщенні використовується природна вентиляція. У приміщенні є вікно, яке можна відкривати, якщо буде потреба в теплий період і кватирка - відкривається в холодний період. Шкідливі речовини в приміщенні не зберігаються й не використовуються.

Фактичні параметри мікроклімату в робочій зоні відповідають приведеним вище нормам ДСН 3.3.6.042–99.

### 5.3 Безпека в надзвичайних ситуаціях

Одними з основних складових ПЛАС є розробка технічних рішень та організаційних заходів щодо оповіщення евакуації та дії персоналу у разі виникнення надзвичайних ситуацій, а також визначення основних заходів з пожежної безпеки.

### **5.3.1 Вимоги щодо організації ефективної роботи системи оповіщення виробничого персоналу у разі виникнення надзвичайної ситуації**

Для підвищення безпеки в надзвичайних ситуаціях (НС) пропонується встановлення системи оповіщення (СО) виробничого персоналу.

Оповіщення виробничого персоналу у разі виникнення НС, наприклад при пожежі, здійснюється відповідно до вимог НАПБ А.01.003-2009.

Оповіщення про НС та управління евакуацією людей здійснюється одним з наступних способів або їх комбінацією:

- поданням звукових і (або) світлових сигналів в усі виробничі приміщення будівлі з постійним або тимчасовим перебуванням людей;
- трансляцією текстів про необхідність евакуації, шляхи евакуації, напрямки руху й інші дії, спрямовані на забезпечення безпеки людей;
- трансляцією спеціально розроблених текстів, спрямованих на запобігання паніці й іншим явищам, що ускладнюють евакуацію;
- ввімкненням евакуаційних знаків "Вихід";
- ввімкненням евакуаційного освітлення та світлових покажчиків напрямку евакуації;
- дистанційним відкриванням дверей евакуаційних виходів;

Як правило, СО вмикається автоматично від сигналу про пожежу, який формується системою пожежної сигналізації або системою пожежогасіння. Також з приміщення оперативного (чергового) персоналу СО (диспетчера пожежного поста) слід передбачати можливість запуску СО вручну, що забезпечує надійну роботу СО не тільки при пожежі, а і у разі виникнення будь-якої іншої НС.

Згідно з вимогами ДБН В.1.1-7-2002 необхідно забезпечити можливість прямої трансляції мовленнєвого оповіщення та керівних команд через мікрофон для оперативного реагування в разі зміни обставин або порушення нормальних умов евакуації виробничого персоналу.

Оповіщення виробничого персоналу про НС /пожежу/ здійснюється за допомогою світлових та/або звукових оповіщувачів - обладнуються всі виробничі приміщення.

СО повинна розпочати трансляцію сигналу оповіщення про НС /пожежу/, не пізніше трьох секунд з моменту отримання сигналу про НС /пожежу/.

Пульти управління СО необхідно розміщувати у приміщенні пожежного поста, диспетчерської або іншого спеціального приміщення (в разі його наявності). Ці приміщення повинні відповідати вимогам ДБН В.2.5-56-2014.

Кількість звукових та мовленнєвих оповіщувачів, їх розміщення та потужність повинні забезпечувати необхідний рівень звуку в усіх місцях постійного або тимчасового перебування виробничого персоналу.

Звукові оповіщувачі повинні комбінуватися зі світловими, які працюють у режимі спалахування, у таких випадках:

- у приміщеннях, де люди перебувають у шумозахисному спорядженні;
- у приміщеннях з рівнем шуму понад 95 дБ.

Допускається використовувати евакуаційні світлові покажчики, що автоматично вмикаються при отриманні СО командного імпульсу про початок оповіщення про НС /пожежу/ та (або) аварійному припиненні живлення робочого освітлення.

Вимоги до світлових покажчиків "Вихід" приймаються відповідно до ДБН В.2.5-28-2006 "Інженерне обладнання будинків і споруд. Природне і штучне освітлення".

СО в режимі "Тривога" повинна функціонувати протягом часу, необхідного для евакуації людей з будинку, але не менше 15 хвилин.

Вихід з ладу одного з оповіщувачів не повинен призводити до виведення з ладу ланки оповіщувачів, до якої вони під'єднанні.

Електропостачання СО здійснюється за I категорією надійності згідно з ПУЕ від двох незалежних джерел енергії: основного - від мережі змінного струму, резервного - від акумуляторних батарей тощо.

Перехід з основного джерела електропостачання на резервний та у зворотному напрямку в разі відновлення централізованого електропостачання повинен бути автоматичним.

Тривалість роботи СО від резервного джерела енергії у черговому режимі має бути не менш 24 годин.

Тривалість роботи СО від резервного джерела енергії у режимі "Тривога" має бути не менше 15 хвилин.

Звукові оповіщувачі повинні відповідати вимогам ДСТУ EN 54-3:2003 "Системи пожежної сигналізації. Частина 3. Оповіщувачі пожежні звукові".

Світлові оповіщувачі, які працюють у режимі спалахування, повинні бути червоного кольору, мати частоту мигтіння в межах від 0,5 Гц до 5 Гц та розташовуватись у межах прямої видимості з постійних робочих місць.

### **5.3.2 Обов'язки та дії персоналу в надзвичайних ситуаціях**

У разі виявлення ознак НС працівник, який їх помітив, повинен:

– негайно повідомити про це засобами зв'язку органи ДСНС та Державну пожежну охорону, вказати при цьому адресу кількість поверхів, місце виникнення НС, наявність людей, а також своє прізвище;

– повідомити про НС керівника, адміністрацію, пожежну охорону підприємства;

– організувати оповіщення людей про НС;

– вжити заходів щодо евакуації людей та матеріальних цінностей;

– вжити заходів щодо ліквідації наслідків НС з використанням наявних засобів.



Керівник та пожежна охорона установи, яким повідомлено про виникнення пожежі, повинні :

- перевірити, чи викликано підрозділи ДСНС та Державна пожежна охорона;
- вимкнути у разі необхідності струмоприймачі та вентиляцію;
- у разі загрози життю людей негайно організувати їх евакуацію та їх рятування, вивести за межі небезпечної зони всіх працівників, які не беруть участь у ліквідації НС;
- перевірити здійснення оповіщення людей про НС;
- забезпечити дотримання техніки безпеки працівниками, які беруть участь у ліквідації НС;
- організувати зустріч підрозділів ДСНС та Державної пожежної охорони, надати їм допомогу у локалізації та ліквідації пожежі.

Після прибуття підрозділів ДСНС та Державної пожежної охорони повинен бути забезпечений безперешкодний доступ їх до місця, де виникла пожежа.

### **5.3.3 Пожежна безпека та профілактика**

У науково-дослідницькій лабораторії знаходиться значна кількість твердих горючих речовин і матеріалів (дерев'яні меблі, пластмасові вироби, гума, папір, що поглинає покриття на стінках). Згідно НАПБ Б.03.002-2007 «Визначення категорій приміщень та споруд з вибухопожежної та пожежної безпеки», науково-дослідницька лабораторія відноситься до пожежонебезпечних приміщень категорії В (тверді горючі й важкогорючі речовини й матеріали, речовини й матеріали, які при взаємодії з водою, киснем, повітря або один з одним здатні тільки горіти).

Згідно з класифікацією робочих зон відповідно до ДНАОП 0.00-1.32-01 робочих зон науково-дослідницької лабораторії, які відносяться до зон класу П-Па - пожежонебезпечне, що містять тверді горючі речовини, нездатні переходити у зважений стан.

Джерелами загоряння можуть бути електричні іскри, коротке замикання, перевантаження електропроводки, несправність апаратури, паління в приміщенні. Тому для запобігання пожежі в приміщенні проводяться пожежно-профілактичні заходи: застосування запобіжників в електричних мережах, використання пилонепроникних сполучних і розподільних коробок, а також проводиться інструктаж з техніки пожежної безпеки.

Відповідно до ДСТУ 3675-98 12.4.009-75 та ISO 3941-77 у науково-дослідницькій лабораторії знаходяться два вогнегасника: вуглекислотний типу «ОУ-5» і порошковий «ОП-2». «ОУ-5» розташований на висоті 1,5 м від підлоги поруч із вихідними дверима.

У коридорі знаходяться коробки, у яких знаходиться пожежний кран і рукав, а також знаходиться вогнегасник типу «ОХП-2».

В обох кінцях коридору знаходяться телефонні апарати, над якими знаходяться таблички з номерами телефонів для виклику внутрішньої, а також, якщо потрібно, міської пожежної охорони.

У науково-дослідницькій лабораторії є план евакуації у випадку виникнення пожежі. Максимальна віддаленість робочих місць від евакуаційних виходів і ширина евакуаційних проходів відповідають вимогам ДБН В.1.1-7-2002.

У приміщенні виконуються усі вимоги по пожежній безпеці відповідно до вимог НАПБ А.01.001-2004 «Правила пожежної безпеки в Україні».

Таким чином, у науково-дослідницькій лабораторії забезпечуються технічні та організаційні рішення з пожежної безпеки.

## ВИСНОВКИ

В даній роботі було проведено глибокий аналіз методів лазерної діагностики та розробка комп'ютерної моделі для обробки спекл – інтерферограм в програмному середовищі MATLAB R2015b.

За результатами аналітичного огляду існуючих методів лазерної діагностики, а також враховуючи наявні прилади в лабораторії та простоту методу в реалізації його експериментального відтворення, було запропоновано застосувати метод спекл – інтерферометрії для дослідження взаємодії електромагнітних хвиль з еритроцитами крові людини.

Проаналізувавши схеми отримання спекл – інтерферограм, було взято за основу для побудови лабораторного стенду структурну схему для реєстрації суб'єктивних спекл – інтерферограм, враховуючи простоту реалізації даної схеми. З використанням розробленого лабораторного стенду були зареєстровані спекл – інтерферограми еритроцитів крові людини для подальшої комп'ютерної обробки.

Запропонована комп'ютерна модель дозволяє проаналізувати отримані експериментальні статистичні та кореляційні характеристики, отримані при дослідженні спекл – інтерферограм від еритроцитів крові людини. Комп'ютерний аналіз отриманих зображень дозволив отримати статистичні, кореляційні результати і залежність крос – кореляції досліджуваних спекл – інтерферограм.

Коефіцієнт кореляції між першою та другою спекл – інтерферограмами, склав 0,83 умовних одиниць, між першою та третьою спекл – інтерферограмами, склав 0,68 умовних одиниць, між першою та четвертою спекл – інтерферограмами, склав 0,78 умовних одиниць, між першою та п'ятою спекл – інтерферограмами, склав 0,82 умовних одиниць, що дозволяє стверджувати про помірний (невисокий) зв'язок між досліджуваними зразками. Отриманий коефіцієнт кореляції дає всі підстави стверджувати про наявність патологій в 2 – му, 3 – му, 4 – му, 5 – му досліджуваних зразків,

оскільки отримані коефіцієнти кореляції не є високими показниками, тобто параметр інтенсивності 1 – ї спекл – інтерферограми відрізняється від відповідного параметра інтенсивності інших спекл – інтерферограм в два, а то й майже в два з половиною рази.

Поверхня нормованої крос – кореляції між між першим та іншими чотирма досліджуваними зразками (див. рис. 3.33 – 3.36) показала, що найбільший пік коефіцієнта кореляції припадає на центральну частину спекл – інтерферограм. На периферії поверхні нормованої крос – кореляції між першим та іншими чотирма досліджуваними зразками (див. рис. 3.33 – 3.36) має місце від’ємна кореляція (зменшення параметра інтенсивності першого зразка за рахунок збільшення відповідного йому параметра інтенсивності іншого зразка), а також суттєво низькі коефіцієнти кореляції (близькі до 0). З даних результатів є підстави стверджувати про патологію в 2 – му, 3 – му, 4 – му, 5 – му досліджуваних зразків спекл – інтерферограм, через досить низький кореляційний зв’язок на периферії.

Таким чином, на основі отриманих даних можна розрізнити патологічні та нормальні еритроцити, що дозволяє на ранніх стадіях швидко та якісно діагностувати різні типи захворювань.

**ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ**

1. Правда В.І., Богомолов М.Ф., Стародуб О.В. Математичне моделювання процесів розсіювання лазерного випромінювання від біологічних об'єктів за допомогою Т-матриць. – К.: МНТК «РТПСАС», 2018. – 238-240с.
2. Богомолов М.Ф., Стародуб О.В. Аналіз математичної моделі еритроциту за допомогою теорії Т-матриць./ Богомолов М.Ф., А.А. Троц. Комп'ютерна модель аналізу статистичних та кореляційних характеристик спекл-інтерферограм – Хм.: МНТЖ «ВОТТП», номер №1, 2017. – 260с.
3. Гавриша О.А.. Розроблення стартап-проекту / Методичні рекомендації до виконання розділу магістерських дисертацій для студентів інженерних спеціальностей. – К.: НТУУ «КПІ», 2016. – 28с.
4. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике / 2-е изд., пер. с англ. М.: Физматлит, 2013. – 811с.
5. Лазарев Ю.Ф.. Довідник з MATLAB / Електронний навчальний посібник з курсового і дипломного проектування. – К.: НТУУ «КПІ», 2013. – 132с.
6. Електронний ресурс: <http://www.mathworks.com/>
7. Електронний ресурс: <http://www.exponenta.ru/>
8. Новые физические методы в биологических исследованиях.— М.: Наука, 2007. 65—79с.
9. Васильківський І. В. Автоматизований контроль оптичних параметрів водно-дисперсних середовищ: моногр. / І. В. Васильківський, В. Г. Петрук – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 171с.
10. Петрук В.Г., Васильківський І.В., Смолінський С.Є. Методика спектроаналітичного вимірювального контролю оптичних параметрів дисперсних середовищ за методом глибинного режиму // Вісник ВПІ. – Вінниця: ВДТУ, 2002.– № 6.– С.102-108.
11. Електронний ресурс: <https://ru.wikipedia.org/wiki/>
12. Биофизика: Учеб./В.В. Ревин, Г.В. Максимов, О.Р. Кольс; Под ред. Проф. А.Б. Рубина. – Саранск: Изд-во Морддов. Ун-та, 2002. – 156с.

13. Ульянов С.С. Что такое спеклы // Соросовский Образовательный Журнал. 1999. №5. 112 – 116с.
14. Берлиен Х.Б., Мюлер Г.Й. Прикладная лазерная медицина.— М.: АО «Интерэксперт», 1997. – 356с.
15. Рубин А. Б. Биофизика.— М.: Высшая школа, 1997. Кн. 1, 2.
16. Электронный ресурс: <http://www.uborg.ru/infrared/history.htm>
17. Mishchenko M.I, Mackowski D. W., Travis L.D. Scattering of light by bispheres with touching and separated components // Appl. Optics. 1995. V.34. №21.- P. 4589-4599.
18. Mishchenko M.I., Travis L. D. T-matrix computations of light scattering by large spheroidal particles // Optics Communications. 1994. V. 109. P. 16 21.
19. Приезжев А. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине / Приезжев А. В., Тучин В. В., Шубочкин Л. П. – М. : Наука, 1989. – 238с.
20. Приезжев А. В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Лазерная диагностика в биологии и медицине.— М.: Наука, 1989.
21. Джоунс Р., Уайс К. Голографическая и спекл – интерферометрия / Пер. с англ. под. ред. Г.В. Скорокого М.: Мир, 1986. – 328с.
22. Франсон М. Оптика спеклов / Пер. с англ. под. ред. Ю.И. Островского. М.: Мир, 1980. – 171с.
23. Шифрин К.С. Рассеяние света в мутной среде.—М.: Гостехиздат, 1957.— 276с.

**ДОДАТКИ**