**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ**
**«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ»**

Радіотехнічний факультет
(повна назва інституту/факультету)

Кафедра радіоконструюсання та виробництва радіоапаратури
(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ _____
(підпис) (ініціали, прізвище)

“___”_____20__ р.

# Дипломна робота

**на здобуття ступеня бакалавра**

зі спеціальності 6.050902 Радіоелектронні апарати
(код і назва)

на тему: Комп’ютерене моделювання катин спекл-інтерференції біооб’єктів

Виконав (-ла): студент (-ка) __4__ курсу, групи РБ-11
(шифр групи)

Чмих Антон Сергійович_____ _____
(прізвище, ім’я, по батькові) (підпис)

Керівник доцент кафедри Ківра, к.т.н Богомолов М.Ф._____ _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали) (підпис)

Консультант охорона праці доцент, к.т.н Гусєв А.М. _____ _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ініціали) (підпис)

Рецензент доцент кафедри РТПС, к.т. н Піддубний В.О. _____ _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.
Студент _____
(підпис)

Київ – 2015 року

А. С. Чмих. КіВРА 2015

**Національний технічний університет України**
**«Київський політехнічний інститут»**

Інститут (факультет) Радіотехнічний факультет _____
(повна назва)

Кафедра Радіоконструювання та виробництва радіоапаратури _____
(повна назва)

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність 6.050902 Радіоелектронні апарати _____
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
_____ _____
(підпис) (ініціали, прізвище)
«__»_____20__ р.

**ЗАВДАННЯ**
**на дипломну роботу студенту**
Чмиха Антона Сергійовича
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Комп'ютерне моделювання картин спекл-інтерферометрії біооб'єктів _____
_____
_____ ,
керівник роботи Богомолов Микола Федорович к.т.н, доцент кафедри КіВРА,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «21» травня 2015 р. №488/2с

2. Термін подання студентом роботи 15.06.2015 _____

3. Вихідні дані до роботи Зображення отримані на лабораторному стенді за допомогою фотоапарату Nikon D3100, середовище розробки MatLab 2014a та пакет обробки зображень Imagine Toolbox

4. Зміст роботи 1. Розглянути основи взаємодії лазерного випромінювання з біооб'єктами; 2. Розгляд аналогів утворення картин спекл-інтерферометрії; 3. Огляд аналогі обробки картин спекл-інтерферометрії. Розробка алгоритму та його реалізація.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо) Блок-схема алгоритму розробленого на остові крос-кореляції

А.С. Чмих, КіВРА 2015

зображень; Блок-схема розробленої програми; Результати виконання програми

6. Консультанти розділів роботи*

| Розділ | Прізвище, ініціали та посада консультанта | Підпис, дата | |
|---|---|---|---|
| | | завдання видав | завдання прийняв |
| Охорона праці | к.т.н. доцент Гусєв А.М. | | |
| | | | |
| | | | |

7. Дата видачі завдання _____

Календарний план

| № з/п | Назва етапів виконання дипломної роботи | Термін виконання етапів роботи | Примітка |
|---|---|---|---|
| 1 | Збір літератури | 13.04.15-16.04.15 | |
| 2 | Аналіз літератури та аналогів | 16.04.15-12.05.15 | |
| 3 | Розробка алгоритму виконання аналізу | 12.05.15-23.05.15 | |
| | спекл- картин | | |
| 4 | Вивчення основ програмування в | 23.05.15-2.06.15 | |
| | Середовищі Matlab 2014a | | |
| 5 | Написання коду програми | 2.06.15-5.06.15 | |
| 6 | Розробка GUI | 5.06.15-14.06.15 | |
| 7 | Написання звіту диломної роботи | 14.06.15-16.06.15 | |

Студент _____ _____
(підпис) (ініціали, прізвище)

Керівник роботи _____ _____
(підпис) (ініціали, прізвище)

А. С. Чмих, КІВРЕ 2015

* Консультантом не може бути зазначено керівника дипломної роботи.

# ЗМІСТ

ЗМІСТ ..... 6

ВСТУП ..... 9

1 ОСНОВИ ВЗАЄМОДІЇ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІООБ'ЄКТАМИ ..... 11

1.1 Лазерне випромінювання ..... 11

1.2 Застосування лазерів в науці, техніці та медицині ..... 13

1.3 Об'єкти лазерної дії ..... 13

1.4 Проникнення опромінювання в біотканину ..... 14

1.5 Кров. Властивості крові та її функції ..... 18

1.5.1 Склад крові ..... 18

1.5.2 Функції крові ..... 18

1.6 Оптичні властивості крові ..... 19

1.6.1 Поглинання і розсіяння світла еритроцитом ..... 19

1.6.2 Експериментальне визначення коефіцієнта екстинкції крові і фазової функції розсіяння ..... 22

1.6.3 Дані по оптичних властивостях розбавленої і цілісної крові людини ..... 24

2 ХАРАКТЕРИСТИКА СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОМЕТРІЇ ..... 26

2.1 Що таке спекли? ..... 26

2.2 Розвинені спекл-поля ..... 27

2.3 Частково розвинені спекли ..... 31

2.4 Динаміка спеклів ..... 32

2.5 Спекл- інтерферометрія ..... 33

А. С. Чмих, КіВРА 2015

2.6 Формування спекл структури ..... 34

2.7 Голограмна структура ..... 37

2.8 Метод двухекспозіціоної спекл-фотографії ..... 41

2.9 Зоряна спекл-інтерферометрія ..... 45

3 РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ АНАЛІЗУ КАРТИН СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОМЕТРІЇ ТА ЙОГО РЕАЛІЗАЦІЯ ..... 49

3.1 Огляд аналогів ..... 49

3.1.1 Реконструкція зображення по просторовому розподілу інтенсивності дифракційного спекл-модульованого поля ..... 49

3.1.2 Використання динамічних спекл-полів для дослідження про-процесів in vitro в м'язовій тканині ..... 52

3.2 Теоретична основа ..... 57

3.2.1 Сутність кореляційного аналізу в біології ..... 57

3.2.2 Крос-кореляція ..... 61

3.3 Розробка алгоритму ..... 61

3.4 Результати виконання програми ..... 63

4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯЇ .. 71

4.1.1 Відповідність параметрів робочого приміщення санітарним нормам ..... 71

4.1.2 Електробезпека. ..... 72

4.1.3 Відповідність параметрів мікроклімату в робочій зоні санітарним нормам ..... 74

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях ..... 77

4.2.1 Пожежна безпека ..... 77

4.2.2 План евакуації ..... 81

А. С. Чмих, КіВРА 2015

ВИСНОВОК..... 82

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ..... 83

ДОДАТОК А..... 85

ДОДАТОК Б..... 88

А. С. Чмих, КіВРА 2015

# ВСТУП

На даний час по причині забруднення навколишнього середовища, розвитку та виникнення нових штампів вірусів, погіршення генофонду людства існує необхідність розвиту медицини, а особливо попереднього аналізу захворювання.

Зараз проведення лабораторного аналізу трудомісткий та дорогий процес, який потребує наявності лабораторії з необхідними реагентами. Тому існує велика кількість розробок та дослідів для прискорення, або полегшення лабораторного аналізу. Методи та технології які застосовуються бувають різними.

На сучасному етапі розвитку оптики світлорозсіювання можна констатувати, що загальна теорія розсіювання знаходиться зараз у задовільному, хоча і далеко незавершеному стані, але окремі експериментальні методики, а особливо необхідна для їх реалізації вимірювальна техніка, розроблені ще досить слабко. І це також зумовлює відповідні наукові фундаментальні задачі, зокрема, ретельного врахування ефектів розсіяння в реальних об'єктах за допомогою математичних моделей або в результаті безпосереднього вимірювання оптичних параметрів речовини за відомими принципами. Проте у традиційній вимірювальній техніці ці закономірності не брались до уваги. Як наслідок, вирішуючи цю проблему, можна суттєво збільшити точність вимірювань та достовірність результатів контролю і діагностики біооб’єктів.

Дипломна робота присвячена огляду існуючих наближених методів комп’ютерного моделювання розсіювання, які мають швидкість і простоту, проте межі їх застосовності не визначені чітко, експериментальними дослідженнями та обробці експериментальних характеристик лабораторного стенду для оцінки параметрів біологічних мікрооб’єктів.

В дипломній роботі розроблений алгоритм проведення експрес аналізу біооб’єктів, використовуючи спекл-картини отримані за допомогою спекл-

А. С. Чмих, КІВРА 2015

інтерферометрії. В основу даного методу покладено крос-кореляція зображень, з подальшим отриманням статистики та проведенням статистичного аналізу. При аналізі статистичних даних знаходяться характерні зони, за допомогою яких і ставиться попередній аналіз.

Галузі застосування даної розробки можуть бути різними. Так, наприклад, цей метод можна використовувати для дослідження ступеню очищеності води. Але основною галуззю застосування цього методу є- медицина.

Дана робота проводилась згідно науково-дослідної роботи кафедри КіВРА за державним реєстраційним номером 0115U004120 (за номером 47/2100 від 24.04.15) «Розробка лазерного діагностичного комплексу для експрес аналізу захворювань людини.»

А. С. Чмих, КіВРА 2015

# 1 ОСНОВИ ВЗАЄМОДІЇ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІООБ'ЄКТАМИ

## 1.1 **Лазерне випромінювання**

Лазер являє собою генератор оптичних коливань, що використовує енергію індукованих випромінювальних атомів або молекул в середовищах з інверсною заселеністю рівнів енергії, які мають властивість посилювати світло певних довжин хвиль. В якості зворотного зв'язку в лазерах використовують дзеркала, які утворюють оптичний резонатор. Дзеркала мають необхідний коефіцієнт відбиття, зазвичай вихідне дзеркало в межах 75-99%, а «глухе» - 98%, і забезпечують достатнє число проходів пучка світла через посилюючу середу (50-300), щоб всі втрати світла в системі були компенсовані за рахунок посилення активного середовища і виникала генерація випромінювання. Населеність верхнього і нижнього рівнів енергії атомів і молекул пропорційні швидкості накачування $\Lambda_a, \Lambda_b$ і назад пропорційні швидкостям релаксації рівнів $\gamma_a, \gamma_b$ (зворотним часам життя рівнів) (рисунок 1.1). Отже, різниця заселеності рівнів: $N_a - N_b = \frac{\Lambda_a}{\gamma_b} - \frac{\Lambda_b}{\gamma_a}$.

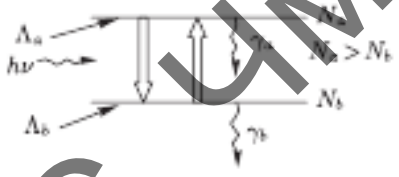



Рисунок 1.1— Дворівнева схема створення інверсії активного середовища ($N_a, b$ - населеності верхнього і нижнього порушених рівнів енергії молекул активної середовища життє; $\Lambda_a, b$ - відповідні швидкості накачування рівнів; $\gamma_a, b$ - швидкості релаксації рівнів; $h\nu$ -енергія кванта світла (жирними стрілками показані індуковні переходи)

Посилення світла в системі можливо в тому випадку, якщо в ній створена інверсна заселеність ($N_a - N_b > 0$), що забезпечує переважання актів індукованого випромінювання (див. рис. 1.1, пряма стрілка вниз) над актами ін-

А.С. ЧМИХ, КІВРА 2015

дукованого поглинання (пряма стрілка вгору) і спонтанного руйнування верхнього рівня (Хвиляста стрілка вниз, $\gamma_a$). Інверсія може бути створена, якщо $\Lambda_a > \Lambda_b$ (при $\gamma_a \approx \gamma_b$) або $\gamma_a >> \gamma_b$ (при $\Lambda_a \le \Lambda_b$). Залежно від робочої речовини і засобу збудження (накачування) інверсія може існувати безперервно або протягом деякого часу, тому лазери діляться на безперервні і імпульсні. В якості робочих можна використовувати речовини у всіх агрегатних станах: гази, рідини, тверді тіла. За цими ознаками лазери діляться на газові, рідинні, твердотільні. Лазери також розрізняють за способом накачування (створення інверсії): з оптичним накачуванням, газорозрядні, хімічні, інжекційні.

Принципова схема лазера показана на рисунку 1.2. Можливі й більш складні схеми лазерів: з многозеркальнимі резонаторами, з внутрірезонаторними оптічнтми елементами, з розташуванням дзеркал усередині активного елементу. Основний внесок у випромінювання звичайного теплового) джерела світла дають спонтанні переходи з верхнього порушеного рівня $a$ на нижній $b$ (див. рисунок 1.1), тобто в системі відсутні інверсія і оптичний зворотній зв'язок, що призводять до суттєвих відмінностей у властивостях лазерних і нелазерних джерел світла. Лазерні джерела володіють високою монохроматичністю (часовою когерентністю), просторовою когерентністю, спрямованістю, поляризованістю, значними інтенсивностями і яскравістю випромінювання, надкороткою тривалістю імпульсів генерації і перестраюваність довжини хвилі.[1]

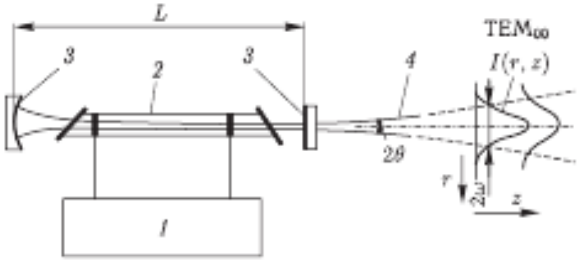



Рисунок 1.2— Принципова схема лазера (L - довжина резонатора; z, r - поздовжня і поперечна координати; I (r, z) - інтенсивність випромінювання в точці (r, z); 1 - накачування; 2 – активний елемент; 3 - дзеркала; 4 - лазерний пучок)

А. С. ЧМИХ, КІВРА 2015

### 1.2 **Застосування лазерів в науці, техніці та медицині**

Розвиток лазерної техніки дозволив сформувати великий науково-технічний напрямок – взаємодії когерентного монохроматичного електромагнітного випромінювання з біологічними системами – лазерної медицини. Дослідження випромінювання лазера проводилися за такими напрямками, як виявлення процесів, що відбуваються в біологічній системі, та дослідження останньої під впливом випромінювання лазера; використання лазерів у медицині для діагностики та терапевтики; встановлення ступеня безпечності впливу його випромінювання на здоров’я людини. Сьогодні лазери успішно застосовуються в таких сферах, як хірургія, онкологія, офтальмологія, терапія, стоматологія, урологія, гінекологія, щелепно-лицева хірургія, нейрохірургія, ендоскопія, фізіотерапія. Відкриття лазерного фотогідравлічного ефекту дало широкий спектр можливостей для пластичної хірургії. В онкології для лікування ран, виразок, шкіряних захворювань застосовують низькоінтенсивне лазерне випромінювання [2].

### 1.3 **Об’єкти лазерної дії**

Лазерна медицина дозволяє здійснювати корекцію здоров'я людини на різних рівнях його організму: молекулярному, клітинному, органному та організменному. Основні об'єкти лазерного впливу можна умовно розділити на три класи.

До першого з них належать об'єкти безпосереднього опромінення: патогенні, рефлексогенні, внутрішньопорожнинні, внутрішньосудинні зони і поля, біологічно активні точки, включаючи точки акупунктури. Ці об'єкти як би є прицільними точками для лазерного променя. Очевидно, що їх вибір повинен бути добре обґрунтований.

До другого класу відносять об'єкти, що представляють собою специфічні фотоакцептори: ряд ферментів (каталаза, супероксідаза, цитохромоксидний комплекс), молекулярний і синглетний кисень, еритроцити, лейкоцити, тромбоцити і т.д. Специфічні фотоакцепторів пов'язані з процесами погли-

А. С. Чмих , КІВРА 2015

нання лазерного випромінювання на конкретних резонансних частотах, що призводить, зрештою, до стійких терапевтичних ефектів (якщо потужності або енергії лазерного випромінювання не настільки високі, щоб привести до руйнування).

До третього класу належать об'єкти, що представляють собою неспецифічні фотоакцептори: білки, ферменти, амінокислоти, пігменти і біорідини (плазма, лімфа, внутрішньоклітинна вода), механізм попоглинання випромінювання в яких до кінця не вивчений.

Фотоакцептори обох типів є ініціаторами запуску в живому організмі фотобіологічних реакцій, продукти діяльності яких сприяють стимуляції найважливіших органів і систем, що забезпечують резистентність і регенеративні можливості. В результаті стимуляції відбувається додаткове синтезування білків, біологічно активних елементів і біологічних речовин, що обумовлює реалізацію терапевтичних ефектів бактерицидного, протизапальної, знеболюючої, десенсибілізуючого, протинабряклого, імуннокорректуючого і т.д. Останнім часом з'явилися роботи, що вказують на протипухлинний ефект лазерного випромінювання. Під впливом низькоінтенсивного лазерного випромінювання нормалізується вміст В-лімфоцитів, знижується рівень ЦВК, підвищується фагоцитарна активність нейтрофілів, вміст лізоциму і рівень комплементу. При початково низькому рівні природних клітин-кілерів - відбувається зростання їх активності в 1,5 - 3 рази.[3]

### 1.4 **Проникнення опромінювання в біотканину**

Очевидно, що випромінювання лазера, падаюче на біооб'єкт, частково відбивається, розсіюється, поглинається приповерхневим шаром шкіри і, тільки частина його, проникає всередину. Поглинаюча здатність біологічної тканини дуже сильно залежить від довжини хвилі випромінювання. На рис.1.3 показана типова залежність коефіцієнта поглинання біотканини від довжини хвилі випромінювання. Енергії фотонів і енергія хімічних зв'язків біосубстратах співвідносяться між собою так, як показано на рисунку 1.4.

А.С. Чмих, КіВРА 2015

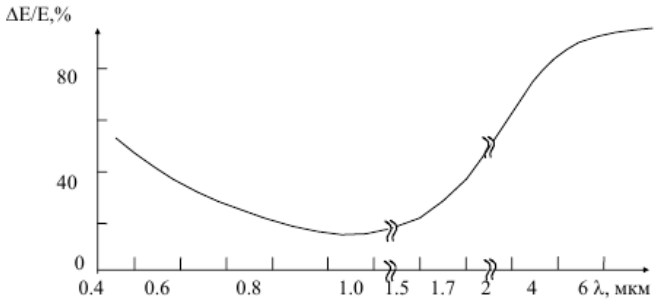



Рисунок 1.3— Типовий спектр поглинання біоткани.

Як можна бачити, ультрафіолетове випромінювання (УФ), сильно поглинається білками, практично не проникає в біотканині. При поглинанні фотонів в цій області спектра (при довжині хвилі 200 нм енергія фотона становить 6,2 еВ) відбувається дисоціація окремих молекул. Так, наприклад, руйнуються ковалентні зв'язки між вуглецем і киснем (Енергія зв'язку дорівнює 6,3 еВ). У видимій області спектра енергії квантів лазерного випромінювання менше, але достатні для порушення, дисоціації і фотохімічних перетворень. Так, при довжині хвилі 600 нм енергія кванта 2,06 еВ близька до енергії зв'язку вуглецю та азоту. Світло в цій області спектра переважно поглинається хромофорной групою в білкових молекулах, у більшій частині киснем. Найбільш важлива роль тут належить таким речовинам, як гемоглобін, меланін. Але видиме і ближнє інфрачервоне (ІЧ) випромінювання слабо поглинається і досить глибоко проникає в біотканини. Випромінювання з довжиною хвилі близько 1 мкм (Ближній ІЧ-діапазон) проникає в тканини на глибину більше 1 см. [4]

Рисунок 1.4— Енергії фотонів і енергія хімічних зв'язків біосубстратах

А. С. Чмих, КіВРА 2015

Світло в області спектра (від 0,75 до 3 мкм) переважно поглинається в білку киснем, а в далекому ІЧ-діапазоні спектра (більше 3 мкм) - молекулами води, кисню і вуглекислоти. В результаті сильного поглинання випромінювання ІЧ-діапазону слабо проникає в тканини. Природно, що фотобіологічні активністю володіє лише той світ, який поглотился системою. При цьому важливі два фактори: 1 - загальна кількість поглиненої енергії (число квантів) в одиницю часу і 2 - величина поглиненого кванта (квантова енергетика). Розсіювання світла біотканинами також відіграє важливу роль при виборі джерела випромінювання для проведення медичних процедур. Воно також залежить від довжини хвилі випромінювання і від природи тканини. У тканинах з сильним поглинанням в УФ-області спектра - розсіювання мало. У видимій області процеси розсіювання сумірні з процесами поглинання. В ближній ІЧ-області, розсіювання превалює над процесом поглинання. Окремий випадок розсіювання - розсіювання "назад" - не що інше, як відображення. У ближній ІЧ-області спектра для шкірних покривів воно може становити до 60% від падаючого випромінювання. Через багатошарову структури шкірного покриву взаємодія випромінювання з тканинами носить досить складний характер. Роговий шар шкіри відбиває близько 5-7% падаючого випромінювання. Внаслідок мікроскопічної неоднорідності кордону розділу "повітря - роговий шар", колімований пучок світла перетворюється при відображенні в дифузний. Для ближнього УФ, видимого та ближнього інфрачервоного випромінювання більша частина відбитого шкірою світла формується за рахунок зворотного розсіювання різними шарами шкіри (епідермісом і дермою). Спектральний аналіз відбитого сигналу може дати кількісну інформацію про зміст білірубіну в тканини або крові, ступеня оксигенації крові або змісті певних лікарських препаратів, що є основою для ряду методів діагностики різних захворювань. З іншого боку, значна проникна частина світла в області довжин хвиль так званого "терапевтичного вікна" (0,6 - 1,5 мкм) вглиб організму і слунувало основою для фототерапії.[5]

А.С. Чмих, КіВРА 2015

При аналізі розсіювання та поглинання світла біотканямі зазвичай припускають рівномірний розподіл розсіюючих і поглинаючих центрів. У більшості випадків реалізуються три граничних випадки:

1. Ослаблення лазерного пучка відбувається в основному за рахунок Френелевскую віддзеркалення і поглинання. Інтенсивність минулого світла визначається законом Бугера-Ламберта-Бера:

$$I = I_0 \cdot e^{-kl},$$

де $k$ - коефіцієнт екстінції, $k = a + s$, $a$ – коефіцієнт поглинання, - коефіцієнт втрат за рахунок розсіювання ($k$ и $s$ вимірюються в $см^{-1}$, $l$ - в $см$).

2. Анізотропне розсіювання характеризується яскраво вираженою спрямованістю розсіювання, яке для більшості біотканин збігається з напрямком поширення падаючого випромінювання. Точний математичний опис процесу поширення світла в мутному середовищі може бути зроблено з використанням рівнянь Максвелла. Менш точно, але простіше - за допомогою теорії переносу випромінювання (для випадку малих концентрацій розсіюючих частинок- режим однократного розсіювання), або за допомогою методу Монте-Карло, заснованого на чисельному моделюванні процесу транспорту фотонів в розсіюючому середовищі (з урахуванням багаторазового розсіювання - випадок великого числа розсіюючих центрів).

3. В умовах ізотропного розсіювання, коли розсіювання переважає над поглинанням, розподіл лазерного випромінювання в біологічній тканині не описується законом Бугера-Ламберта-Бера, тому коефіцієнти поглинання і розсіяння не можуть бути визначені окремо на підставі вимірів ослаблення пучка. У цьому випадку вони знаходяться за допомогою вимірювань дифузного віддзеркалення і дифузного пропускання тонких зразків тканин. Характер взаємодії випромінювання з біотканиною необхідно враховувати при розрахунках доз поглинутої

А. С. Чмих, КІВРА 2015

енергії та організації захисних заходів, зокрема обслуговуючого персоналу.[6]

## 1.5 **Кров. Властивості крові та її функції**

Основним матеріалом для досліджень вибираємо кров так , як , більшість порушень які відбуваться в нашому організмі відображаються на крові людини. . Тому у даній главі буде описані основні властивості, склад крові.

### *1.5.1 Склад крові*

Кров складається з рідкої частини плазми й взвішених у ній формених елементів: еритроцитів, лейкоцитів і тромбоцитів. На частку формених елементів доводиться 40 - 45%, на частку плазми - 55 - 60% від обсягу крові. Це співвідношення одержало назву гематокритного співвідношення, або гематокритного числа. Часто під гематокритним числом розуміють тільки обсяг крові, що доводиться на частку формених елементів.

Еритроцити, або червоні кров'яні тільця. Містять гемоглобін - дихальний пігмент червоного кольору. Лейкоцити, або білі кров'яні тільця. Виконують захисні функції. Тромбоцити, або кров'яні пластинки. Необхідні для згортання крові.[7]

### *1.5.2 Функції крові*

Надходячи в усі частини організму кров виконує різні важливі функції:

- Живильна функція. Кров переносить кисень (О2) і різні живильні речовини, віддає його клітинам тканин і забирає вуглекислий газ (С02) та інші продукти розпаду для їхнього виведення з організму.
- Транспортна функція - перенесення різних речовин: кисню й вуглекислого газу (дихальна функція), живильних речовин (трофічна функція), медіаторів, ферментів, електролітів. Секреторна функція проявляється як перенесення кінцевих продуктів обміну речовин - сечовини, сечової кислоти, надлишку води, органічних і мінеральних речовин до органів їхнього виділення . Кров переносить пептиди, іони

А. С. Чмих, КіВРА 2015

й гормони, вироблені ендокринними залозами, до відповідних органів, передаючи в такий спосіб "молекулярну інформацію" з одних зон в інші (гуморальна, регуляторна функція).

•Здатність зупиняти кровотечу. Коли відбувається кровотеча, кров посилає туди численні лейкоцити, змушує виходити плазму з судин або зосереджує кров'яні пластинки - тромбоцити - у місцях втрати крові.

•Терморегуляційна функція. Кров подібна до теплової системи, тому що розподіляє тепло по всьому організмі.

•Функція регулятора pH. Кров перешкоджає зміні кислотності внутрішнього середовища (7.35-7.45) за допомогою таких речовин, як білки й мінеральні солі.

•Захисна функція. Кров, транспортуючи лейкоцити й антитіла, що захищають організм від патогенних мікроорганізмів, бере участь у здійсненні неспецифічного й специфічного імунітету.[11]

## 1.6 **Оптичні властивості крові**

### *1.6.1 Поглинання і розсіяння світла еритроцитом*

Розсіяння видимого і ближнього ІЧ-випромінювання окремим еритроцитом являється дуже важливим питанням для вимірів поглинання і розсіяння крові in vivo і in vitro. Кількісна інтерпретація оптичних експериментів над цілісною кров'ю вимагає ясного розуміння явища однократного розсіяння , тому розсіяння світла одиночним еритроцитом ґрунтовно вивчалося багатьма дослідниками. Залежно від мети конкретного дослідження були запропоновані, розроблені і застосовані різні моделі одиничного акту розсіяння світла еритроцитами.

Розсіяння світла часткою залежить від її оптичних властивостей, таких як поперечна площа поглинання, поперечний площа розсіяння, фазова функція розсіяння і так далі. Вводимо визначення цих параметрів. Розглянемо електромагнітну плоску хвилю одиничної амплітуди, яка падає на

А. С. Чмих. КіВРА 2015

частку з відносною діелектричною проникністю . Частина падаючого випромінювання розсівається цією часткою, а інша частина — поглинається (рисунок 1.8).

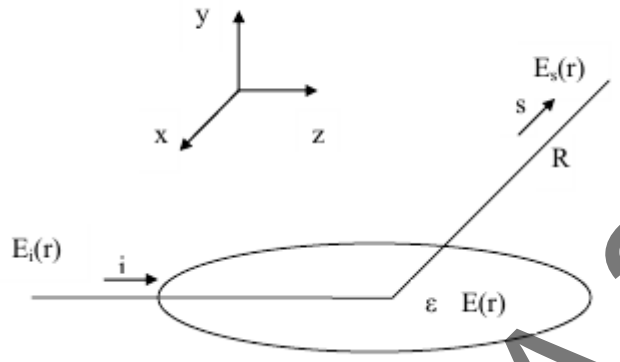



Рисунок 1.8— Розсіяння плоскої електромагнітної хвилі діелектричною часткою.

Коли розсіяне електромагнітне поле спостерігається на відстані $R > \frac{D^2}{\lambda}$ — характерний розмір частинки, $\lambda$ — довжина хвилі падаючого світла), воно задається виразом :

$$E_s(\mathrm{r}) = \frac{f(\mathrm{s,i}) \cdot \exp(\mathrm{ikR})}{R},$$

де $f(\mathrm{s,i})$- амплітуда розсіяння в далекій зоні у напрямі $s$ при освітленні частинки плоскою хвилею, що поширюється в напрямку $i$, $k = \frac{2\pi}{\lambda}$- хвильове число.

Поперечна площа розсіяння частинки визначається як:

$$\sigma_s = \int_{4\pi} |f(\mathrm{s,i})|^2 \, d\omega,$$

де $d\omega$ - нескінченно малий кут.

Поперечна площа поглинання може бути знайдене інтеграцією добутку квадрата електричного поля і уявної частини діелектричної проникності частинки за її об’ємом $V$ :

А. С. Чмих, КіВРА 2015

$$\sigma_a = \int_V k \cdot \varepsilon'' \left| E(\mathrm{r}') \right|^2 dV' .$$

Сума поперечної площі поглинання і поперечна площа розсіювання називається поперечною площею екстинкції :

$$\sigma_t = \sigma_a + \sigma_s .$$

Якщо амплітуда розсіяння $f(\mathrm{i},\mathrm{i})$ у напрямі вперед відома, поперечну площу екстинкції можна знайти, використовуючи теорему розсіяння вперед:

$$\sigma_t = \frac{4\pi}{k} \mathrm{Im}\left[ f(\mathrm{i},\mathrm{i}) \right] e_i ,$$

де $e_i$ - одиничний вектор у напрямку поляризації падаючої хвилі.

Іншою важливою характеристикою процесу однократного розсіювання є фазова функція розсіяння $p(\mathrm{s},\mathrm{i})$. Кутовий розподіл розсіяного часткою світла визначається її розміром, формою і відносним показником заломлення, а також довжиною хвилі падаючого світла; це розподіл і називається фазовою функцією розсіяння. Вона визначає кількість світла, розсіяного часткою з напряму $i$ напрямку $s$:

$$p(\mathrm{i},\mathrm{s}) = \frac{1}{\sigma_s} \left| f(\mathrm{i},\mathrm{s}) \right|^2 .$$

Існує декілька способів нормування фазової функції. Якщо функція розсіяння розглядається як розподіл ймовірності , умова нормування вимагає, щоб її інтеграл по всіх кутах дорівнював 1:

$$\int_{4\pi} p(\mathrm{i},\mathrm{s})\, \mathrm{d}\omega = 1,$$

де $d\omega$ - нескінченно малий кут в напрямку $s$ [10].

Часто приймається, що ймовірність розсіювання світла з напряму і в напрямку $s$ є функцією лише кута між цими двома напрямами, тобто $p(\mathrm{i},\mathrm{s}) = \mathrm{p}(\mathrm{is}) = \mathrm{p}(\cos\theta)$. Міра анізотропії фазової функції розсіяння характеризується середнім значенням косинуса кута розсіяння $\bar{\mu}$, так званим чинником анізотропії:

А. С. Чмих, КІВРА 2015

$$\overline{\mu} = \int_{4\pi} p(\mathrm{is})(\mathrm{is})\,\mathrm{d}\,\omega\,.$$

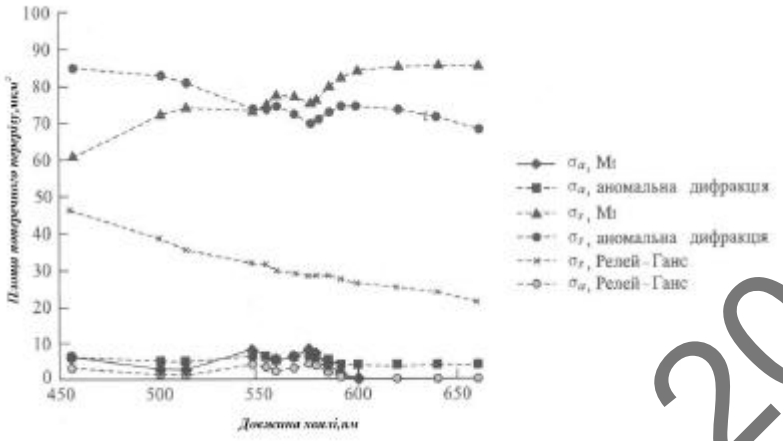



Рисунок 1.9— Розраховані значення площ поперечного перерізу поглинання і розсіювання еритроцитів

### *1.6.2 Експериментальне визначення коефіцієнта екстинкції крові і фазової функції розсіяння*

Фазова функція розсіювання і коефіцієнт екстинкції можуть бути безпосередньо виміряні з використанням оптичних методів і однократно розсіюючих зразків крові. Методики, які дозволяють вимірювати оптичні властивості тканини без залучення яких-небудь теоретичних моделей поширення світла, називаються прямими методами. Експериментальне визначення коефіцієнтів екстинкції і фазових функцій розсіяння для ряду довжин хвиль у видимому спектральному діапазоні було діапазоні було проведено декількома авторами.

Прямі вимірювання фазової функції розсіювання і повного коефіцієнта послаблення вимагають використання оптично тонких зразків, оскільки необхідно виключити багатократне розсіювання і інтерференцію хвиль, розсіяних сусідніми еритроцитами. Щоб забезпечити режим однократного незалежного розсіювання, зразки цілісної крові зазвичай розлучаються ізотонічним розчином фосфатного буфера до низького значення гематокриту, приблизно 0,01. Для оптичних вимірювань використовують тонкі кювети зтовщиною 10-30 мкм. Експерименти по однократному роз-

А.С. Чмих, КіВРА 2015

сіюванню зазвичай проводять з нерухомою кров'ю, оскільки гематокрит сильно розбавленого зразка крові в умовах потоку недостатньо стабільний в межах світлової плями [12].

Використовують різні установки для виміру коефіцієнта екстинкції і фазової функції розсіяння описані. В якості монохроматичних джерел світла використовують лазер, ксенонову лампу і ртутну лампу у поєднанні з монохроматором, а в якості детектора - фотопомножувач або фотодіод. Для виміру коефіцієнта екстинкції застосовуються додаткові діафрагми з метою зменшення впливу розсіяного світла на реєстрований сигнал (рисунок 1.10, а). Для виміру фазової функції розсіювання кювету з кров'ю зазвичай занурюється в ємність, наповнену водою або фізіологічним розчином з метою зменшення стрибка показника заломлення на кордонах кювети з середовищем (рисунок 1.10, б).

Для правильної інтерпретації результатів вимірювань робляться додаткові поправки на стрибок показника заломлення на границях середовище-скло і скло-зразок крові з використанням формул Френеля. На рисунку 1.10, а, б представлені можливі експериментальні установки для виміру коефіцієнта екстинкції і фазової функції розсіяння.[6]

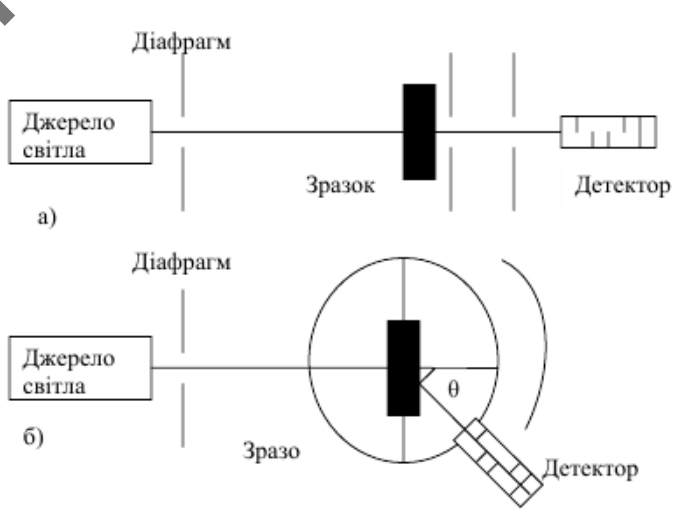



Рисунок 1.10— Схеми вимірювання коефіцієнта екстинкції (а) і фазової функції розсіювання (б).

А. С. Чмих, КІВРА 2015

### *1.6.3 Дані по оптичних властивостях розбавленої і цілісної крові людини*

Таблиця 1.1.— Оптичні властивості крові, визначені з експериментів по однократному розсіянню і апроксимовані

| $\lambda$ , нм | $\sigma_a$, мкм | $\sigma_s$, мкм | $\mu_t$, $мм^{-1}$ | $\bar{\mu}$ | Спосіб визначення |
|---|---|---|---|---|---|
| 665 | 0,060 | 57,20 | 0,747 | 0,9951 | Теорія Мі |
| 675 | 0,060 | 56,14 | 0,744 | 0,9950 | |
| 685 | 0,059 | 55,09 | 0,739 | 0,9949 | |
| 955 | 0,191 | 33,47 | 0,666 | 0,9925 | |
| 960 | 0,187 | 33,18 | 0,666 | 0,9924 | |
| 965 | 0,185 | 32,90 | 0,665 | 0,9924 | |
| 665 | 0,542 | 56,58 | 0,738 | 0,9951 | |
| 675 | 0,535 | 55,53 | 0,735 | 0,9950 | |
| 685 | 0,484 | 54,56 | 0,731 | 0,9949 | |
| 955 | 0,090 | 33,54 | 0,668 | 0,9925 | |
| 960 | 0,085 | 33,27 | 0,667 | 0,9924 | |
| 630 660 | 0,099 | 56,37 | | | Експеримент |
| 685 800 | 0,066 | 54,20 | | | |
| 632,8 | | 63,82 | 0,709 | 0,9853 | Експеримент |
| | | 81,24 | 0,903 | 0,9818 | ……. |
| | | 66,62 | 0,740 | 0,9948 | Теорія Мі |
| | | 79,27 | 0,881 | 0,9926 | …… … |
| 632,8 | | | 2,9 | 0,974 | Експеримент |
| 577 | | | | 0,997 | Теорія Мі |
| | | | | 0,9995 | Теорія РГД |

А. С. Чмих, КіВРА 2015

Приведені дані доводять, що зміна використовуваного наближення фазовій функції розсіяння може викликати великі розбіжності в оптичних властивостей. Отже, для точного визначення оптичних констант крові потрібне точне знання фазової функції розсіювання [1].

А. С. Чмих, КіВРА 2015

# 2 ХАРАКТЕРИСТИКА СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОМЕТРІЇ

## 2.1 **Що таке спекли?**

У середині XX століття почала формуватися нова галузь науки - лазерна фізика, найбільшимдосягненням якої стало створення лазерів. Світло лазера відрізняється від решти оптичноговипромінювання високим ступенем монохроматичностиі просторової когерентності. Відразу ж після появи лазерів багато дослідників одночасно виявили новий ефект: якщо лазерне випромінювання розсіюється на шорсткою поверхні, то дифракційна картина набуває плямистий характер. До винаходу лазерів подібне явище не спостерігалося, оскільки природних аналогів лазерного випромінювання в природі немає. Виявлені плямисті світлові поля стали називати спекл-структурами (від англ.speckle - плямочка, цятка).

Чому утворюються світлові плями? Лазерне випромінювання, потрапляючи на шорсткий об'єкт або проходячи через неоднорідне середовище, зазнає випадкову модуляцію. Потім ця модуляція проявляється в структурі розсіяного випромінювання, роблячи його просторово неоднорідним. Оскільки розсіює об'єкт був випадковим, то утворюються світлові плями будуть розташовані випадковим чином у площині спостереження, маючи при цьому випадкову форму і розміри.[17]

Слід зауважити, що більшість природних середовищ є в тій чи іншій мірі випадковими. Поверхні, як правило, шорсткі, об'ємні середовища містять випадкові вкраплення або є мутними з точки зору оптики. Тому спеклися з'являються практично у всіх випадках, коли ми маємо справу з лазерним випромінюванням. Невдовзі після створення лазерів з'явилася нова галузь оптики, а саме оптика спеклів [23]. Предметом вивчення оптики спеклів є закономірності формування спекл-полів і дослідження їх статистичних характеристик. Але задовго до появи оптики спеклів великі успіхи були досягнуті в статистичній радіофізиці [24]. Статистична радіофізика вивчає розсіювання елект-

А.С. Чмих, КіВРА 2015

ромагнітних хвиль у випадкових середовищах. Очевидно, що між оптикою спеклів та статистичної радіофізикою немає Великої Китайської стіни. Більш того, результати, отримані радіофізиками, широко використовуються при вивченні лазерних спеклів. Цікаво відзначити, що перші роботи з дослідження випадкових полів, розсіяних шорсткими поверхнями, відносяться ще до часів Релея. Однак при читанні статей з оптики спеклів може скластися невірне враження, що самі спекли, виявлені тільки після появи лазерів, є абсолютно новим фізичним об'єктом. Насправді це не відповідає дійсності. Випадкові плями можуть утворюватися при розсіянні радіовипромінювання і при дифракції акустичних полів. Однак на відміну від світлових хвиль ці плями не видно оком. Чому дослідники виявляють інтерес до лазерних спеклися протягом вже більше 30 років? Якщо в як джерело світла використовується лазер, то зображення об'єкта буде поцятковано спеклами. Іншими словами, спекли погіршують якість когерентних зображень. Але спеклися можуть приносити і користь. Спекл-поля несуть інформацію про властивості об'єкта, на якому розсіявся світло лазера. Так, наприклад, якщо об'єктом дослідження є шорстка поверхня, то про параметри її неоднорідностей можна судити по характеристикам утворюються спеклів.

В даний час спеклися знайшли найширше метрологічне застосування в самих різних областях - від машинобудування та технічної діагностики до лазерної медицини. У статті розглянуто основні класи спекл-полів і відзначені їх найважливіші властивості.

### 2.2 **Розвинені спекл-поля**

Цей тип спеклів спостерігається при дифракції широких лазерних пучків на сильношероховатой поверхні або сільнорассеівающем випадковому транспаранті. Розглянемо процес формування таких спеклів в дальній зоні дифракції. Фрагмент поверхні, освітленій пучком, може бути представлений набором кількох ділянок, які є незалежними джерелами вторинних світлових

А. С. Чмих, КІВРА 2015

хвиль. Відповідно до принципу Гюйгенса-Френеля [16] вираз для амплітуди розсіяного поля може бути записано у вигляді суми:

$$U^s = \sum_{n=1}^{N} E_n, \tag{2.1}$$

де $N$ - Число незалежних областей на освітленій ділянці поверхні $E_n$ –внесок у дифраговане поле від $n$ -го розсіючої ділянки. Незважаючи на граничну простоту, вираз (2.1) дозволяє проаналізувати основні властивості розвинених спеклів. У статистиці доведена центральна гранична теорема. Вона стверджує, що при досить загальних умовах розподіл сумарної випадкової величини $E_n$ прагне до розподілу, описуваного кривої Гауса, якщо $N \to \infty$. Згадане розподіл називається нормальним або гаусовим . Інакше кажучи, це означає, що якщо число неоднорідностей освітленої ділянки поверхні досить велике, то комплексна амплітуда розсіяного поля підпорядковується гаусовому розподілу. При цьому вже не грає ролі, яка була вихідна статистика окремих компонентів $E_n$, які брали участь у формуванні результуючого поля $U^s$. [10]

На рисунку 2.1. представлена діаграма, що відображає процес формування розвиненого спекл-поля. За осі абсцис відкладені дійсні частини амплітуд розсіяного поля, по осі ординат - уявні. Кожна точка на цій діаграмі відповідає зміні реалізації розсіючого об'єкта. Якщо комплексна амплітуда поля підпорядковується гауссовій статистиці, то в цьому випадку точки повинні бути рівномірно розкидані по всій діаграмі. Важливою характеристикою плямистих структур є контраст спеклів:

$$C = \frac{\sigma_1}{\langle I \rangle}\ , \tag{2.2}$$

де $\sigma_1$ - середньоквадратичне відхилення флуктуацій інтенсивності, обчислене при зміні реалізацій рассеивающего об'єкта, $\langle I \rangle$ - Усереднена інтенсивність. Контраст спеклів характеризує глибину просторової модуляції розсіяного поля. Він є аналогом видности інтерференційних смуг, які спостеріга-

А. С. Чмих, КІВРА 2015

ються при інтерференції гладких полів. Контраст розвинених спеклів завжди дорівнює одиниці.

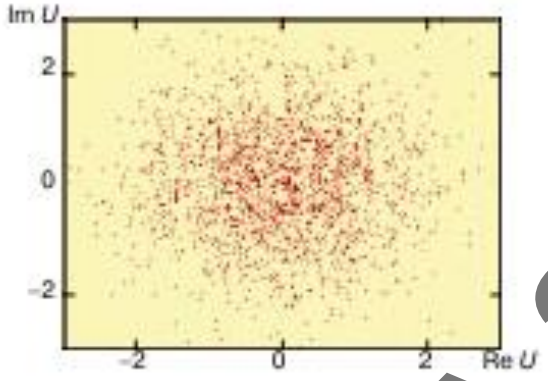



Рисунок 2.1— Ілюстрація процесу формування розвиненого спекл-поля

На рисунку 2.2 представлений фрагмент фотографії спекл-поля, що утворюється при висвітленні шорсткою поверхні пучком лазера. Видно, що глибина просторової модуляції інтенсивності розсіяного поля велика, а світлові плями відокремлені один від одного областями з нульовою інтенсивністю. Однак цього недостатньо для того, щоб віднести розглядається спекл-поле до класу розвинених. Щоб зробити висновок про те, що ми маємо справу з розвиненими спекли, необхідно ще переконатися у виконанні наступних умов:

- статистика поля є гаусовою;
- контраст спеклів дорівнює одиниці;
- всі статистичні характеристики, обчислені по одній реалізації спеклів, і характеристики, отримані усередненням по безлічі реалізацій спекл-поля, ідентичні (це властивість випадкового поля називається ергодичності).

А. С. Чмих, КІВРА 2015

Рисунок 2.2— Фотографія фрагмента реалізації розвиненого спекл-поля

Цікаво відзначити, що середній розмір спеклів в дальній зоні дифракції в загальному випадку не залежить від статистичних властивостей рассеивающего об'єкта. Середній розмір спеклів повністю визначається геометрією розсіювання і може бути знайдений за формулою:

$$d \approx \frac{z\lambda}{a}, \tag{2.3}$$

де $a$ - Розмір освітленого плями на рассеивающей поверхні, $\lambda$ - Довжина хвилі лазерного випромінювання, $z$ - Відстань від площини розсіювання до площини спостереження. Важливо підкреслити, що ставлення $\frac{\lambda}{a}$ характеризує дифракційну кутову расходимость лазерного пучка в дальньому полі, $a$ твір цього кута расходимости на пройдену відстань $z$ одно поперечного розміру пучка. Таким чином, видно, що діаметр невозмущенного лазерного пучка (а саме ця величина стоїть в правій частині виразу (2.3)) і середній розмір спеклів приблизно рівні між собою в площині спостереження.

А С. Чмих, КІВРА 2015

## 2.3 **Частково розвинені спекли**

Спекли цього типу формуються, як правило, при дифракції широких лазерних пучків на слабошероховатих поверхнях, слаборассеівающіх пропускають транспарантах або у випадковій середовища, яка характеризується малою кратністю розсіювання. Формування частково розвинених спеклів може бути розглянуто з використанням співвідношення

$$U^s = E_0 + \sum_{n=1}^{N} E_n \ . \qquad (2.4)$$

У виразі (2.4) $E_0$ відповідає амплітуді нерозсіяній хвилі, яка значно перевершує за абсолютною величиною всі інші члени суми. Діаграма (відображає розкид амплітуд поля в дифракційної картині), отримана при зміні реалізацій частково-розвиненого поля, представлена на рис. 2.3. Видно, що вектор, відповідний нерозсіяних компоненту, як би оточений невеликою шумовим хмарою [15].

Слід зазначити, що частково-розвинуте спекл-поле відрізняється від розвиненого наявністю дзеркального компонента (нерозсіяній хвилі) в дифракційної картині. Тому контраст частково розвинених спеклів багато менше одиниці. при збільшенні ступеня неоднорідності рассеивающего об'єкта амплітуда дзеркального компонента зменшується і частково розвинене спекл-поле переходить у розвинуте.

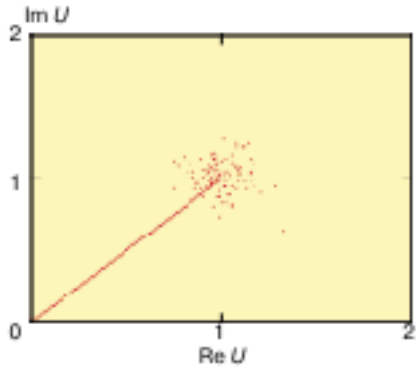



Рисунок 2.3— Ілюстрація процесу формування частково-розвиненого спекл-поля

А. С. Чмих, КІВРА 2015

## 2.4 **Динаміка спеклів**

Якщо розсіювання лазерного пучка відбувається на нерухомих поверхнях, то спекли також нерухомі в площині спостереження. Що станеться з реалізацією спекл-поля, якщо розсіювальну поверхню змістити щодо лазерного пучка в поперечному напрямку? В цьому випадку утворюється нова реалізація. Якщо зсув невеликий порівняно з діаметром пучка, то дві розглянуті реалізації спекл-поля будуть схожі один на одного (оскільки вони сформувалися в схожих умовах). Але навіть при невеликому зсуві пучка частина розсіювачів пішла з області освітлення з одного краю, а в зону освітлення увійшли нові розсіювачі з іншого краю. Розсіювачі в центральній частині освітленої ділянки поверхні залишилися незмінними, але вони трохи зсунулися щодо пучка. Таким чином, в результаті зміщення шорсткою поверхні розташування розсіювачів під пучком і самі розсіювачі дещо змінилися. Це призведе до деяких відмінностям другий реалізації спекл-поля від попередньої (кажуть, що відбувається часткова декорреляція спеклів). Очевидно, що одна реалізація спеклів повністю змінить іншу, коли всі колишні розсіювачі підуть з області освітлення, а на їх зміну прийдуть нові. Це відбудеться при зміщенні пучка на відстань, що перевищує його діаметр. При безперервному русі пучка щодо шорсткої поверхні обриси світлових плям видозмінюються, а реалізація спекл-поля постійно змінюють одна іншу. Це називається динамікою спеклів. Спостерігачеві здається, що спекли як би слідують за шорсткою поверхнею в ближній зоні, а в дальній зоні відбувається кипіння (boiling) спеклів. Дійсно, в дальній зоні спекли не можуть рухатися слідом за розсіючим об'єктом. Справа в тому, що в цій області розміри спеклів значно більші, ніж розміри освітленого елементу поверхні. Не встигнуть спекли трохи зміститися слідом за поверхнею, як під пучком вже виявляється абсолютно нову ділянку рассеивающей поверхні. При цьому всі колишні спеклися зникають, а формуються нові. У дальній зоні одні спеклися як би переливаються в інші. Тому спостерігач не може помітити будь-якого спрямованого руху спеклів, а

А.С. Чмих, КіВРА 2015

бачить тільки безперервне мерехтіння плямистих структур. Однак як у ближній, так і в далекій зонах швидкість зміни реалізацій спекл-поля визначається швидкістю руху рассеивающего об'єкта. Динаміка спеклів широко використовується в лазерній метрології при вимірах швидкості руху шорстких поверхонь і випадкових потоків.[23]

### 2.5 **Спекл- інтерферометрія**

Як вже зазначалося, будь-яка реалізація спекл-поля являє собою результат інтерференції великого числа хвиль, що прийшли від різних розсіювачів. Математично цей факт відображається виразами (2.1) і (2.4). Таким чином, інтерференція завжди проявляється при утворенні плямистих структур. Саме тому розділ статистичної оптики, що займається вивченням властивостей спеклів стосовно завдань метрології, часто називають спекл-інтерферометрії. Однак особливий випадок являє собою інтерференція двох незалежних реалізацій спекл-поля (рисунок 2.4). В результаті такої інтерференції статистичні характеристики сумарного поля змінюються. У інтерференційному поле зменшується середній розмір спеклів (в порівнянні з розмірами спеклів у вихідних реалізаціях, Рисунок 2.4, а і б). Справа в тому, що будь спекл-поле характеризується не тільки випадковим розподілом інтенсивності, але також і хаотичним розподілом фази. При інтерференції починає проявлятися фазова структура спекл-полів, що веде до зменшення розмірів світлових плям в результуючому полі.

Але це відбувається тільки у випадку, коли інтерферують спекл-поля, узгоджені з фазовим розподілом. Така ситуація виникає, наприклад, коли в інтерферометрі Майкельсона в обидва плеча встановлені шорсткі поверхні, а довжини плечей рівні між собою. Якщо спекл-поля НЕ узгоджені (довжини плечей в інтерферометрі різні), то в інтерференційному полі з'являються смуги. Середня ширина смуг визначається значенням середньої різниці фаз в інтерферируючих спеклів. Цікаво відзначити, що смуги існують тільки в межах

А. С. Чмих, КІВРА 2015

окремих спеклів результуючого поля. При цьому інтерференційні смуги стрибкоподібно зміщуються при переході від одного спекла до іншого.

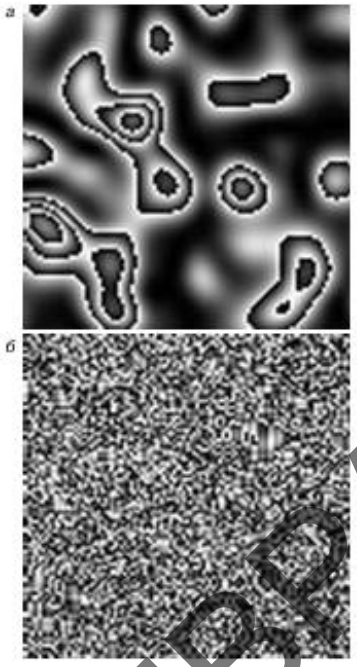


Рисунок 2.4— Демонстрація явища інтерференції спеклів (комп'ютерне моделювання): а- одна з реалізацій спекл-поля за відсутності інтерференції; б- Результат накладення двох незалежних реалізацій розвиненого спекл-поля друг на одного

Іноді всередині окремих спеклів спостерігаються розгалуження інтерференційних смуг або їх вигин. При цьому комплексна амплітуда в інтерференційному поле раніше підпорядковується гаусовій статистиці. Це також є наслідком з центральної граничної теореми.[15]

### 2.6 **Формування спекл структури**

При когерентном освітленні випадково-неоднорідних об'єктів, таких, наприклад, як шорстка поверхня або прозоре середовище з флуктуірует в просторі показником заломлення, в розсіяному полі формується спекл-структура, збільшений фрагмент якої представлений на рисунку 2.5. Поняття "когерентне освітлення" не означає використання тільки лазерного випромінювання. Іноді таке освітлення реалізується звичайними джерелами світла

А. С. Чмих, КіВ А 2015

широкого спектрального діапазону з протяжним тілом світності, що випромінюють частково когерентний світло з малою довжиною тимчасової когерентності і малої областю просторової когерентності. Тому спекл-структура спостерігається не тільки в лазерному випромінюванні, але її активне вивчення та практичне застосування стимульовані в основному використанням лазерів.

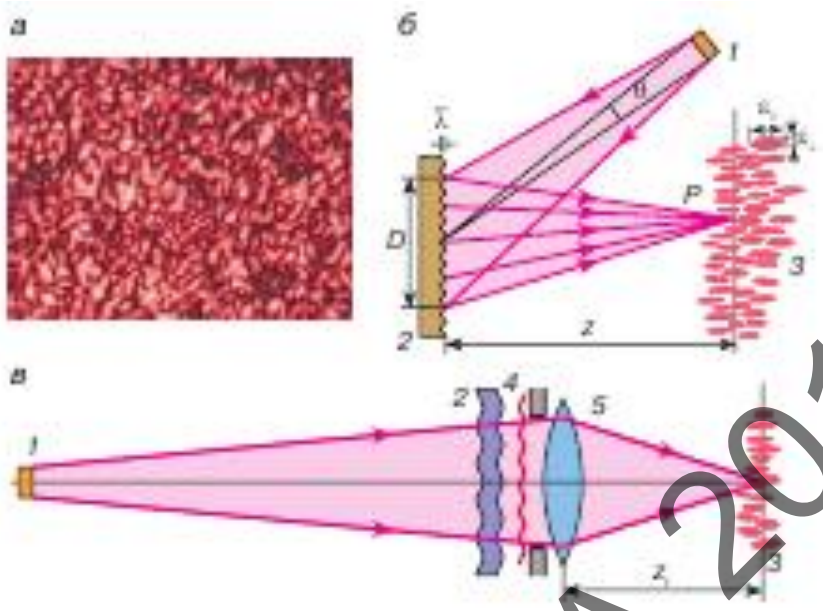
Розглянемо умови формування і деякі оптичні схеми спостереження спекл-картин, що представляють собою результат інтерференції хвиль від окремих неоднорідностей поверхні об'єкту. У схемі на рисунку 2.5, б ці хвилі взаємно когерентні, якщо радіус просторової когерентності ρс на поверхні об'єкта перевищує діаметр освітленій області $D$, $\rho c > D$. Це досягається зменшенням кутового розміру висвітлює джерела $\theta$, оскільки де - середня довжина хвилі світла. Більше того, різниця оптичних шляхів будь-якої пари елементарних хвиль $\delta$, що приходять в точку спостереження Р, повинна бути менше довжини тимчасової когерентності випромінювання $l_c \approx \bar{\lambda}^2/\Delta\lambda$, де $\Delta\lambda$ - ширина спектального випромінювання.

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

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

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 А (Р), фаза φ (Р) та інтенсивність $I(\mathrm{P}) \sim |U(\mathrm{P})|^2$ поля будуть випадковими функціями. Контрастні, яскраво виражені спекл-структури спостерігаються, коли фазові зрушення $\Delta\varphi_j$ лежать в інтервалі 0-2π радіан.

А. С. Чмих, КІВРА 2015




Рисунку 2.5—Спекл-картина в полі дифракції 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 - зображає оптична система

Для цього досить, наприклад, щоб висоти неоднорідностей поверхні Δhj було б порівняти з λ оскільки $\Delta\varphi_j \approx (2\pi/\lambda) \cdot 2\Delta h_j$. Мінімальні розміри спеклів в поперечному перерізі поля визначаються співвідношенням $\varepsilon_{\perp min} = \bar{\lambda} z/D$, 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 $\Lambda_{jk} = \bar{\lambda} z/l_{jk}$, де $l_{jk}$- відстань між неоднородностями. Когерентні накладення таких смуг різного періоду і різної орієнтації від усіх пар неоднорідностей призводять до утворення спекл- картини. Найменший період цих смуг відповідає неоднородностям на краях освітленій області з відстанню l= D між ними. Середні розміри спеклів дещо більше, $\varepsilon_{\perp} = 3\bar{\lambda} z/D$. Поправочний множник можна отримати на основі аналізу спекл- картини.

А.С. Чмих, КВРА 2015

З методичної точки зору цікава схема на рисунку 2.5, в, де світло проходить через розсіювальну середу, а спекли спостерігається в площині зображення висвітлює джерела. Контрастна спекл-картина формується в тому випадку, якщо радіус когерентності $\rho c$ висвітлює випромінювання на розсіючого середовища перевищує діаметр апертури оптичної системи, $\rho c > D_a$. Суб'єктивні спекл-картини, що формуються за схемою рисунку 2.5., в, добре видно при спостереженні вуличних ліхтарів через запотівше або заморожене вікно трамвая. Цю схему можна розглядати в якості моделі спостереження космічних об'єктів через турбулентну атмосферу Землі і пояснення принципів зоряної спекл-інтерферометрії.

Як джерело суб'єктивних спеклів виступає апертура (вірніше, вихідний зіницю) оптичної системи, заповнений світлом від об'єкта. Отже, для оцінки розмірів цих спеклів можуть бути використані ті самі висловлювання, що й для об'єктивних:

$$\varepsilon_{\perp} = \frac{3\bar{\lambda} z_i}{D_a}, \varepsilon_{\parallel} \approx 8\bar{\lambda} z_i^2 / D_a^2,$$

де $z_i$ – відстань від апертури (зіниці) до площини формування спекл-картини.

При $\rho c > D_a$, важливо зазначити, що розмір спеклів збільшується, а їх контраст зменшується. [10]

## 2.7 **Голограмна структура**

Перевагою голографічних методів запису і відновлення інформації є повне відновлення інформації про амплітудно-фазовому розподілі об'єктного поля. Голограмних структуру, - зареєстровану картину інтерференції об'єктної і опорною хвиль, зазвичай представляють у вигляді суперпозиції синусоїдальних дифракційних решіток або зонних структур Френеля [16, 17].

Такі уявлення з формальної точки зору дозволяють цілком адекватно описати процеси запису і відновлення хвильового поля в голографії. Однак реальна голограмних структура, фактично, являє собою те, що можна побачити при її мікроскопічному дослідженні (рисунку 2.6): набір елементарних

А. С. Чмих, КІВРА 2015

дифракційних осередків, якими є спеклися об'єктного поля, Промодулірований несучими інтерференційними смугами. При переході від спекла до спеклися інтерференційні смуги зміщуються, оскільки фаза поля в спеклися різна. Контраст інтерференційних смуг визначається співвідношенням амплітуд об'єктної і опорною хвиль в кожному спеклися. Отже, амплітуда об'єктного поля кодується значенням контрасту інтерференційних смуг, а фаза - їх просторовим положенням. Поперечні розміри спеклів визначаються шириною кутового (просторового) спектра об'єктного поля.[18]

Відновлюване з голограми об'єктне хвильове поле являє собою суперпозицію елементарних хвиль, дифрагованних на елементарних дифракційних осередках голограми. Такі елементарні дифракційні решітки чітко простежуються на рисунку 2.6, на якому представлений сильно збільшений фрагмент реальної голограмної структури розсіюючого об'єкта.

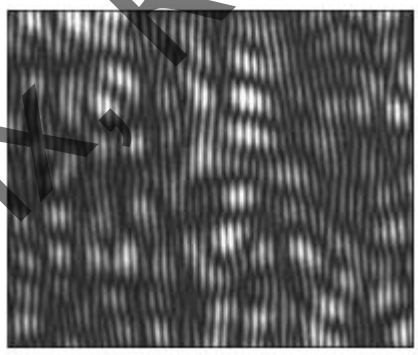


Рисунок 2.6— Фрагмент голограмної структури розсіюючого об'єкта

Просторове положення інтерференційних смуг всередині елементарної комірки і становище самої комірки в площині голограми визначають фазу дифрагувати елементарної хвилі, а період смуг - напрям поширення елементарної хвилі, дифрагувати на даній осередку. Глибина модуляції дифракційної структури, що залежить від контрасту несучих інтерференційних смуг, визначає дифракційну ефективність елементарної комірки, а значить, і амплітуду хвилі, дифрагувати на ній. [19]

А.С. Чмих - КІВРА 2015

Вищеописаний процес показує, як за допомогою реальної голограми відновлюється амплітудно-фазова структура об'єктного поля в площині голограми, а значить, і в дифракційному поле.

Таким чином, реальна голограма собою складну дифракційну структуру і складається з безлічі елементарних дифракційних решіток, службовців найменшими інформаційними осередками голограми. При цьому просторове положення цих решіток на голограми повністю визначається спекл-структурою об'єктного поля. Повний хвильове поле, відновлене з голограми, формується в результаті суперпозиції всіх елементарних хвиль, дифрагувати на осередках.

Вищевказані особливості дифракційної структри голограми зумовлюють простий спосіб синтезу голограми по запису інтенсивності об'єктного дифракційного поля без використання опорного пучка світла. У кожному спеклися записаної структури необхідно тим чи іншим способом створити несучі смуги з відносним зсувом, відповідним фазі поля в цьому спекли.

Такі уявлення з формальної точки зору дозволяють цілком адекватно описати процеси запису і відновлення хвильового поля в голографії. Однак реальна голограмних структура, фактично, являє собою те, що можна побачити при її мікроскопічному дослідженні: набір елементарних дифракційних осередків, якими є спекли об'єктного поля, промодульованний несучими інтерференційними смугами. При переході від спекла до спеклися інтерференційні смуги зміщуються, оскільки фаза поля в спеклися різна. Контраст інтерференційних смуг визначається співвідношенням амплітуд об'єктної і опорною хвиль в кожному спеклися. Отже, амплітуда об'єктного поля кодується значенням контрасту інтерференційних смуг, а фаза – їх просторовим становищем. Поперечні розміри спеклів визначаються шириною кутового (просторового) спектра об'єктного поля. Відновлюване з голограми об'єктне хвильове поле являє собою суперпозицію елементарних хвиль, діфрагірованних на елементарних дифракційних осередках голограми. Такі елементарні дифракційні решітки чітко простежуються на рисунку 2.6, на якому представлений

А.С. Чмих, КІВРА 2015

сильно збільшений фрагмент реальної голограмної структури розсіюючого об'єкта.

Просторове положення інтерференційних смуг всередині елементарної комірки і становище самої комірки в площині голограми визначають фазу дифрагувати елементарної хвилі, а період смуг - напрям поширення елементарної хвилі, дифрагувати на даній осередку. Глибина модуляції дифракційної структури, що залежить від контрасту несучих інтерференційних смуг, визначає дифракційну ефективність елементарної комірки, а значить, і амплітуду хвилі, дифрагувати на ній.

Вищеописаний процес показує, як за допомогою реальної голограми відновлюється амплітудно-фазова структура об'єктного поля в площині голограми, а значить, і в дифракційному поле. На рисунку 2.7 схематично показаний процес формування дійсного голографічного зображення в дифракційному поле в результаті суперпозиції елементарних хвиль, діфрагірованних на елементарних дифракційних осередках голограми.

Таким чином, реальна голограма собою складну дифракційну структуру і складається з безлічі елементарних дифракційних решіток, службовців найменшими інформаційними осередками голограми. При цьому просторове положення цих решіток на голограмі повністю визначається спекл-структурою об'єктного поля. Повний хвильове поле, відновлене з голограми, формується в результаті суперпозиції всіх елементарних хвиль, дифрагувати на осередках.

Вищевказані особливості дифракційної структри голограми зумовлюють простий спосіб синтезу голограми по запису інтенсивності об'єктного дифракційного поля без використання опорного пучка світла. У кожному спеклися записаної структури необхідно тим чи іншим способом створити несучі смуги з відносним зсувом, відповідним фазі поля в цьому спеклі.

А.С. Чмих, КІВРА 2015

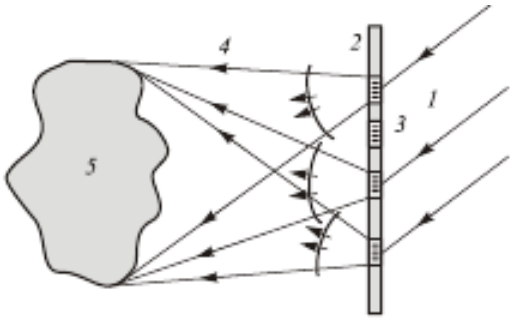



Рисунок 2.7— Схематичне представлення процесу відновлення з голограми дійсного зображення об'єкта при використанні пучка світла, сполученого опорного: 1 - відновлює хвиля; 2 - голограма; 3 - елементарні дифракційні осередку; 4 - елементарні хвилі, дифрагує на елементарних комірках; 5 - дійсне зображення об'єкта

Процедура заснована на записи спеклограми розсіюючого об'єкта в дальньому полі дифракції - Фур'є-спеклограми і на бінарному розподілі фази в спеклися цього поля для об'єктів симетричної форми.[9]

## 2.8 **Метод двухекспозіціоної спекл-фотографії**

Спекл-структура несе інформацію про поверхні об'єкта, зокрема про її формі і просторовому положенні. Ця властивість ефективно використовують для вивчення малих (мікроскопічних) зсувів поверхні об'єкту. Зсув або деформація поверхні об'єкта тягне за собою відповідне просторове переміщення об'єктивної і суб'єктивної спекл-структур, вимірювання якого дозволяє визначити зміщення самої поверхні. Для цього використовують двухекспозіціонную реєстрацію спекл-структур, відповідних початкового і зміненого станам об'єкта, з подальшим спостереженням картини інтерференційних смуг в поле дифракції лазерного пучка на записаних спеклструктурах.

Для запису спекл-картини застосовують звичайну оптичну схему (рисунку 2.8, а), в якій реєструюче середовище (наприклад, фотопластинку) поміщають або в площині зображення об'єкта, або в розфокусувати області, включаючи задню фокальную площину, в якій формується Фур'є-образ об'єкту. В першому випадку реєструються поперечні оптичної осі зсуву об'єкта, а

А. С. Чмих, КІВРА 2015

в другому - ізгібние деформації поверхні або її нахил. Реєструюча середовище має дозволяти записувану спекл- структуру, найменші елементи якої мають мікронні значення при досить великому відносному отворі зображає оптичної системи. Звичайно потрібно фотопластинка з роздільною здатністю не менше $10^3$ лин / мм. Такі фотопластинки застосовують в голографії.

На фотопластинці в результаті двухекспозіціонной запису і подальшої фотохімічної обробки виявляються зареєстрованими дві ідентичні взаємно зміщені спекл-картини. фотопластинку, яку тепер можна назвати спеклограммой, висвітлюють лазерним пучком, який відчуває дифракцію на подвійний тонкої спекл-структурою зображення об'єкта (рисунку 2.8, б). У дифракційному полі формується система паралельних інтерференційних смуг, перпендикулярних вектору зміщення спеклів $\overrightarrow{g_s}$ з періодом:

$$\Lambda = \frac{\lambda z}{\left|\overrightarrow{g_s}\right|},$$

де $z$ - відстань до екрану, на якому спостерігаються смуги. Походження смуг можна пояснити використовуючи аналогію з класичним досвідом Юнга. Пара ідентичних, взаємно зміщених спеклів на двухекспозіціонной спеклограмме еквівалентна двом отворам в схемі Юнга. Інтерференція елементарних хвиль від таких пар отворів в межах висвітлює лазерного пучка, однаково орієнтованих і з рівними відстанями між ними, призводить до формування в далекій області дифракції однакових інтерференційних картин, накладення яких дає результуючу картину смуг (див. рисунок 2.8, б).

А. С. Чмих, КІВРА 2015

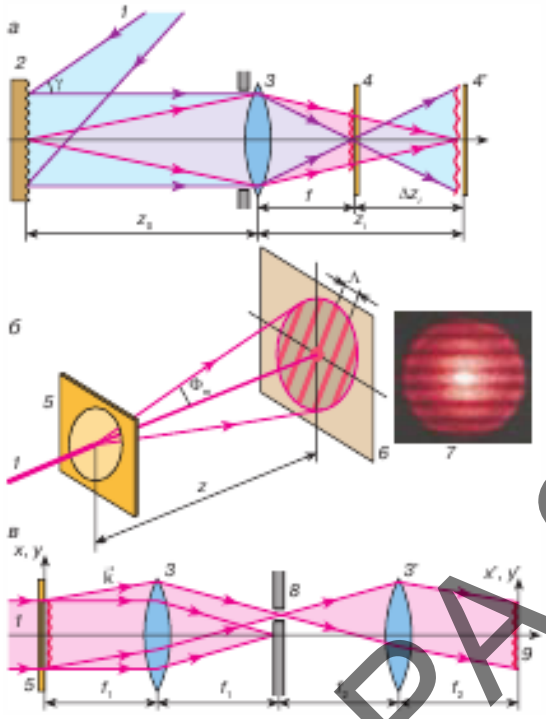


Рисунок 2.8— Оптичні схеми записи двухекспозіціонної спекл-фотографії (а), спостереження картини інтерференційних смуг в далекій області дифракції (б) і площині зображення спеклограмми (в). 1 - висвітлює лазерний пучок, 2 - об'єкт з шорсткою поверхнею, 3 і 3 '- лінзи, 4 і 4' - фото - пластинки в різних площинах простору зображень, 5 - двухекспозіціонная спеклограмма, 6 - картина інтерференційних смуг Юнга на екрані в далекій області дифракції, 7 - фотографія інтерференційних смуг Юнга, 8 - екран з малим отвором (просторовий фільтр), 9- площину зображення спеклограмми

За орієнтацією і періодом смуг Юнга встановлюють напрям і величину вектора зміщення спеклів на спеклограмі $\overrightarrow{g_s}$ а по ньому - зміщення відповідних точок поверхні об'єкту $\overrightarrow{g_0}$ при поперечному зміщенні поверхні на величину $\overrightarrow{g_0}$ спекли у відповідних точках зображення змістяться на величину $\overrightarrow{g_s} = -\beta\overrightarrow{g_0}$, де $\beta$ коефіцієнт збільшення оптичної системи. При нахилі поверхні на кут α спекли в площині зображення залишаються практично нерухомими, але зміщуються в розфокусувані області на величину:

А.С. Чмих. КіВРА 2015

$$g_s = \alpha(1+\cos\gamma)\Delta z_i / \beta,$$

де $\gamma$ -кут падіння висвітлює пучка, $\Delta z_i$ - величина расфокусировки об'єкта (див. рисунок 2.8, а). При записи спеклів в задній фокальній площині лінзи останнє співвідношення набуває вигляду:

$$g_s = \alpha(1+\cos\gamma)\cdot f .$$

Картину інтерференційних смуг, що відображають неоднорідне зміщення поверхні об'єкта, можна спостерігати безпосередньо на спеклограммі, використовуючи схему просторової фільтрації (рисунок 2.8, в). За цією схемою висвітлюється все зображення об'єкта на спеклограмме, а дифрагувати на ній випромінювання піддається подвійному Фур'є-перетворенню і просторової фільтрації за допомогою двох збирають лінз і екрану з малим отвором, встановленим в задній фокальній площині першої лінзи. В фокальній площині другої лінзи спостерігається зображення спеклограмми, Промодулірованний інтерференційними смугами, форма і просторовий період яких визначаються зміщенням $\overrightarrow{g_s}$ спеклів на спеклограмі і, важливо підкреслити, положенням фільтруючого отвору.

Смуги утворюються, як і в розглянутому вище випадку, в результаті інтерференції елементарних хвиль від пар ідентичних спеклів. Щоб ці хвилі просторово перекривалися в площині зображення і інтерферувати, оптична система не повинна дозволяти взаємне зміщення ідентичних спеклів на спеклограмі:

$$g_s > \lambda f_1 / D_a ,$$

де $D_a$ – діаметр фільтруючого отвору. Тому отвір повинен бути досить малим, інакше смуги зникають.

Різниця ходу між елементарними хвилями $\Delta$ залежить від проекції вектора $\overrightarrow{g_s}$ на напрям дифрагованого пучка $k(\cos\alpha_x, \cos\alpha_y)$ обумовленого поло-

А. С. Чмих, КіВРА 2015

женням фільтруючого отвору $\Delta = \overrightarrow{g_s}\vec{k}$. Тому рівняння світлих смуг на зображенні спеклограм запишеться у вигляді:

$$\overrightarrow{g_s}\vec{k} = m\lambda,$$

де $m$ - порядок інтерференції. Фіксуючи зміну порядку інтерференційної картини $\Delta m$ при зміні положення отвори, можна визначити величину і напрямок вектора $\overrightarrow{g_s}$ на різних ділянках спеклограми, а значить, величину і напрямок зсуву відповідних точок об'єкта $\overrightarrow{g_0}$. Проте в технічних завданнях часто важливо знати не абсолютні зміщення точок поверхні, а відносні, тобто похідні від зсувів: $\partial g_0 / \partial x$ і $\partial g_0 / \partial y$. Легко бачити, що локальні періоди смуг на спектрограмі $\Lambda_x$ і $\Lambda_y$ .пов'язані з похідними співвідношеннями:

$$\frac{\partial g_0}{\partial x}\cos\alpha_x = \frac{\lambda}{\beta\Lambda_x}, \frac{\partial g_0}{\partial y}\cos\alpha_y = \frac{\lambda}{\beta\Lambda_y}.$$

Вивчення картини смуг на зображенні об'єкта за схемою на рисунку 2.8, в наочно дає кількісну інформацію про форму зміщення або деформації об'єкта. Сканування спеклограми вузьким лазерним пучком (див. рисунок 2.8, б) дозволяє визначити поле абсолютних зміщень точок об'єкта. Діапазон вимірювань методом спекл-фотографії простягається від одиниць до сотень мікрометрів. Ці можливості виключно важливі в експериментальній механіці.[14]

### 2.9 Зоряна спекл-інтерферометрія

Зоряна спекл-интерферометрия - метод спостереження астрономічних об'єктів через турбулентну атмосферу з дифракційною межею дозволу [19]. Основи цього витонченого оптичного методу закладені в 1970 французьким ученим А. Лабейрі. з часів А. Майкельсона і його зоряного інтерферометра метод зоряної спекл-інтерферометрії - найзначніше досягнення в оптичній астрономії.

Кутова роздільна здатність оптичного ідеального (без аберацій) телескопа обмежується дифракцією світла на його апертурі і одно:

А.С. Чмих, КіВРА 2015

$$1.22\overline{\lambda}/\mathrm{D}_a\ ,$$

де $D_a$ - діаметр апертури телескопа. Для 5-метрового телескопа ця величина $\approx 0",02$ при $\lambda = 0.5мкм$. Температурні флуктуації оптичної щільності атмосфери спотворюють фронт світлової хвилі і знижують дозвіл телескопа до $1"-2"$.

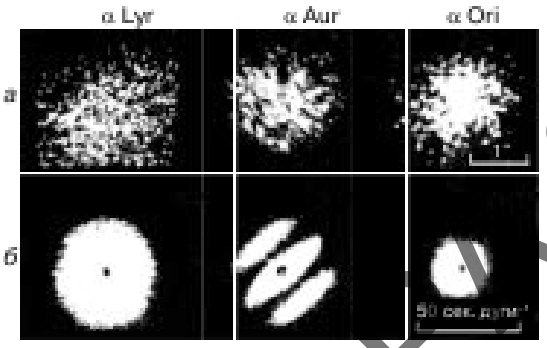



Рисунок 2.9— Спекл-зображення (а) і спектри потужності (б) Не дозволяється зірки α Lyr, подвійної зірки α Aur і зірки α Ori з дозволеними диском.

Телескоп не дозволяє зірку $\overline{\lambda}/D_a > \theta$, де $\theta$ кутовий розмір зірки, коли діаметр апертури телескопа менше радіуса просторової когерентності $\rho_c$ світла від зірки, $D_a < \rho_c$ так як $\rho_c \approx \overline{\lambda}/\theta$. Вхідне вічко телескопа в цьому випадку засвічується когерентно. Якщо середній розмір неоднорідностей атмосфери $r_a$ помітно менше апертури телескопа ($r_a \approx 5-20см$) то в його фокальній площині замість одного дифракційної плями формується спекл-картина (рисунок 2.9, а) з середнім лінійним розміром спеклів:

$$\varepsilon_\perp \approx \overline{\lambda} f / D_a,$$

де $f$ - фокальна довжина телескопа. $r_a < \rho_c < D_a$ , контраст спеклів зменшується, а їх розміри збільшуються, $\varepsilon_\perp \approx \overline{\lambda} f / \rho_c$. Таким чином, в спекл-картині виявляється закодована інформація про кутовому розмірі джерела, $\theta \approx \overline{\lambda}/\rho_c$.

А. С. Чмих, КіВНУ 2015

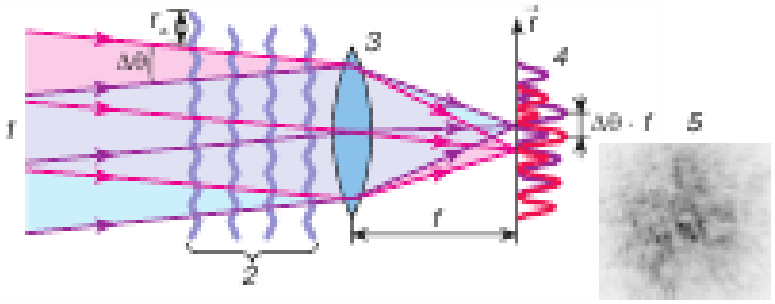



Рисунок 2.10— Формування зображення подвійної зірки через турбулентну атмосферу. 1 - світло від зоряної пари, 2 - турбулентна середу, 3 - об'єктив телескопа, 4 - випадковий розподіл інтенсивності в спекл-зображенні подвійної зірки, 5 - типовий вид спекл-зображення подвійної зірки

Атмосферні флуктуації і відповідно спекл-структури змінюються з характерним часом ≈0,02с. При тривалих експозиціях спекл-картини усереднюються і спостерігається розмита пляма з кутовим розміром $\approx \lambda / r_a \approx 1" - 2"$. Короткі експозиції з часом $<< 0,02c$ дозволяють зареєструвати спекл-картини, які називають миттєвими спекл-зображеннями. З просторового спектра спекл-зображень, усередненого за багатьма зображень можна витягти інформацію про кутовому розмірі джерела та його тонкої просторової структурі.

Розглянемо найбільш просту і наочну процедуру добування інформації з спекл-зображень подвійної зірки. У цьому випадку в апертуру телескопа потрапляють дві світлові хвилі, які в фокальній площині телескопа формують дві спекл-структури, зміщені один щодо одного на кутову відстань $\Delta\theta$ між зірками (рисунок 2.10). Ці спекл-структури ідентичні, оскільки утворені при проходження хвиль через одну і ту ж неоднорідну атмосферу, але складаються без інтерференції через взаємну некогерентности джерел. Якщо $\Delta\theta > \overline{\lambda} / D_a$ то зіркова пара в принципі вирішувана телескопом, але цьому заважають атмосферні флуктуації і утворюються спекл-структури. Взаємне зміщення спеклів $g_s = \Delta\theta f$ в цьому випадку перевищує їх розміри, $\Delta\theta > \varepsilon_\perp / f$ .

А. С. Чмих, КіВРА 2015

Тому в фокальній площині формується подвійна спекл-структура (див. рисунок 2.10). Серія таких спекл-зображень буде містити різні за формою подвійні спеклися, але з одним і тим же відстанню $\Delta\theta f$ між парами ідентичних. Аналогія з методом двухекспозіціонной спекл-фотографії цілком очевидна. Просторовий спектр таких картин містить косинусоидальной функцію, період якої зворотно пропорційний $\Delta\theta$. У когерентно оптичній системі перетворення Фур'є і спостереження просторового спектра спекл-зображень можна виконати за допомогою схеми, зображеної на рисунок 2.8, б. У дифракційному гало будуть спостерігатися інтерференційні смуги, перпендикулярні лінії, що з'єднує зоряну пару, з періодом, обернено пропорційним $\Delta\theta$, $\Lambda = \lambda z / \Delta\theta f$. Для отримання більш чіткої картини смуг виконують усереднення просторового спектру, наприклад шляхом швидкої зміни кадрів спекл-зображень. Контраст усереднених смуг несе інформацію про відносне блиску зоряної пари.

Наведений приклад спостереження тісному зоряної пари наочно демонструє можливість визначення просторової структури космічного об'єкта (кутова відстань між зірками, їх орієнтацію і відносний блиск) за усередненим спектру потужності ансамблю миттєвих спекл-зображень об'єкта. При використанні тривалої експозиції, що приводить до усереднення самої спекл-структури в зображенні, така можливість зникає. [17]

А. С. Чмих, КІВРА 2015

# 3 РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ АНАЛІЗУ КАРТИН СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОМЕТРІЇ ТА ЙОГО РЕАЛІЗАЦІЯ

## 3.1 **Огляд аналогів**

В данному розділі розглядаються аналоги по обробці та аналізу спекл-зображень.

### *3.1.1 Реконструкція зображення по просторовому розподілу інтенсивності дифракційного спекл-модульованого поля*

Процес реєстрації спекл- полів вимагає спеціального устаткування, тому його моделювання на комп'ютері істотно розширює можливості дослідники. Спекл- структура, змодельована на комп'ютері представлена на рисунку 3.1.

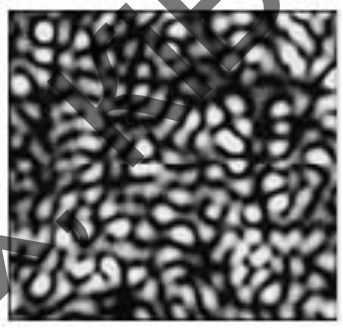


Рисунок 3.1— Спекл- структура змодельована на комп’ютері.

Для обробки спеклограмм з метою створення голограмноподібних структур з несучими смугами були використані комп‘ютерні програми обробки спеклів, що дозволяють наносити на спеклограму систему несучих смуг зі здвигом на половину періоду при переході від одного спекла до сусіднього. Алгоритм відновлення фазового розподілу в спекл-полі складається в наступному:

1. Переклад зображення в масив чисел;
2. Визначення середнього рівня яскравості і проведення бінаризації по цьому рівню (рисунок 3.2);

А.С. ЧМИХ ЖВРА 2015

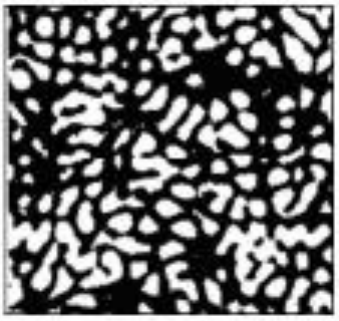
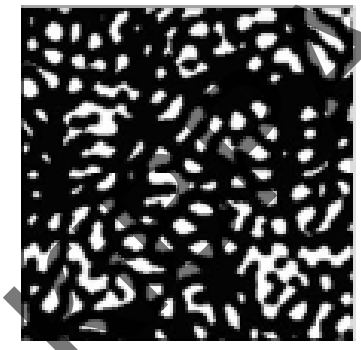


Рисунок 3.2— Зображення після проведення бінаризації.

3. Поділ злиплих спеклів; світлі плями з'єднані тонким перешийком, швидше за все, представляють різні спеклися (рисунок 3.3);



Рисрисунок 3.3— Розділення злиплих спеклів.

4. Поділ спекл- картини на сусідні області (рисунок 3.4);

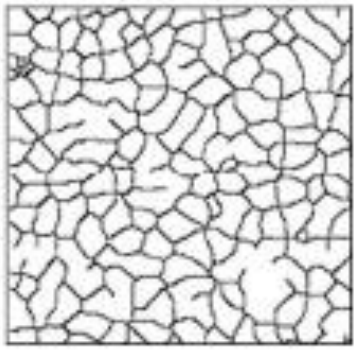


Рисунок 3.4— Поділ спекл- картини на сусідні області.

5. Нанесення на спеклограму системи несучих смуг на половину періоду між сусідніми спеклися (рисунок 3.5);

А. С. Чмих, ІПСА 2015

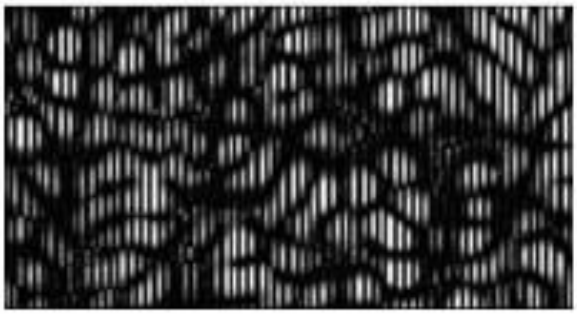


Рисунок 3.5— Зображення з нанесиними несучими сугами.

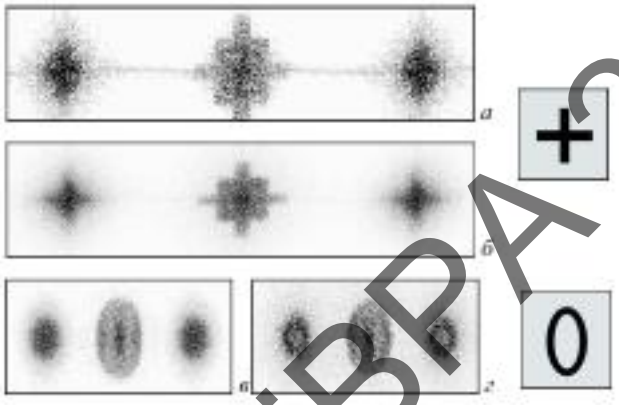



Рисунок 3.6— Відновлені зображення об'єктів з парним порядком центральної симетрії: хреста (а-б); еліпса (в-г)

На рисунок 3.6 а, в представлені встановлено зображення для випадку поділу сусідніх областей в ручному режимі. Порівняння результатів застосування цих режимів обробки спеклограм показують кілька більш високу якість відновлення зображень при використанні ручного режиму визначення сусідніх спеклів з невеликим з необхідним зсувом смуг. Для підвищення якості востановления зображень автоматична програма вимагає подальшої доробки в плані більш точного визначення областей, що представляють сусідні спеклися. Як видно з рисунку 3.6 в цілому запропонований алгоритм дозволяє приблизно встановлювати зображення об'єкта. Графічна обробка спеклограми із застосуванням спеціальних програмних засобів є менш трудомістким процесом у порівнянні з ручною обробкою, але вона супроводжується суттєвими помилками при визначенні кордонів спеклів і тому вимагає подальшої доробки.

А. С. Чмих. КіВРА 2015

Таким чином, в данній роботі показана принципова можливість реконструкції фази спекл- модульованого дифракційного поля симетричного плоского розсію чого об’єкта. Показана також можливість відновлення зображення плоских об’єктів по запису безопорної Фур’є- спеклограми. Експериментально підтверджена працездатність запропонованого методу відновлення зображень. Реалізован варіант цифрової безопорної Фур’є- голограми на основі розроблебленої методики відновлення зображення об’єкта по зареєстрованої інтенсивності спекл- модульованого дифракційного поля.[21]

### *3.1.2 Використання динамічних спекл-полів для дослідження процесів in vitro в м'язовій тканині*

#### *Експериментальна установка*

Зразки опромінювалися розширеним лазерним променем і кут спостереження приблезительно соответсвовал падіння лазерного променя. У разі м'язової тканини така схема опромінення и реєстрації не забезпечує форімірованіе розвинених спекл- полів, так як на зображенні є яскраві зони, обумовлені появою дзеркальної складової відбитого від поверхні зразка світла. Тому для проведення експериментальних досліджень м'язової тканини запропоновано іншу оптичну схему реєстрації спекл-зображень. У новій схемі змінами кут освітлення, для того щоб усунути вплив дзеркальної складової. При цьому для збільшення інтенсивності розсіяного опромінення зразок опромінювали вузьким лазерним променем діаметром приблизно 1мм. На базі запропонованої схеми було створено нову експериментальну установку для дослідження біоспеклов м'язової тканини. (рисунок 3.7)

А. С. Чмих, КІВРА 2015

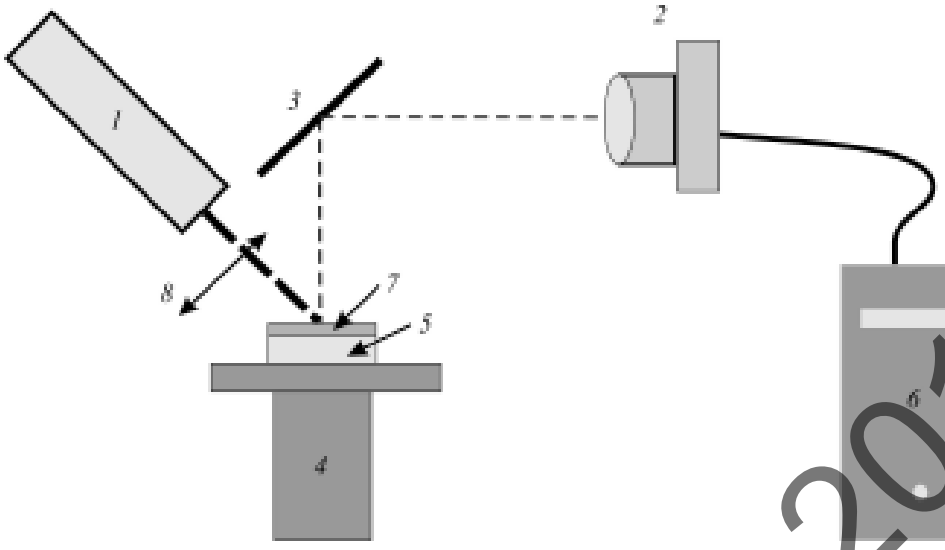



Рисунок 3.7— Схема установки проведення досліджень біоспеклів м'язової тканини: 1– лазер; 2 –цифрова відеокамера; 3– дзеркало; 4–предметний столик; 5– зразок м'язової тканини в кюветі; 6– ПК з ПЗ; 7- предметне скло; 8- шторка.

Під час експерименту спеціально підготовлені зразки м'язової тканини в кюветі 5, які зберігали в холодильнику, встановлювали але предметний столик 4. Зверху зразки накривали предметним скельцем 7, яке точно докладало без утворення повітряних дірок. Перед вимірюванням зразки витримували якийсь час, що їх температура вирівнялася з кімнатною температурою. Зразки опромінювали сфокусованість лазерним променем, який направляли під кутом 45град до напрямку спостереження. За допомогою дзеркала 3 і об'єктиву на чутливій матриці відеокамери 2 формували зображення поверхні зразка в радіусі взаемодействія лазерного випромінювання з об'єктом. (рисунок 3.8)

А. С. Чмих. КіВРА 2015

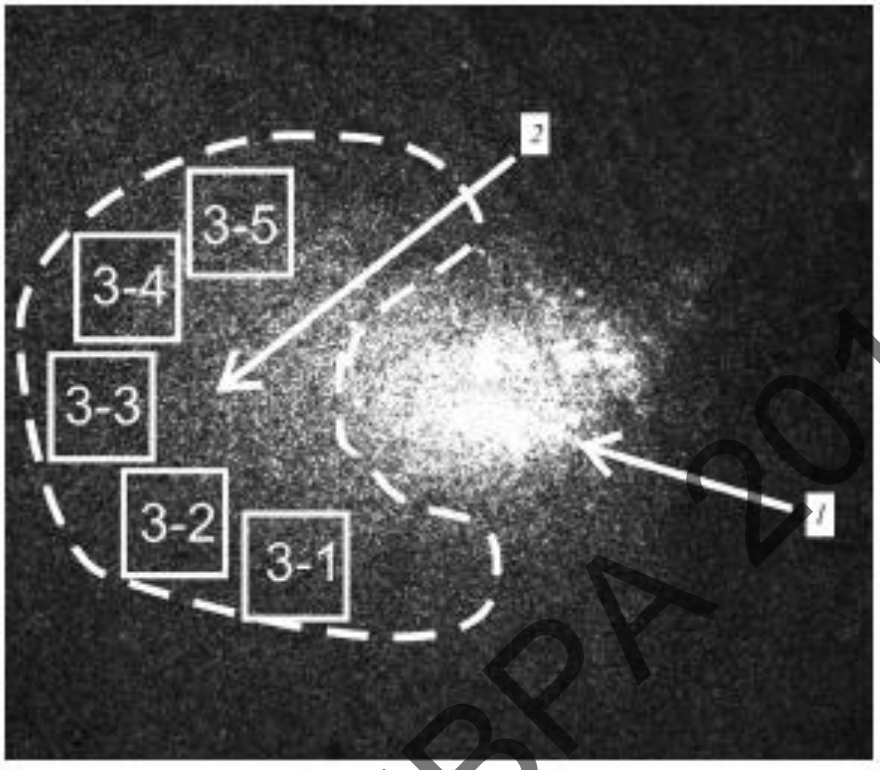



Рисунок 3.8— Зображення поверхні зразка м'язової тканини освітленого вузьким лазерним променем: 1 місце падіння лазерного променя; 2 область формування розвинених біоспеклів; 3-1 ... 3-5- фрагменти, які використовувалися для розрахунку значень коефіцієнта крос-кореляції.

Під час досліджень зразків м'язової тканини використовували He-Ne лазер ЛГН 207 (P = 1.5 мВ, $\lambda$ = 630 нм). Щоб зменшити вплив лазерного випромінювання, об’єкт досліджень опромінювали тільки під час реєстрації зображень. Для цього використовували шторку 8, яка відкривалася синхронно з моментом початку реєстрації зображень. Після температурної і механічної стабілізації зразка реєстрували серію зображень його поверхні в місці падіння лазерного променя. Зображення реєстрували послідовно одне за одним протягом 30 с з інтервалом 1 с і записували їх на жорсткий диск комп'ютера. Надалі зображення обробляли спеціально розробленою програмою, блок-схема якої зображена на рисунку 3.9.

А.С. Чмих, КіВРА 2015

*Алгоритм обробки спекл-зображень*

Як видно з рисунку 3.8, в місці падіння I лазерного променя завдяки значній інтенсивності розсіяного випромінювання та фіксованого часу експозиції відеокамери спекл-картина не спостерігається. У цьому місці інтенсивність зображення перевищує динамічний діапазон камери. На невеликій відстані від місця попадання променя в області 2, окресленої пунктирною лінією, більш чітко спостерігається розвинена спекл-картина, яка поступово зникає завдяки значному розсіюванню випромінювання. Цю область використовували для розрахунку значень Косс-кореляції між першим і всіма наступними зображеннями. При цьому вибирали п'ять прямокутних фрагментів, розподілених у цій галузі і отримані результати усереднювали.

Вибираючи фрагменти m, n = (3-1 ... 3-5), керувалися тим, що для отримання статистично достовірних результатів розміри фрагментів повинні бути досить великими, в межах від 100X100 до 200X200 пікселів. У фрагментах не повинно перебувати багато перенасичених пік селів з інтенсивністю, що перевищує динамічний діапазон камери. При обробцізареєстрованіх спекл-зображень користувач сам вибирав положення і розміри фрагментів на першому зображенні, керуючись зазначеними критеріями. Надалі програма автоматично знаходила місце розташування відповідних фрагментів на всіх зареєстрованих спекл-зображеннях і розрахувала значення коефіцієнтів крос-кореляції між першим (вихідним) зображенням k і всіма подальшими $I$ = 1 ... 30, для кожної пари відповідних фрагментів m, n. При цьому для кожної пари відповідних фрагментів отримували послідовність значень $C_{m,n}^{k+1}$, які характеризують зміни коефіцієнта крос-кореляції $C(t)$ за час вимірювання $t = Idt$ де $dt$ - інтервал часу між двома зареєстрованими зображеннями.

А. С. Чмих, КІВРА 2015

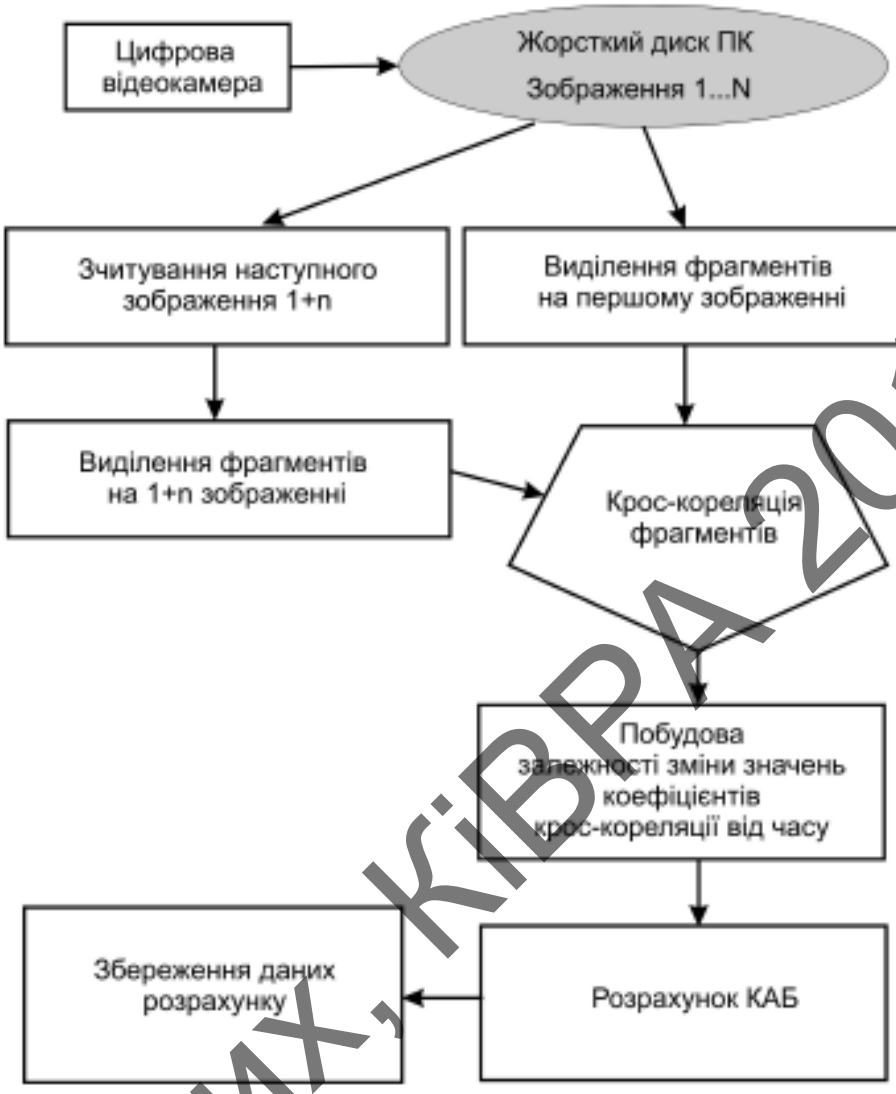



Рисунок 3.9— Блок-схема обробки спекл-зображень

За результатами обробки спекл-зображень автоматично будують залежність зміни значень коефіцієнтів крос-кореляції, яку отримували в ході досліджень зразків м'язової тканини, зображена на рисунку 3.9. Як видно з наведеного графіка, метод виявився дуже чутливим до процесів, які відбуваються в м'язовій тканині. Навіть протягом декількох секунд спостерігаються зміни значень коефіцієнта крос-кореляції. [20]

### *Обробка експериментальних даних*

Аналізуючи отримані динячі залежності зміни коефіцієнтів крос-кореляції в часі, для різних зразків м'язової тканини свині визначено параметри, які змінюються залежно від часу збереження зразків. Цими параметрами

А.С. Чмих, КіВРА 2015

є величина зміни коефіцієнта крос-кореляції C (t) від максимального значення до деякого постійного рівня, інтервал часу $\tau_0$, за час відбуваються ці зміни залишкове значення коефіцієнта крос-кореляції C ($\tau_0$) (рис. 19). Використовуючи ці параметри, ми запропонували для інтегральної оцінки змін, які проходять під час збереження м'язової тканини, расчитали величину (розмірністю $c^{-1}$), яку умовно назвали коефіцієнтом активності біоспеклов (КАБ):

$$\text{КАБ}=\frac{C_{t_1}-C_{\tau_0}}{\int_{t_1}^{\tau_0} C_t dt},$$

де C($t_1$) - значення коефіцієнта крос-кореляції через інтервал часу dt (під час наших експериментів з м'язовою тканиною dt = 1с); C($\tau_0$) - коефіцієнт крос-кореляції вихідного спекл-зображення з зображенням, зареєстрованим через інтервал часу $\tau_0$.[21]

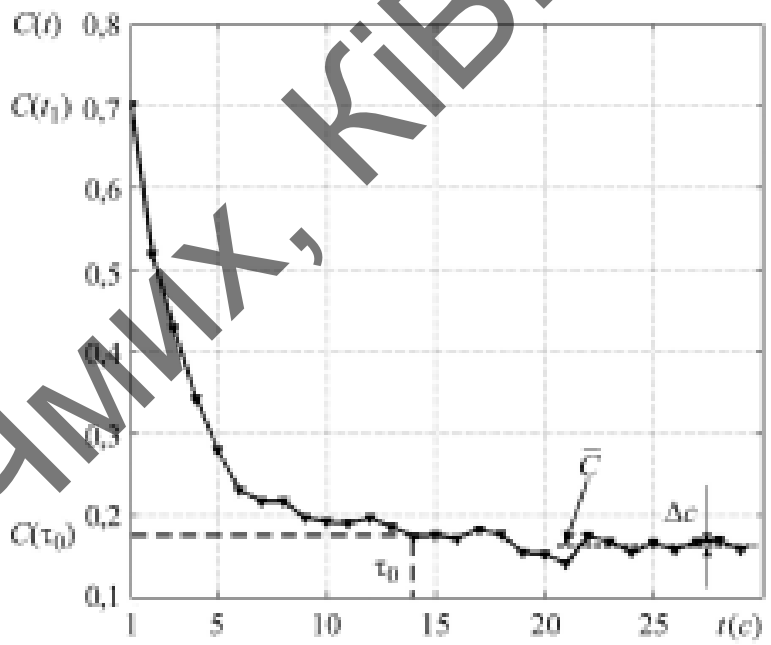



Рисунок 3.10— Типова залежність зміни значень коефіцієнтів крос-кореляції

## 3.2 **Теоретична основа**

### *3.2.1 Сутність кореляційного аналізу в біології*

Між морфологічними елементами живих організмів існує певний взаємозв’язок, один з яких полягає в тому, що із збільшенням або зменшенням

А. С. Чмих, КіВРА 2015

розміру одного елементу (x) відповідно збільшуються або зменшуються розміри іншого елементу (y). При цьому можливі такі варіанти:

1) коли даному значенню одного залежного фактора відповідає чітко визначене одне значення другого фактора;
2) коли даному значенню одного залежного фактору відповідає декілька значень другого фактору за умов, що ця група значень розміщена у певних межах щодо середнього їх значення.

Залежність, коли певному значенню одного елемента або його ознаки (x) відповідає лише одне значення другого елемента або ознаки (y), зветься функційною і визначається як $y = f(x)$. При цьому незалежна ознака (x) зветься аргументом, а залежна (y) − його функцією. Серед двох взаємозалежних елементів (ознак) за бажанням дослідника як аргумент і функція може бути обрано будь-яка з них. Однак в сукупності біологічних організмів або явищ завжди знайдеться певна їх кількість, у якої при однаковому значенні даного елементу (x) значення елементів, що порівнюються (y) будуть різними. Отже, це положення слід розуміти так: із зміною ознаки одного умовно незалежного елемента (x) (довжина, маса, форма, колір і т.ін.) обов'язково зміниться ознака іншого умовно залежного елементу (y), але ця зміна математично не є суворо функційною, тобто кожному значенню (x) значення (y) будуть різними. Крім того, якщо у певній кількості організмів значення даного морфологічного органа (x) буде однаковим (наприклад, довжина колосків), то обов'язково значення іншого органа (y) (наприклад, кількість зернин в колоску) буде різним. Тому із збільшенням або зменшенням ознаки (x) морфологічного органа у сукупності організмів будуть збільшуватись або зменшуватись значення (y) другої ознаки, але їх конкретні номінальні значення будуть різні. Це означає, що одному конкретному зміненому значенню (x) буде відповідати певна кількість збільшених або зменшених різних значень (y).

А.С. Чмих, КіВРА 2015

При аналізі кореляційного зв’язку між варіантами варіаційного ряду одна з ознак довільно обирається як ознака (x), тобто незалежна змінна, друга – як ознака (y) – залежна або змінна ознака. Ознака (x) зветься аргументом, ознака (y) – функцією. У біологічних об'єктах, процесах і явищах біологічної природи кореляційний зв’язок може мати прояв:

- між окремими морфологічними елементами живих організмів;
- між морфологічними елементами організмів і їх якісними характеристиками;
- між елементами оточуючого середовища і морфологічними, а також якісними характеристиками біологічних об’єктів;
- між окремими фізико-біологічними процесами.

Кореляційний зв’язок зветься простим, коли він описує характер залежності лише по двох ознаках, і множинним, коли залежність формується впливом трьох або більшої кількості ознак. Він може характеризуватись лінійною формою, коли залежність між (x) і (y) із зміною (x) відображається прямою лінією, або криволінійною, коли така залежність відображається лінією із відповідним скривленням. Крім того, розрізняють пряму (не прямолінійну, а пряму), коли із збільшенням значення (x) збільшується значення (y), і зворотну, коли із збільшенням значення (x) значення (y) зменшується.

В усіх випадках кореляційний аналіз застосовується для кількісного визначення зв’язків, що існують між окремими морфологічними органами, ознаками та іншими властивостями відповідної сукупності змінних ознак. В біологічних дослідженнях слід застерігатись формального застосування методу кореляційного аналізу, якому завжди повинен передувати біологічний аналіз факторів, що досліджуються. В принципі, методика кореляційного аналізу полягає в співставленні за відповідними правилами обраних для аналізу ознак x і y. Відобразити кореляційну залежність двох ознак, тобто провести таке співставлення можливо такими способами:

А.С. Чмих, КіВРА 2015

- скласти кореляційний ряд з рядів значень двох аналізованих ознак;
- за допомогою кореляційної грати, в якої з одного боку (по вертикалі) розміщується значення однієї ознаки, а з другого боку ( по горизонталі) − значення другої ознаки;
- за допомогою так званої лінії регресії, абсциси якої пропорційні значенням першої ознаки, а ординати − значенням другої ознаки.

Для визначення особливостей кореляційних зв’язків застосовують такі показники, що розраховуються за допомогою методів варіаційної статистики:

- коефіцієнт кореляції;
- кореляційне відношення;
- міра криволінійності зв’язку.

Ступінь сполучення зв’язку між аргументом (x) і функцією (y) позначається коефіцієнтом кореляції (r) і характеризує тісноту кореляційного зв’язку. Тіснота кореляційного зв’язку є показник, що визначає наближення (або віддалення) ступеню кореляції до показника функційного зв’язку. Якщо функційному зв’язку дати оцінку 1, то віддалення від 1 (0,9; 0,8; 0,7, ..., 0,3; 0,2; 0,1; 0) буде характеризувати тісноту відповідного кореляційного зв’язку. Показник r > 0,9 свідчить про дуже тісний зв'язок, показник r = 0,7 − 0,9 − про тісний зв’язок, зв'язок, в якому r = 0,5 − 0,7 характеризує значний, r = 0,3 − 0,4 − помірний, а r < 0,3 − слабкий зв’язок. [22]

В своїй дипломній роботі основною метою було визначення залежність між двома зразками. Тому для аналізу використовується функція кроскореляції яка реалізована в MatLab.

А. С. Чмих, КІВРА 2015

### *3.2.2 Крос-кореляція*

Нормована крос-кореляція визначена робота в регіонах, де має нульову дисперсію над повною мірою шаблону. У цих регіонах, ми призначаємо коефіцієнти кореляції від нуля до виходу С.

Розрахувати крос-кореляцію в просторової або частотний, залежно від розміру зображень.

- Розрахувати місцеві суми, попередньо розрахувавши запущені суми.
- Використання локальних сум для нормалізації взаємної кореляції, щоб отримати коефіцієнти кореляції.
- Реалізація зроблена такою формулою :

$$\gamma(\mathrm{u},\nu)=\frac{\sum_{x,y}\left[f(\mathrm{x},\mathrm{y})-\overline{f_{u,\nu}}\right]\cdot\left[t(\mathrm{x}-u,\nu-\nu)-\bar{t}\right]}{\left\{\sum_{x,\nu}\left[f(\mathrm{x},\mathrm{y})-\overline{f}_{u,\nu}\right]^2\cdot\sum_{x,\nu}\left[t(\mathrm{x}-\mathrm{u},\nu-\nu)-\bar{t}\right]^2\right\}^{0,5}}$$

де $f$ зображення.$\bar{t}$ це середнє шаблона $\overline{f_{u,\nu}}$ це середнє F (x, y) в області під шаблоном.

### 3.3 **Розробка алгоритму**

В дипломній роботі представляється алгоритм та також програмне забезпечення написана в пакеті розробки MatLab 2014a. Основною функцією, як біло раніше сказано, використано функцію крос- кореляції.

Алгоритм аналізу спекл зображень полягає:

1. Знаходження еталонного зразка речовини (крові);
2. Проведення лабораторного аналізу;
3. Опромінення зразка на лабораторному макеті, отримання спекл- зображення;
4. Отримання зразків крові у яких є патології;
5. Проведення лабораторного аналізу даних зразків;
6. Опромінення зразка на лабораторному макеті, отримання спекл- зображення;

А. С. Чмих, КІВРА 2015

7. Завантаження еталонного зображення, та зображення крові з патологією до програми.

8. Проведення обробки даних зображень: переведення до півтонового зображення, бінаризація даних зображень.

9. Виконання функції крос-кореляції між двома зображеннями.

10. Отримання результатів.

11. Занесення результатів аналізу до бази даних.

12. Набір статистики даних зображень.

13. Визначення характерних місць на графіку для, для тої чи іншої хвороби.

На рисунку 3.10 представлена узагальнена блок-схема приведення повного циклу випробувань для калібровки та налаштування пристрою.

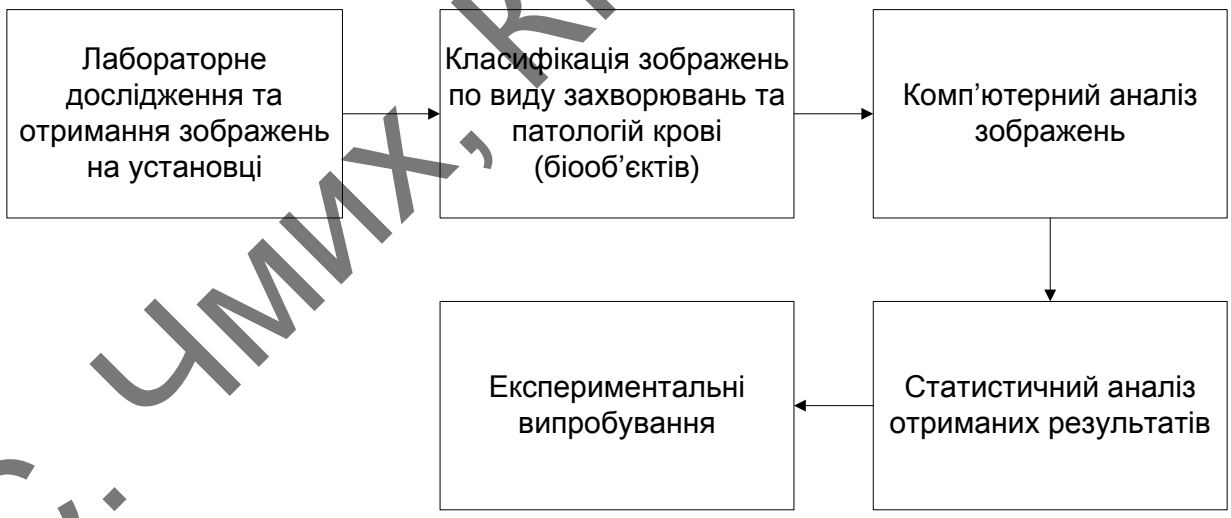



Рисунок 3.10— Узагальнена блок-схема для алгоритму

Як видно із приведеного алгоритму. Він має багато ідеалізованих моментів. Тому на даний момент мною реалізована програма по проведенню пунктів 7-10.

А. С. Чмих, КІВРА 2015

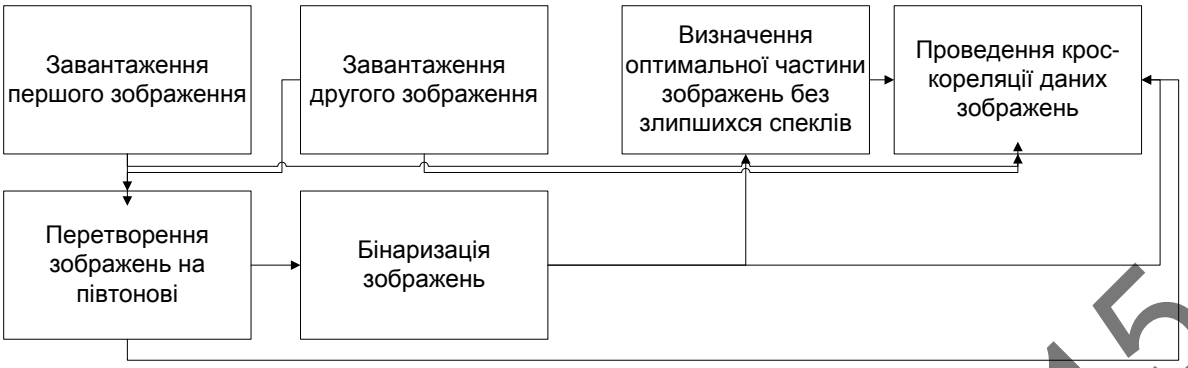


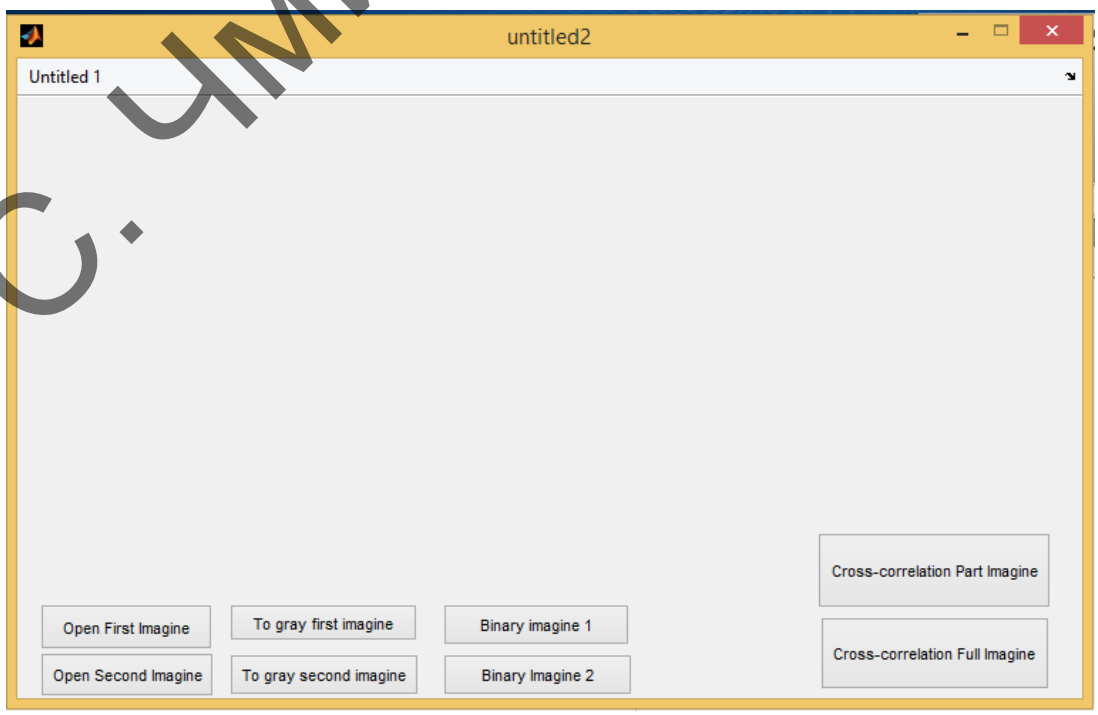

Рисунок 3.11— Схема алгоритму програми

### 3.4 **Результати виконання програми**

У ході виконання дипломної роботи мною було розроблено та реалізовано програму аналізу спекл-зображень інтерференції на біообєктах. Дана програма виконує таку функції:

1. Завантаження зображень з носія інформації.
2. Зміна зображення на півтонове.
3. Перетворення зображення по середньому рівню на бінарне.
4. Проведення крос-кореляції цих зображень та отримання графіка.

При відкритті програми з’являється вікно, як показано на рисунку 3.12.




А. С. Чмих, КІВРА 2015

Рисунок 3.12— Головне вікно програми

При натисканні кнопки «Open First Imagine» виконується відкриття першого зображення, як показано на рисунку 3.13.

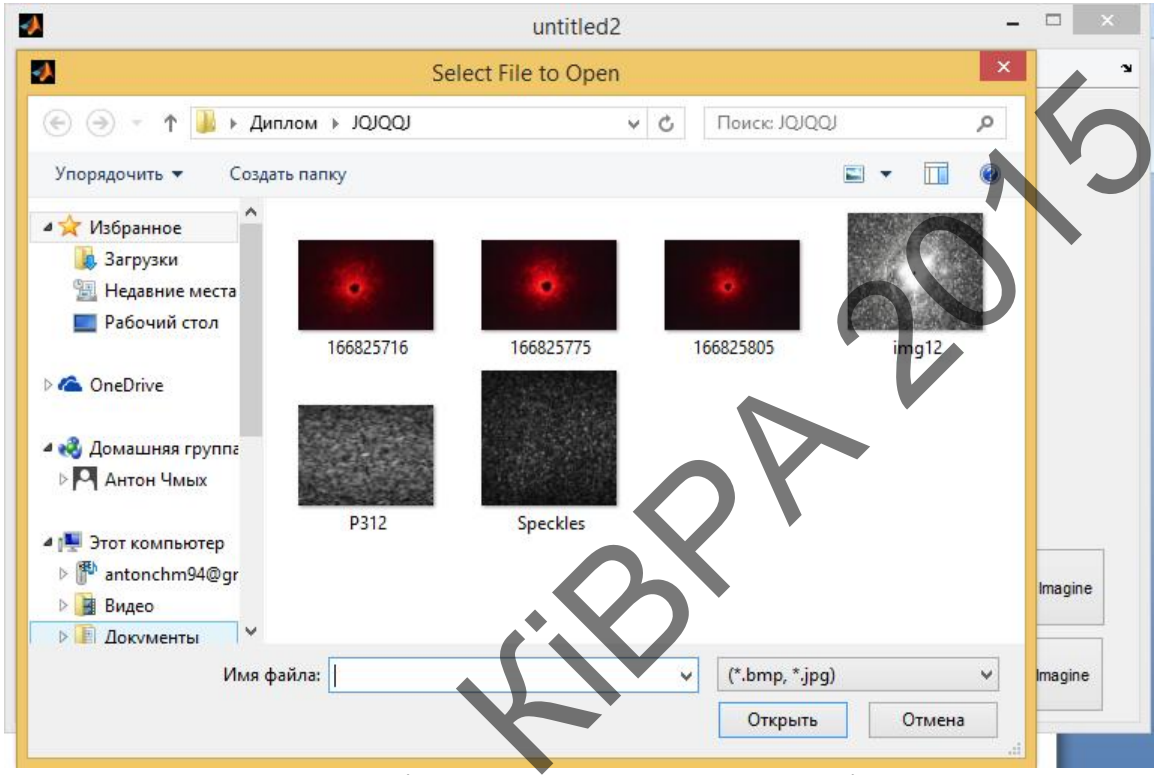



Рисунок 3.13— Відкриття зображення у провіднику

Після вибору зображення воно з’являється у вікні програми як показано на рисунку 3.13.

А. С. Чмих, КіВРА 2015

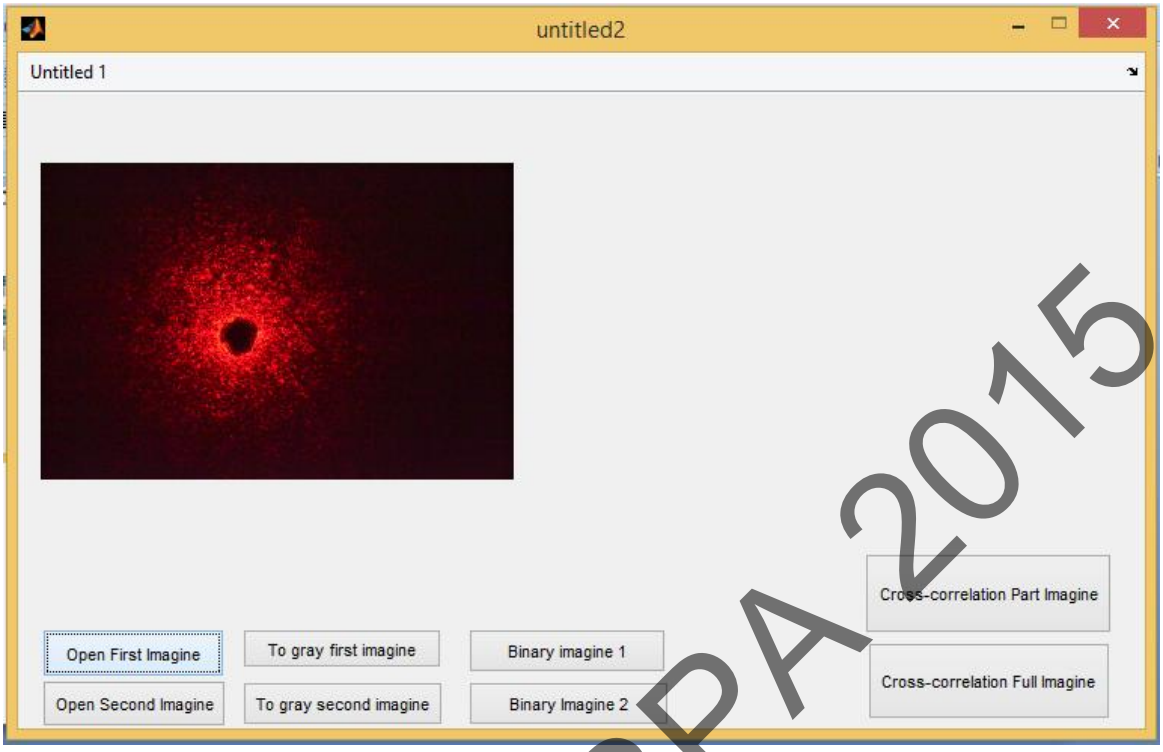



Рисунок 3.14— Головне вікно програми з відкритим зображенням.

Аналогічно проводиться відкриття другого зображення. Відкриття другого зображення виконується по натисканню кнопки «Open Second Imagine». Результат показан на рисунку 3.15. В даному головному вікні видно два зображення спекл-інтерферометрії. Результати обробки виводяться також в дане вікно, як буде показано в подальшому, але результати аналізу виводяться в окремі вікна для зручності та кращої роздільної здатності графіків.

А. С. Чмих, КіВРА 2015

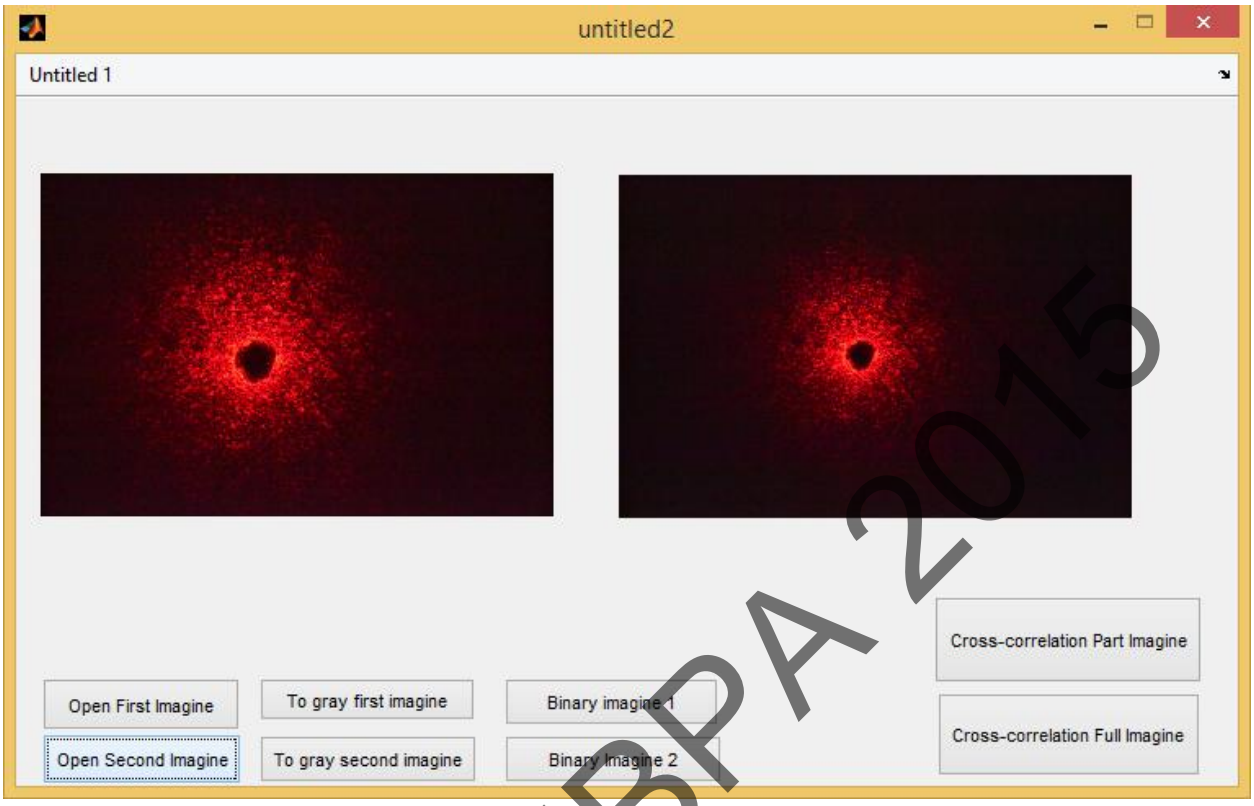



Рисунок 3.15— Головне вікно програми з двома відкритими зображеннями.

Після відкриття зображень у програмі реалізована обробка зображень, а саме: перетворення зображення з RGB у напівтонове.

Перетворення зображень з RGB у бінарне по визначенню середнього рівня інтенсивності.

Покажемо перетворення зображення з RGB у напівтонове. Ця функція виконується по натисканню кнопки «To gray first imagine»– перетворення першого зображення, «To gray second imagine»– перетворення другого зображення. Результат обробки показан на рисунку 3.16.

А.С. Чмих, КіВРА 2015

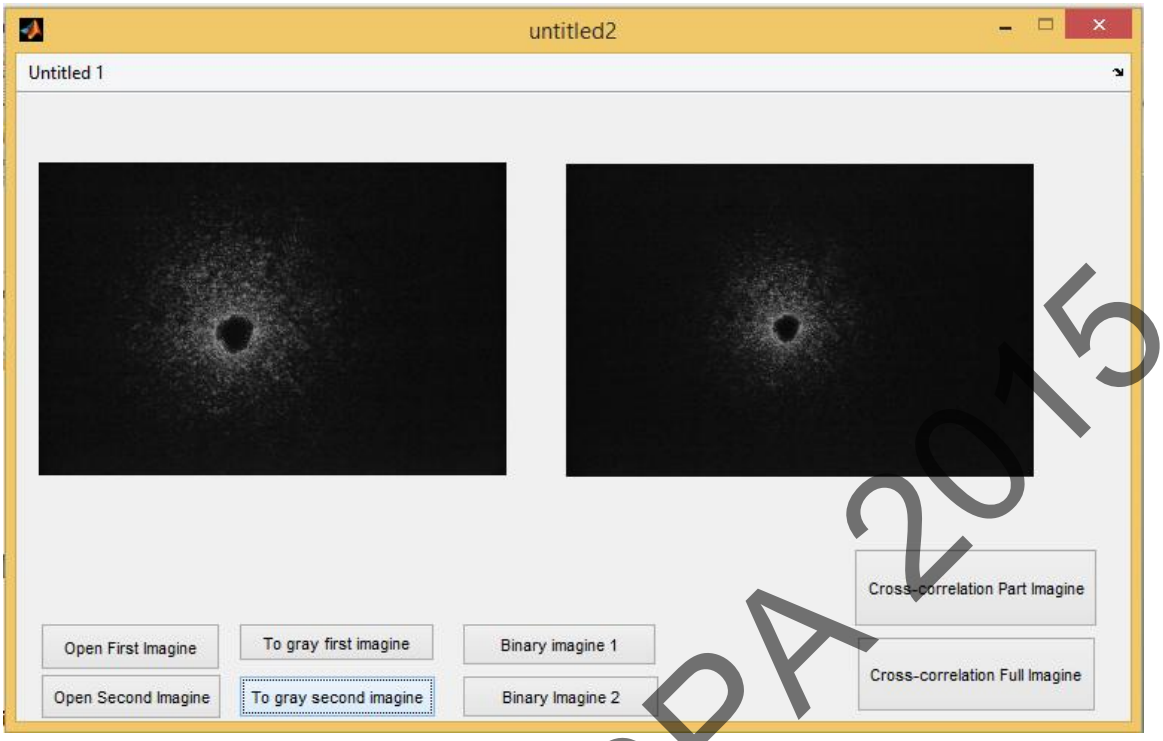



Рисунок 3.16— Головне вікно програми з обробленими зображеннями.

Також реалізована функція переведення зображення в бінарне. Ця функція виконується при натисканні кнопки «Binary imagine 1»– для першого

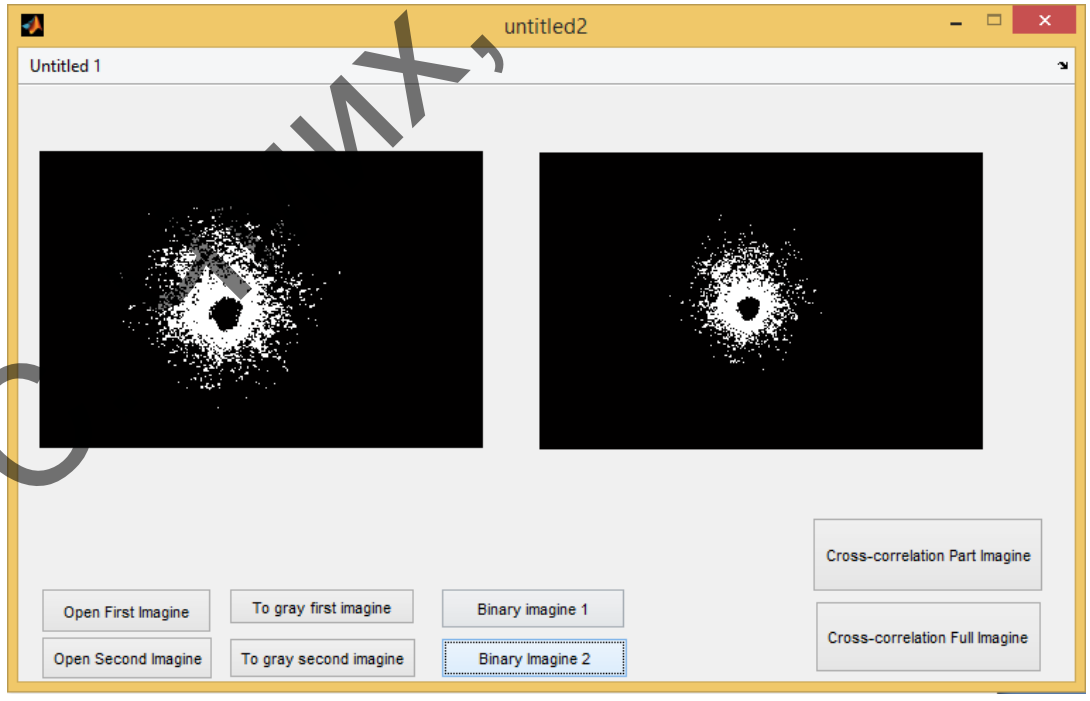



Рисунок 3.17— Головне вікно програми з бінарними зображеннями.

А. С[illegible]их, КіВРА 2015

Зображення, та аналогічно «Binary imagine 2»– для другого зображення. Результат проведення бінаризації зображено на рисуноку 3.18.

Основна функція для якої розроблювалась ця програма– це функція крос-кореляції зображень. У програмі є можливість виконати функцію використовуючи повне зображення (рисунок 3.18) або по частині (рисунок 3.19) зображень які визначені самою програмою для виключення похибки від людського фактору. Результати представляються 3D- графіком, а також його проекцією.

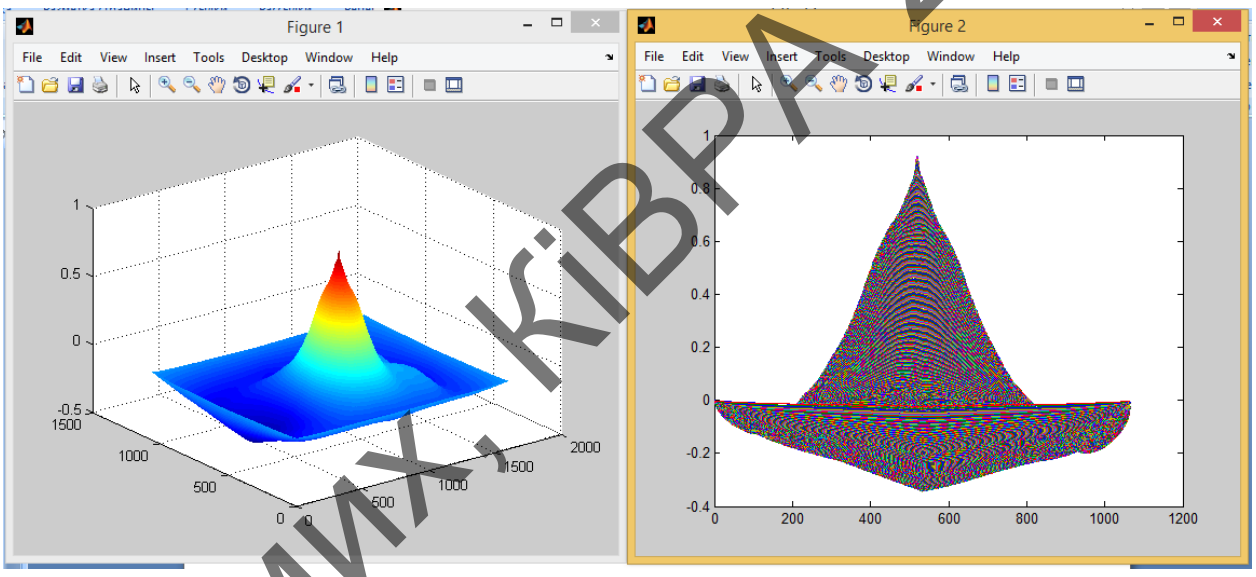



Рисунок 3.18—Результат крос-кореляції усього зображення

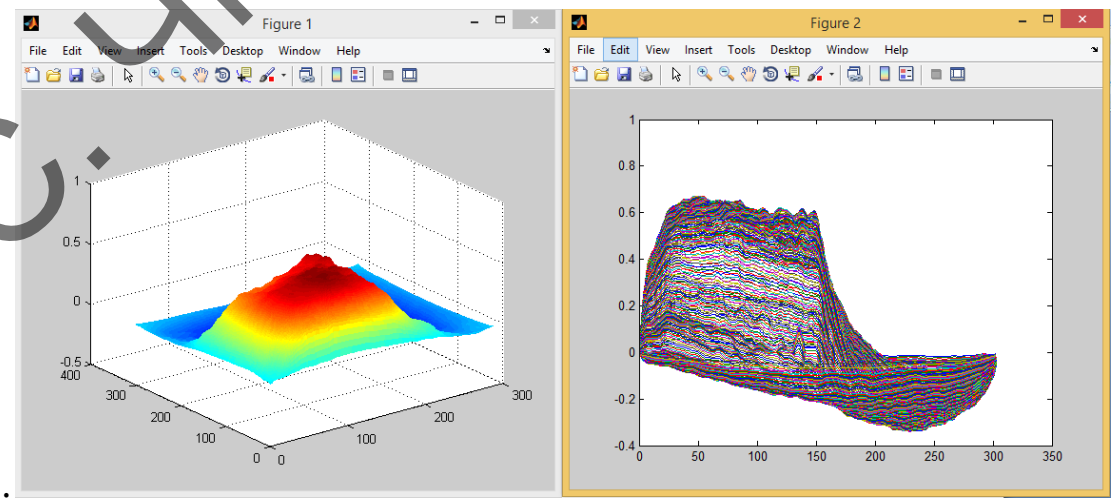



Рисунок 3.19— Результат крос-кореляції частини зображення

А. С. Чмих, КІВРА 2015

Також результати можуть відрізнятися із за формату зображення. Це зроблене для того, щоб у подальшій роботі було визначено оптимальний формат для найточнішого аналізу біооб'єктів. Тому також приведені результати крос-кореляції між на півтоновими (рисунок 3.20) зображеннями, та бінарними (рисунок 3.21.).

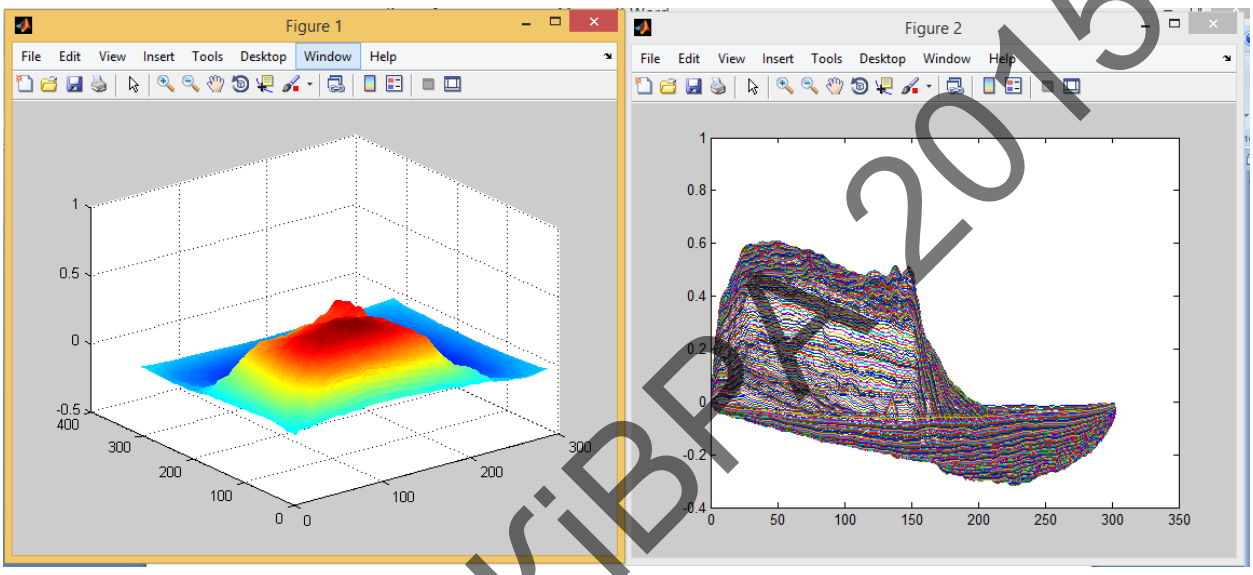



Рисунок 3.20— Результат крос-кореляції частини зображення між на півтоновими зображеннями.

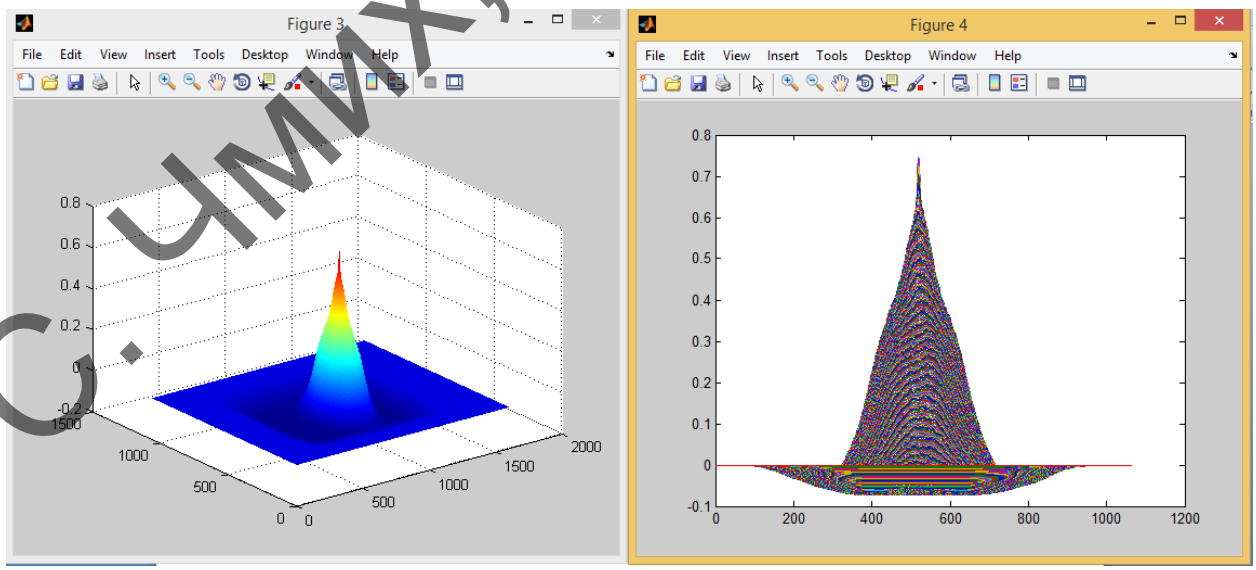



Рисунок 3.21— Результат крос-кореляції по повному бінарному зображенню.

Як видно з наведених зображень результати відрізняються в залежності від формату зображення. Тому при подальшій роботі потрібно спочатку набирати статистику використовуючи усі наведені вище формати зображення, а

А. С. Чмих, КіВРА 2015

вже після цього визначатися та виділяти оптимальний метод проведення аналізу.

Лістинг програми наведено у Додатку Б.

А. С. Чмих, КіВРА 2015

# 4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯЇ

Даний розділ присвячено розробці заходів щодо охорони праці в лабораторії діагностування крові людини.

Дипломне проектування передбачає аналіз умов праці з точки зору факторів, що шкідливо впливають на здоров`я і якість праці робітників, а також розробку заходів, що дозволять знизити вплив шкідливих та небезпечних факторів до значень, допустимих норм. До найбільш шкідливих та небезпечних факторів що виникають при експлуатації обладнання відносять: вплив електромагнітного випромінювання радіочастотного діапазону; небезпеку ураження електричним струмом; запиленість і загазованість робочої зони; незадовільна освітленість робочих місць чи підвищена яскравість; незадовільні метеорологічні умови в робочій зоні; психофізіологічні перевантаження.

### *4.1.1 Відповідність параметрів робочого приміщення санітарним нормам.*

Для створення найбільш сприятливих умов ефективної і безпечної роботи в приміщенні лабораторії, необхідно забезпечити оптимальні санітарно-гігієнічні умови праці. Основні вимоги, пропоновані до таких приміщень, викладені в СНиП 2.09.02-85 « Производственные здания»і в інших нормативних документах.

Висота лабораторії складає 2,85 м, довжина 8,5 м, ширина 6,0 м. Таким чином, площа лабораторії складає 51 м$^2$, а її об’єм 145,35 м$^3$. На одного працюючого в лабораторії (загальна кількість працюючих 5 чоловік) площа складає 10,2 м$^2$, а об’єм 29,07 м$^3$ і відповідають вимогам СНиП 2.09.02-85, у відповідності, з якими об’єм виробничих приміщень на одного працюючого повинний складати не менш 15 м$^3$, а площа приміщення не менш 4,5 м$^2$.

А. С. Чмих, КІВРА 2015

При розробці пристрою в лабораторії розробником виконуються дослідницькі роботи з технічною документацією, макетами вимірювальних приладів; конструкторські роботи (розрахунок вимірювальних схем пристроїв, виготовлення креслень); практичні роботи (монтаж схем складених блоків апарату і їхня збірка, пайка друкованих плат, перевірка працездатності пристрою та основних його характеристик). Виконувані роботи не вимагають систематичного значного фізичного навантаження і відносяться до легких фізичних робіт з енерговитратами до 120 ккал/година (ГОСТ 12.1.005-88 та ДСН 3.3.6.042-99).

### *4.1.2 Електробезпека.*

Побутова метеостанція згідно ГОСТ12.2.0070-75 відноситься до 0I класу пристроїв з електрозахисту та має згідно з IP класифікації клас з волого та пилозахисту IP=54, все інше електрообладнання має 0I та I. Напруга дотику й струм, що протікає через тіло людини при нормальному (неаварійному) режимі приладу не перевищують згідно ГОСТ 12.1.038 – 88 напруг і струмів, наведених у таблиці 4.1.

Приміщення, у якому встановлений побутова метеостанція за ступенем небезпеки ураження електричним струмом є приміщенням з підвищеною небезпекою, так як існує можливість одночасного доторкання до металевих елементів технологічного устаткування чи металоконструкцій будівлі, що з'єднані із землею, та до металевих частин електроустаткування, які можуть опинитися під напругою.

В робочому приміщенні використовується 3-х фазна електромережі з глухозаземленою нейтралю, зануленням та з використанням автоматів струмового захисту.

А. С. Чмих, КІВРА 2015

Таблиця 4.1

| Рід струму | *U*, В | *I*, мА |
|---|---|---|
| | не більше | |
| Змінний, 50 Гц | 2,0 | 0,3 |
| Змінний, 400 Гц | 3,0 | 0,4 |
| Постійний | 8,0 | 1,0 |
| Примітки:<br>1 Напруги дотику й струми наведені при тривалості впливів не більше 10 хв у добу й установлені, виходячи з реакції відчуття.<br>2 Напруги дотику й струми для осіб, що виконують роботу в умовах високих температур (вище 25°С) і вологості (відносна вологість більше 75%), повинні бути зменшені в три рази. | | |

Струм короткого замикання дорівнює відношенню фазованої напруги до опорів (Rф, Rн, Zт/3):

;

Rф – опір фази = 1.6 Ом

Rн – опір дроту (нульовий опір) = 1.6 Ом

Zт/3- еквівалентний опір трансформатора = 0,11 Ом

$$U_{к.\max доп} = I_{к.з.} * R_н = 66,4 * 1,6 = 106,24 B$$

$$K = \frac{I_{к.з.}}{I_{пом.спр}} = \frac{66,4}{15} = 4,42$$

( $I_{пом.спр}$ =15А).

Визначемо кратність для надійної роботі максимального струму необхідно виконання умови:

К >1.4 (Ік.з. < 100 А), дана умова виконується К=4.42.

Знайдемо максимальну напругу на корпусі Uмакс при аварійному режимі.

$$U_{к.\max} = I_{к.з.} * R_н = 66,4 * 1,6 = 106,24 B$$

А.С. Чмих, КІВРА 2015

Повина виконуватись умова $U_{к.\max} < U_{к.\max доп}$ , $U_{к.\max доп} = 500$В при tспр<0.1 сек (ГОСТ 12,1,038,77) Опір заземлення пристрою повинен бути Rз <4 Ом, що відповідає ГОСТ 12,1,030-81.

### *4.1.3 Відповідність параметрів мікроклімату в робочій зоні санітарним нормам*

Для підвищення працездатності і збереження здоров'я важливо створити для людини стабільні метеорологічні умови - мікроклімат повітряного середовища, у поняття якого входять температура, відносна вологість, швидкість руху повітря та інтенсивність теплового опромінення.

Стан повітряного середовища визначається метеорологічними умовами в лабораторії, виробничим мікрокліматом, а також запиленістю повітря і його загазованістю.

Мікроклімат виробничого приміщення визначається поєднаннями температури, вологості, швидкості руху повітря та інтенсивності теплового випромінювання, що впливають на організм людини.

Для того, щоб фізіологічні процеси в організмі людини протікали нормально, температура його тіла повинна бути постійною. Надлишкова теплота повинна виділятися в навколишнє середовище. Відповідність між цією теплотою та охолоджувальною здатністю навколишнього середовища визначає комфортні умови.

При відхиленні параметрів мікроклімату від комфортних в організмі людини відбуваються процеси, спрямовані на терморегулювання. Розрізняють хімічну і фізичну терморегуляцію організму. Хімічна відбувається зниженням рівня обміну речовин, а фізична - за допомогою теплопровідності, конвекції, випромінювання і випарювання.

Значні відхилення параметрів мікроклімату від оптимальних можуть стати причиною ряду простудних захворювань.

А.С. Чмих, КіВРА 2015

Робочою зоною вважається простір, обмежений конструкціями виробничих приміщень, що мають висоту 2 м над рівнем підлоги чи площадки, на яких знаходяться місця постійного чи непостійного перебування працюючих. Склад повітря робочої зони залежить від складу атмосферного повітря і впливу на нього виробничих факторів, що утворюються в процесі трудової діяльності людини.

Для нормальної життєдіяльності людини важливий парціальний тиск кисню - 21331 Па (160 мм рт.ст.) і необхідно, щоб у повітрі приміщень містилось не менш 19,5 - 20% кисню.

Важливо, щоб повітря мало визначений іонний склад. У повітрі містяться негативні і позитивні іони, що по рухливості розділяють на легкі, середні і важкі. На життєдіяльність організму людини благотворно впливають негативні іони кисню. Вміст легких іонів у повітрі виробничих і громадських приміщень, повітряне середовище яких піддається спеціальній обробці в системах кондиціонування, приведено в таблиці 6.2.3.1

Норми метеорологічних умов при розробці пристрою регламентуються ДСН 3.3.6.042-99. Значення оптимальних, припустимих і фактичних параметрів мікроклімату на постійному робочому місці розробника пристрою для категорії виконуваних їм робіт в холодний і теплий період року приведені в таблиці 4.2

| Рівень іонізації повітря | Число іонів у 1 $см^2$ повітря | | Значення показника полярності |
|---|---|---|---|
| | $n^+$ | $n^-$ | |
| Мінімально необхідний | 400 | 600 | -0,2 |
| Оптимальний | 1000-3000 | 3000-5000 | від -0,67 до 0 |
| Максимально припустимий | 5000 | 5000 | від -0,05 до +0,05 |

Таблиця 4.2 Припустимий вміст легких іонів у повітрі робочої зони.

А. С. Чмих, КіВРА 2015

| Період року | Параметр мікроклімату | Нормовані значення параметрів мікроклімату | | Фактичні значення параметрів мікроклімату |
|---|---|---|---|---|
| | | оптимальні | припустимі | |
| Холодний | Температура, С | 22-24 | 21-25 | 20-22 |
| | Відносна вологість, % | 40-60 | 75 | 65-75 |
| | Швидкість руху, м/с | не більше 0,1 | не більше 0,1 | не більше 0,1 |
| Теплий | Температура, С | 23-25 | 22-28 | 22-28 |
| | Відносна вологість, % | 40-60 | 55, при 28 С<br>75, при 22 С | 70-75 |
| | Швидкість руху, м/с | не більш 0,1 | 0,1-0,2 | не більш 0,2 |

Таблиця 4.3— Нормовані значення параметрів мікроклімату в робочій зоні розробника

Як видно з таблиці, фактичні значення параметрів мікроклімату в приміщенні лабораторії в теплий період року відповідають припустимим значенням цих параметрів.

Для забезпечення нормованих параметрів мікроклімату в робочій зоні розробника пристрою використовуються згідно з ГОСТ 12.4.021-75 і СНиП 2.04.05-84 радіатори центрального водяного опалення і додаткові обігрівачі, періодично здійснюються провітрювання приміщення і вологе прибирання.

А.С. Чмих, КіВРА 2015

## 4.2 **Безпека в надзвичайних ситуаціях**

Безпека в надзвичайних ситуаціях регламентується ПЛАС (ДНАОПО. 00-4,33-99). Основною складовою частинного ПЛАС є організація рішень з пожежної безпеки.

### *4.2.1 Пожежна безпека*

Деякі пожежо-вибухонебезпечні речовини і матеріали, що застосовуються для монтажу, (табл. 6.3.1.1).

| Найменування Речовини | температ. займан. С | температ. самозайман. С | Межа вибухо-вості нижня | верхня | Засоби пожежогасіння |
|---|---|---|---|---|---|
| Каніфоль | - | 850 | 12.6 г/м$^3$ | - | Хімічна і повітряно- механічна піна, розпилена вода |
| Спирт | 18 | 104 | 3.6% 68г/м$^3$ | 19 % 340 г/м$^3$ | Хімічна піна, вода, пари, інертні гази |
| Бензин | 17 | 44 | 25 5474 | 0.76 1.1% | 5.1 68.12% | піна, водяна пара, інертні гази |
| Склотекстоліт | - | - | - | - | вода, хімічна піна |

Таблиця 4.2. Пожежо-вибухонебезпечні речовини, що застосовуються при виробництві друкованого вузла.

А. С. Чмих, КіВРА 2015

Для того, щоб визначити категорію приміщення по вибухопожежній і пожежній небезпеці відповідно до НАПБ Б.03.002-2007 необхідно розраховувати надлишковий тиск вибуху в приміщенні.

Надлишковий тиск вибуху визначимо по формулі :

$$\Delta P = \left(P_{\max} - P_0\right)\frac{mZ}{V_{cb}\rho_{gp}} \times \frac{100}{C_{CT}} \times \frac{1}{K_u}, \quad (5.25)$$

де: $P_{max}$ - максимальний тиск вибуху стехіометрично-газоповітряної чи пароповітряної суміші в замкнутому просторі ($P_{max}$ = 750 кПа);

$P_0$ - початковий тиск ($P_0$ = 101 кПа);

m - маса гарячої речовини, кг;

Z - коефіцієнт участі гарячої речовини (Z = 0.3);

$V_{cb}$ – вільний об`єм приміщення;

$_{gp}$ - щільність газу і пари ($_{n.етил.\ спирт}$ по повітрю = 1.6 кг/м$^3$);

$C_{CT}$ - стехіометрична концентрація газу чи пари ЛЗР (%);

$K_u$ - коефіцієнт, що враховує негерметичність приміщення і неадіабатичність процесу горіння ($K_u$ = 3).

Vcb визначимо по формулі:

$$V_{cb} = 0.8V_{пом}, \quad (6.26)$$

Сст визначимо по формулі:

$$C_{CT} = 100/(1+4.84), \quad (6.27)$$

де:

$\beta = n_e + \frac{n_n - n_x}{4} - \frac{n_0}{2}$ - стехіометричний коефіцієнт кисню в реакції горіння;

$n_0$, $n_n$, $n_x$, $n_e$ - число атомів С, Н, О і галоїдів у молекулі пального.

Розрахуємо Р за вищевказаною методикою, прийнявши до уваги, що:

$V_{приміщ.}$ = 300 м$^3$;

на ділянці монтажу щодня витрачається 0.3 л спирту;

А.С. Чмих, КіВРА 2015

розрахунок зробимо для самого несприятливого випадку весь вміст надходить у приміщення (для 0.3 л ЛЗР площа розливу відповідає 0.3 $м^2$).

Масу пари рідини m визначимо по формулі:

$$m = WST, \quad (5.28)$$

де:

W - інтенсивність випару, $кгз^1м^2$;

S - площа випару, $м^2$;

T - тривалість випару (T = 3600).

$$W = 10^{-6}\eta\sqrt{M} \times P_n, \quad (5.29)$$

де: коефіцієнт, обраний з [ ] у залежності від швидкості і температури над поверхнею рідини ( = 3.5);

M - молекулярна маса (M = 46 г/моль);

$P_n$ - тиск насиченої пари; для $C_2H_5OH$, $P_n$ = 5.85 кПа.

З довідкових даних для $C_2H_5OH$:

$W = 138.810^6$ $кгз^1м^2$;

$m = 138.810^60.33600 = 0.15$ кг;

$= 2 + 6/4 \ 1/2 = 2.75$;

$$C_{CT} = \frac{100}{1 + 4.84 \times 2.75} \approx 7\%;$$

$V_{cb} = 0.8300 = 240$ $м^3$;

$$\Delta P = (750 - 101) \times \frac{0.15 \times 0.3}{240 \times 1.6} \times \frac{100}{7} \times \frac{1}{3} = 0.36$$ кПа.

У результаті проведеного розрахунку можна зробити висновок, що дане приміщення відноситься до категорії В пожежонебезпечне. Оскільки в приміщенні для монтажу друкованих плат вибухонебезпечні суміші не утворяться, а утворяться вони тільки в результаті аварії чи несправності, то приміщення можна віднести до класу В-Іб вибухонебезпечних зон.

А. С. Чмих, КіВРА 2015

Основними причинами виникнення пожеж є:

порушення встановлених правил пожежної безпеки;

несправність і перевантаження електричних пристроїв (коротке замикання);

несправність вентиляційної системи, що викликає осідання, самозаймання і вибухи пилу;

халатне і необережне користування вогнем;

самозаймання бавовняної тканини, просоченої олією, бензином чи спиртом;

статична електрика, що утвориться від тертя пилу чи газів у вентиляційних установках;

грозові розряди при відсутності чи несправності блискавковідводів.

У приміщеннях, де проводиться монтаж друкованих плат, згідно вимог ДБНВ.2.5-13-98 передбачаємо електричну пожежну сигналізацію (п'ять сповіщувачів типу СПД). Первинними засобами пожежогасіння, зігідно вимог ДСТУ 3675-98 є два ручних вуглецевих вогнегасника типу ОПС-6 (ОПС-10), для гасіння електроустановок під напругою. Розміщення і умови зберігання вогнегасників відповідають вимогам ISO 3941-77 та ДСТУ 3675-98. Оснащення первинними засобами пожежогасіння здійснюються в відповідності з ГОСТ 124.009-83.

Вхід у приміщення, проходи між робочими столами і коридори не дозволяється захаращувати різними предметами й устаткуванням. Для збереження всіх речовин і матеріалів передбачаємо спеціальні шафи і ємності.

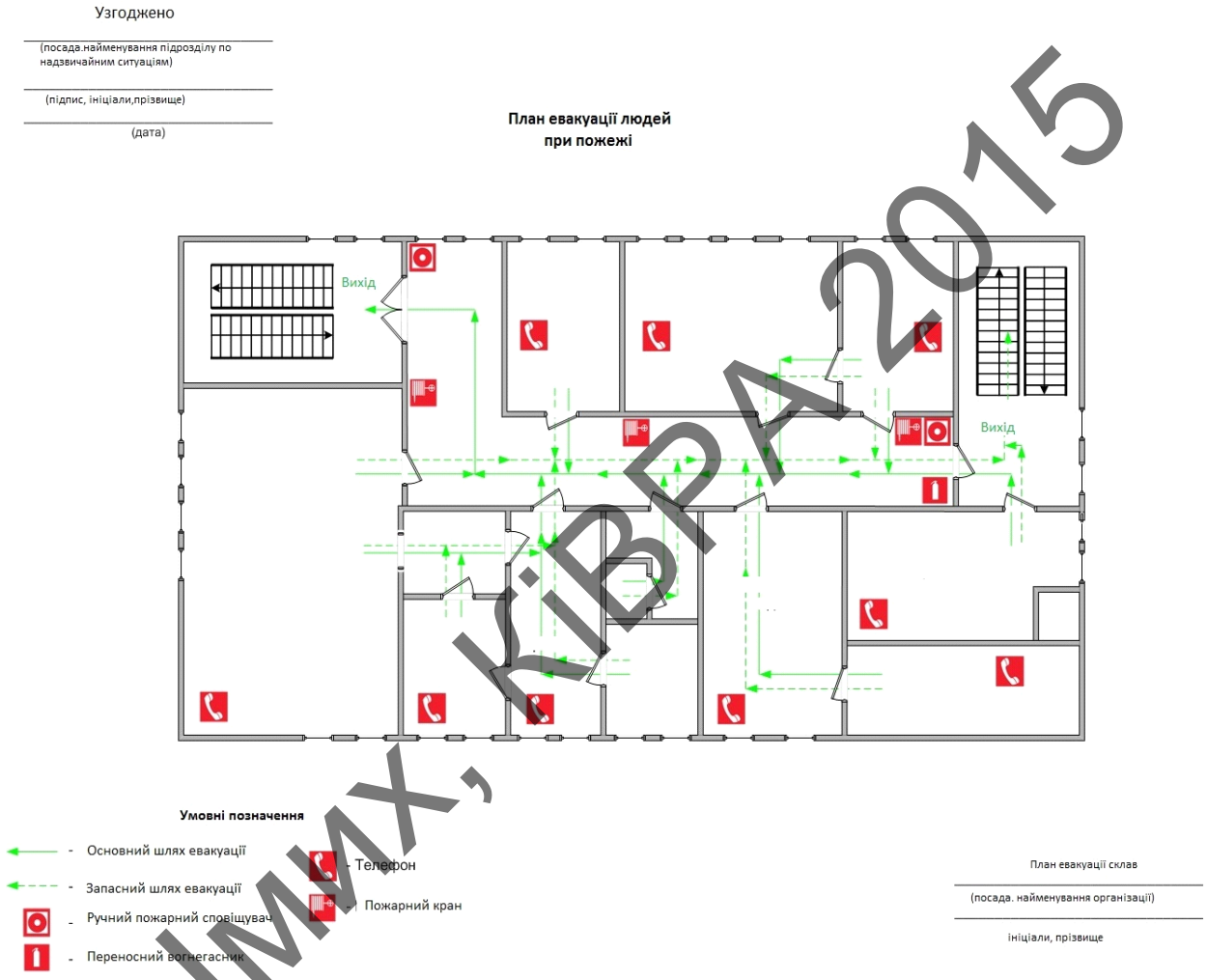
Таким чином в робочих приміщеннях виконуються усі вимоги з пожежної безпеки згідно з НАПБ Б.03.002-2007 Правил пожежної безпеки в Україні.

Необхідна кількість евакуаційних виходів, ширина проходів і час евакуації відповідають вимогам СНиП 2.01.02-85 і СНиП 2.09.02-85та ДНБВ 1.1-007-2004.

А.С. Чмих, КіВРА 2015

Нижче приведений план євакуації.

### *4.2.2 План евакуації*




Застосування такого методу діагностування в біомедичній практиці надасть можливість по новому якісно оцінювати стан всього організму, бо використання інформації по розсіюванню лазерного променю від біологічної проби (крові) надасть можливість діагностувати захворювання на ранніх стадіях, які класичними методами аналізу виявити неможливо.

А.С. ЧМИХ, КІВРА 2015

# ВИСНОВОК

В даній дипломній роботі був розроблений алгоритм проведення аналізу спекл-зображень отриманих після розсіяння лазерного променю на дрібнодисперсній речовині

Запропонований алгоритм аналізу спекл- картий біооб’єктів надає можливості по характеризації мікрооб'єктів, в т. ч. біологічних. У розробленій лабораторній моделі використовується простий варіант оптичної схеми формування зображення досліджуваного зразка. Цей алгоритм був розроблений так, щоб можна було проаналізувавши зображення, результати занести в базу даних, після набирання статистики по цим зображенням проводиться характерних точок для подальшого аналізу зображення.

На основі цього в дипломній роботі створено за допомогою MATLAB R2014a програму SpeckleAnalizer для обробки зображень , комп'ютерна обробка отриманого зображення дозволяє підвищити точність вимірювань.

На даний момент реалізований тільки перший модуль цього алгоритму. В цьому модулі виконується крос-кореляція двох зображень. В подальшій роботі планується реалізувати повний алгоритм аналізу зображень.

Цей метод може бути використаний для швидкого або попереднього аналізу крові хворого.

А. С. Чмих, КіВРА 2015

# ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ


1. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях [Електронний ресурс] // Саратов: Изд-во Сарат. ун-та. – 1998.
2. Стадник В.Я. Применение лазерного излучения в экспериментальной и клинической онкологи / . Стадник В.Я.. // 1. – 1989. – №2. – С. 12–17.
3. Плетньов С.Д. Лазери в клінічній медицині / Плетньов С.Д.., 1981. – 432 с.
4. Илларионов В.Е. Основы лазерной терапии / Илларионов В.Е.., 1992. – 123 с.
5. Крейман М.З. Низкоэнергетическая лазеротерапия. Практическое пособие. / Крейман М.З., Удалый И.Ф.. – Томск: ТГУ, 1992. – 110 с.
6. Еремеев Б.В. Селективное воздействие низкоинтенсивного лазерного ИК-излучения на эритроциты : дис. канд. техн. наук / Еремеев Б.В.. – Томск, 1989.
7. Beiderman Y. Demonstration of remote optical measurement configuration that correlates to glucose concentration in blood / Beiderman Y, Blumenberg R, Rabani N // Biomedical optics express. / Beiderman Y, Blumenberg R, Rabani N., 2011. – С. 859–870.
8. Zalevsky Z. A novel technique for remotely monitoring key biological parameters / Zalevsky Z, Beiderman Y.. // SPIE Newstroom. – 2011.
9. В.П. Рябухо. Спекл- интерферометрия / В.П. Рябухо. – 2001.
10. Е.А Шахно. Физические основы применения лазеров в медицине / Е.А Шахно. – Санкт Петербург, 2012. – 120 с. – (ТЕС).
11. С.Л. Кузнецов. Гистология, цитология и эмбриология / С.Л. Кузнецов, Н.Н. Мушкамбаров. – Москва: Медицинское информационное агенство, 2007. – 600 с.
12. Франсон М. Оптика спеклов / Франсон М. – Москва: Наука, 1980. – 171 с.
13. Рытов С.М. Введение в статистическую радиофизику / . Рытов С.М, Кравцов Ю.А, Татарский В.И. – Москва: Наука, 1978. – 463 с. – (2).
14. Борн М. Основы оптики / Борн М, Вольф Э. – Москва: Наука, 1973. – 718 с.
15. Гудмен Дж. Статистическая оптика / Гудмен Дж. – Москва: Наука, 1985. – 527 с.
16. Ульянов С. С. Что такое спеклы / Ульянов С. С.. // Соросовский образовательный журнал. – 1999. – №5.


А. С. Чмих, КІВРА 2015

17. Кольер Р. Оптическая голография / Кольер Р, Беркхарт К, Лиин Л. – Москва: Мир, 1973. – 688 с.
18. Шепелевич В.В. Введение в когерентную оптику и голографию / Шепелевич В.В.. – Минск: Выш.Шк, 1985. – 144 с.
19. Горбатенко Б.Б. Статистические свойства разности фаз в модулированном поле и метод восстановления изображения предмета по спекл-структуре его дифракционного поля / Горбатенко Б.Б, Рябухо В.П, Максимова Л.А. // Компьютерная оптика. – 2004.
20. Горбатенко Б.Б., Рябухо В.П., Максимова Л.А. Реконструкция изображения по пространственному распределению интенсивности дифракционного спекл- модулированного поля / . Горбатенко Б.Б., Рябухо В.П., Максимова Л.А. // Компьютерная оптика. – 2007.
21. О.П. Максименко, И.Я. Коцюмбас. Использование динамических спекл-полей для исследования процессов in vitro в мышечной ткани / О.П. Максименко, И.Я. Коцюмбас. – Львів: Физико-механичный институт ыь. Г.В. Карпенка, 2012.
22. А.Е. Пушкарева. МЕТОДЫ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ В ОПТИКЕ БИОТКАНИ / А.Е. Пушкарева. – Санкт-Петербург: ИТМО, 2008. – 96 с.
23. Франсон М.  Оптика спеклов. М.: Наука, 1980. 171 с.
24. Рытов С.М, Кравцов Ю.А., Татарский В.И. Введение в статистическую радиофизику. М.: Наука, 1978.Ч. 2. 463 с.
25. www.matlab.exponenta.ru

А. С. ЧМИХ, КІВРА 2015

# ДОДАТОК А

## Технічне завдання

***1. Назва,область застосування***

Комп'ютерне моделювання картини спекл-інтерференції біооб'єктів застосовується для прискорення аналізу біооб'єктів.

***2. Підстави для виконання роботи***

Наказ по факультету №____ від _____.

***3. Мета і призначення дипломної роботи***

У зв'язку з погіршенням екологічної ситуації у світі, появи нових вірусів, хвороб, існує необхідність прискорення аналізу біологічних об'єктів. Метою роботи є розробка алгоритму аналізу картин спекл-інтерферометрії.

***4. Вихідні данні для проведення дипломної роботи***

При проведенні дипломної роботи необхідно враховувати:

- Огляд і аналіз існуючих прототипів обробки картин спекл-інтерференції;
- Існуючі розробки і винаходи з детальним аналізом їх позитивних якостей та основних недоліків;
- Набір отриманих зображень, отриманих за допомогою лазерного лабораторного стенду.

***5. Вимоги до дипломної роботи***

Дипломна робота має бути виконана якісно та у встановлений календарним планом термін.

Науковий звіт (дипломна робота) має бути оформлено згідно ДСТУ 3008-95.

***6. Етапи дипломної роботи і терміни їх виконання***

Робота виконується в 4 етапи:

Етап 1. Збір необхідних матеріалів для виконання НДР.

*Термін виконання 10.09.14 - 1.11.14*

А. С. Чмих, КІВРА 2015

Етап 2. Аналіз існуючих способів обробки та аналізу картин спекл-інтерферометрії.

*Термін виконання 2.11.14 – 31.01.15*

Етап 3. Аналіз методів обробки інформації для подальшого встановлення діагнозу. Розробка принципу проектування програми в середовищі MatLab.

*Термін виконання 1.02.15 – 20.04.15*

Етап 4. Розробка алгоритму аналізу та обробки картин спекл-інтерферометрії.

*Термін виконання 21.03.15 – 20.04.15*

***7. Основні результати та порядок реалізації дипломної роботи***

Мають бути розроблені підходи до обробки картин спекл-інтерферометрії.

Матеріали даної будуть використані в подальших, більш глибоких, в тому числі експериментальних дослідженнях, що створять основу досліджування крові за допомогою лазерного випромінювання.

***8. Матеріали які подаються після закінчення дипломної роботита її етапів.***

Після закінчення етапів надаються проміжні наукові звіти (окремі розділи дипломної роботи); після закінчення терміну виконання дипломної роботи надається підсумковий науковий звіт (дипломна робота на присвоєння кваліфікації «Бакалавр»), та 4 плакати формату А1.

***9. Порядок приймання дипломної роботи та її етапів***

Після виконання етапів дипломної роботи проміжні звіти, окремі розділи дипломної роботи, виконавець захищає перед науковим керівником.

Після виконання наукового звіту (дипломної роботи) виконавець подає її для захисту в державну комісію захисту дипломних робіт та одержання кваліфікації «Бакалавр».

А. С. ЧМИХ, КІВРА 2015

***10.Вимоги щодо технічного захисту інформації з обмеженим доступом (за необхідністю)***

Дана робота не має конфіденційної інформації, яка потребує технічного захисту.

***11.Особливості дипломної роботи***

Розгляд поставлених питань потребує більшого обсягу тому обсяг дипломної роботи становитиме близько 100 сторінок.

Завідувач кафедри КіВРА /Є. А. Нелін/

Керівник дипломної роботи /М. Ф. Богомолов/

Виконавець дипломної роботи /А. С. Чмих/

А. С. Чмих, КіВРА 2015

# ДОДАТОК Б

## Лістинг Програми

```
    function varargout = CrosscorrelationSpeckle(varargin)
    % UNTITLED2 MATLAB code for untitled2.fig
    %      UNTITLED2, by itself, creates a new UNTITLED2 or raises the existing
    %      singleton*.
    %
    %      H = UNTITLED2 returns the handle to a new UNTITLED2 or the handle to
    %      the existing singleton*.
    %
    %                                      UNTITLED2('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...)     calls the local
    %       function named CALLBACK in UNTITLED2.M with the given input arguments.
    %
    %       UNTITLED2('Property','Value',...) creates a new UNTITLED2 or raises the
    %      existing singleton*.  Starting from the left, property value pairs are
    %                applied to the GUI before untitled2_OpeningFcn gets called.  An
    %      unrecognized property name or invalid value makes property application
    %                stop.  All inputs are passed to untitled2_OpeningFcn via varargin.
    %
    %       *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
    %      instance to run (singleton)".
    %
    % See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

    % Edit the above text to modify the response to help untitled2

    % Last Modified by GUIDE v2.5 03-Jun-2015 10:29:43

    % Begin initialization code - DO NOT EDIT
```

А.С. Чмих. КІВРА 2015

```
    gui_Singleton = 1;
    gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                       'gui_Singleton',   gui_Singleton,
...
                       'gui_OpeningFcn',
@untitled2_OpeningFcn, ...
                       'gui_OutputFcn',
@untitled2_OutputFcn, ...
                       'gui_LayoutFcn',  [] , ...
                       'gui_Callback',   []);
    if nargin && ischar(varargin{1})
        gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
    end

    if nargout
        [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State,
varargin{:});
    else
        gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
    end
    % End initialization code - DO NOT EDIT


    % --- Executes just before untitled2 is made visi-
ble.
    function untitled2_OpeningFcn(hObject, eventdata,
handles, varargin)
    % This function has no output args, see OutputFcn.
    % hObject    handle to figure
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)
    % varargin   command line arguments to untitled2
(see VARARGIN)

    % Choose default command line output for untitled2
    handles.output = hObject;

    % Update handles structure
    guidata(hObject, handles);

    % UIWAIT makes untitled2 wait for user response (see
UIRESUME)
    % uiwait(handles.figure1);
```

А. С. Чмих, КІВРА 2015

```
    % --- Outputs from this function are returned to the
command line.
    function  varargout  =  untitled2_OutputFcn(hObject,
eventdata, handles)
    % varargout  cell array for returning output args
(see VARARGOUT);
    % hObject    handle to figure
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)

    % Get default command line output from handles
structure
    varargout{1} = handles.output;


    % --- Executes on button press in pushbutton1.
    function  pushbutton1_Callback(hObject,  eventdata,
handles)
    axes(handles.axes1)
    [FileName,  PathName]  =  uigetfile('*.bmp;*.jpg',
'MultiSelect', 'on');
    if FileName~=0
        % Формирование полного пути к файлу
        FullName = [PathName FileName];
        % Считывание изображения из графического файла
        global Pict;
        Pict = imread(FullName);
        imshow(Pict)
    %    figure, imhist(Pict);

    end

    % hObject    handle to pushbutton1 (see GCBO)
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)


    % --- Executes on button press in pushbutton2.
```

А.С. Чмих, КіВРА 2015

```
    function   pushbutton2_Callback(hObject,   eventdata,
handles)
    axes(handles.axes2)
    [FileName,   PathName]   =   uigetfile('*.bmp;*.jpg',
'MultiSelect', 'on');
    if FileName~=0
        % Формирование полного пути к файлу
        FullName = [PathName FileName];
        % Считывание изображения из графического файла
        global Pict2;
        Pict2 = imread(FullName);
        imshow(Pict2)
    %     figure, imhist(Pict2);

    end
    % hObject    handle to pushbutton2 (see GCBO)
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)


    % --- Executes on button press in pushbutton3.
    function   pushbutton3_Callback(hObject,   eventdata,
handles)
    %axes(handles.axes4)
    global Pict
    global Pict2
    % rect_onion=[163 47 143 151];
    % rect_peppers=[163 47 143 151];
    % sub_onion=imcrop(Pict,rect_onion);
    % sub_peppers=imcrop(Pict2,rect_peppers);

    c=normxcorr2(Pict(:, :, 1), Pict2(:, :, 1));
    figure,surf(c), shading flat;
    figure, plot(c)


    % --- Executes on button press in pushbutton4.
    function   pushbutton4_Callback(hObject,   eventdata,
handles)
    global Pict
    global Pict2
    rect_onion=[163 47 143 151];
    rect_peppers=[163 47 143 151];
```

А.С. Чмих, КІВРА 2015

```
    sub_onion=imcrop(Pict,rect_onion);
    sub_peppers=imcrop(Pict2,rect_peppers);
    c=normxcorr2(sub_onion(:, :, 1), sub_peppers(:, :,
1));
    figure,surf(c), shading flat
    figure, plot(c);
    % hObject    handle to pushbutton4 (see GCBO)
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)


    % --- Executes on mouse press over axes background.
    function axes1_ButtonDownFcn(hObject, eventdata,
handles)
    % hObject    handle to axes1 (see GCBO)
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)


    % --- Executes on button press in pushbutton6.
    function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata,
handles)
    axes(handles.axes3)
    global Pict
    global Pict2
    Iq=imsubtract(Pict,Pict2);
     imshow(Iq);
    % hObject    handle to pushbutton6 (see GCBO)
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)



    % hObject    handle to listbox1 (see GCBO)
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
```

А.С. ЧМИХ, КІВРА 2015

```
    % handles      structure with handles and user data
(see GUIDATA)

    % Hints: contents = cellstr(get(hObject,'String'))
returns listbox1 contents as cell array
    %        contents{get(hObject,'Value')} returns se-
lected item from listbox1


    % --- Executes during object creation, after setting
all properties.



    % --- Executes on button press in pushbutton7.
    function   pushbutton7_Callback(hObject,   eventdata,
handles)
    axes(handles.axes1)
    global Pict;
    Pict = rgb2gray(Pict);
     imshow(Pict);
    J = dct2(Pict);
    % hObject    handle to pushbutton7 (see GCBO)
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles      structure with handles and user data
(see GUIDATA)


    % --- Executes on button press in pushbutton8.
    function   pushbutton8_Callback(hObject,   eventdata,
handles)
    axes(handles.axes2)
    global Pict2;
    Pict2 = rgb2gray(Pict2);
     imshow(Pict2);
    J = dct2(Pict2);
    % figure; imshow(log(abs(J)),[]),  colorbar

    % hObject    handle to pushbutton8 (see GCBO)
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles      structure with handles and user data
(see GUIDATA)
```

А. С. Чмих, КІВРА 2015

```
    % --- Executes on button press in pushbutton10.
    function  pushbutton10_Callback(hObject,  eventdata,
handles)
    axes(handles.axes1)
    global Pict;
    level = graythresh(Pict);
    %Пример демонстрирует бинаризацию полутонового изоб-
ражения
    %по порогу яркости.
    %Чтение изображения и вывод его на экран.
    %Бинаризация по порогу автоматично
    %и вывод полученного бинарного изображения на экран.
    Pict=im2bw(Pict, level);
    eul = bweuler(Pict,8)

     imshow(Pict);




    % hObject    handle to pushbutton10 (see GCBO)
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)


    % --- Executes on button press in pushbutton11.
    function  pushbutton11_Callback(hObject,  eventdata,
handles,BW2)
    axes(handles.axes2)
    global Pict2;
    level = graythresh(Pict2);
    %Пример демонстрирует бинаризацию полутонового изоб-
ражения
    %по порогу яркости.
    %Чтение изображения и вывод его на экран.
    %Бинаризация по порогу автоматично
    %и вывод полученного бинарного изображения на экран.
    Pict2=im2bw(Pict2, level);


    eul = bweuler(Pict2,8)
     imshow(Pict2);
```

А.С. Чмих, КіВРА 2015

```
    % hObject    handle to pushbutton11 (see GCBO)
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)


    % --- Executes on button press in pushbutton13.
    function pushbutton13_Callback(hObject, eventdata,
handles)

    % основная функция

    % открываем основное окно integral
    % открываем диалоговое окно method
    h=open('second.fig');
    % указатели на объекты окна method записываем в
структуру handles_ method


    % hObject    handle to pushbutton13 (see GCBO)
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)


    % ------------------------------------------------
-----------------


    % --- Executes on button press in pushbutton15.
    function pushbutton15_Callback(hObject, eventdata,
handles)
    global Pict
    global Pict2
    figure,imhist(Pict)
    D=xcorr2(DOUBLE(Pict),DOUBLE(Pict2))
    figure, imxhow(D)
    % Pict= im2uint8(Pict);
    % Pict2= im2uint8(Pict2);
    % k=fft2(Pict);
    % figure,imshow(k);
    % Y=conv2(Pict,Pict2);
    % figure, imshow(Y);
```

А.С. Чмих, КіВРА 2015

```
    % hObject    handle to pushbutton15 (see GCBO)
    % eventdata  reserved - to be defined in a future
version of MATLAB
    % handles    structure with handles and user data
(see GUIDATA)
```

А. С. Чмих, КІВРА 2015