

## КОМПЮТЕРНА МОДЕЛЬ АНАЛІЗУ СТАТИСТИЧНИХ ТА КОРЕЛЯЦІЙНИХ ХАРАКТЕРИСТИК СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОГРАФ

Для дослідження взаємодії електромагнітного випромінювання з еритроцитами крові людини було обрано метод спекл – інтерферометрії.

В ході проведеного експерименту знято дві спекл – інтерферограми від двох зразків крові людини.

Розроблена комп'ютерна модель для аналізу статистичних та кореляційних характеристик отриманих в ході експерименту, спекл – інтерферограм. Даний комп'ютерний алгоритм дозволяє обробляти спекл – інтерферограми і порівнювати їх між собою по отриманим статистичним та кореляційним характеристикам.

**Ключові слова:** еритроцити крові людини, метод спекл – інтерферометрії, комп'ютерна модель.

M.F. BOGOMOLOV

National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

A.A. TROTS

National university of life and environmental sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine

## COMPUTER MODEL OF STATISTICAL AND CORRELATION CHARACTERISTICS SPEKLE INTERFEROGRAM

To study the interaction of electromagnetic radiation with erythrocytes of human blood were chosen method speckle - interferometry.

During the experiment filmed two speckle - interferograms two samples of human blood.

Developed a computer model to analyze statistical and correlation characteristics obtained during the experiment, speckle - interferogram. This computer algorithm can handle speckle - interferograms and compare them with each other on the statistical and correlation characteristics.

**Keywords:** human red blood cells, the method of speckle - interferometry, computer model.

### Вступ

При освітленні високо когерентним пучком великої області оптично дуже шорсткої поверхні формується так звана нормально – розвинена спекл – картина. Її статистичні властивості не залежать від детальних характеристик мікрорельєфу поверхні. Зображення відбиваючого (проникаючого) об'єкта представляє складну гранулярну структуру, що не має явного зв'язку з мікроскопічними властивостями об'єкта, що освітлюється [4]. Більшість, поверхню, що відбивають (пропускають) екстремально шорсткі відносно довжини хвилі випромінювання. Можна рахувати, що основний вклад в розсіювання світла вносять малі ділянки поверхні з центрами в точках, що дзеркально відбиваються. Зі збільшенням крутизни шорсткості і величини області, що освітлюється число точок випромінювання зростає. Відбита від такої площини хвиля складається з вкладів від великого числа малих ділянок поверхні, які можна рахувати незалежними розсіювальними областями.

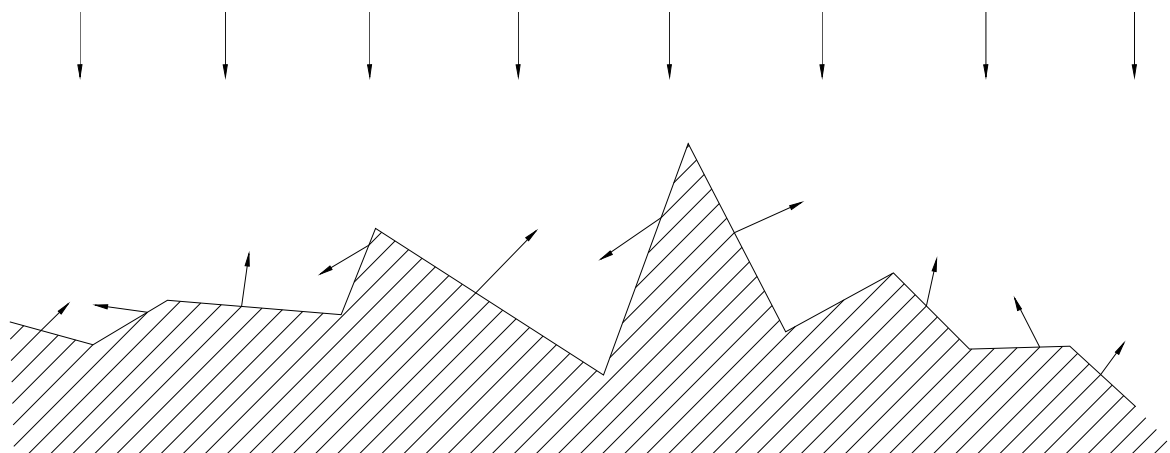


Рис. 1. Шорстка поверхня, що опромінюється когерентним випромінюванням

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

падінні когерентного випромінювання на сильно шорстку поверхню.

**Мета:** створення комп'ютерної моделі для обробки спекл – інтерферограм в середовищі Matlab. У зв'язку з програмним обмеженням по обробці даних цієї програми, отримані інтерферограми стиснуті до розмірів 262 x 197 пікселів, розширення зображень 72 x 72 точок на дюйм, формат зображень – JPEG.

**Вхідні передумови**

**Об'єктивні і суб'єктивні спекли**

Розрізняють об'єктивні і суб'єктивні спекли. Об'єктивна спекл – картина формується у всьому просторі перед поверхнею, що освітлюється. Суб'єктивна спекл – картина виникає при відображенні розсіювальної поверхні на екран за допомогою оптичної системи. Об'єктивну спекл – картину можна зареєструвати, якщо в площині спостереження розмістити фотоплівку і засвітити її спекловою картиною. Але якщо сфотографувати цю ж картину за допомогою фотоапарата, то на фотоплівці отримаємо суб'єктивну картину так як її параметри будуть вже залежати від об'єктиву фотоапарата [4].

Розглянемо механізм утворення спеклів на прикладі зображення точкового джерела.

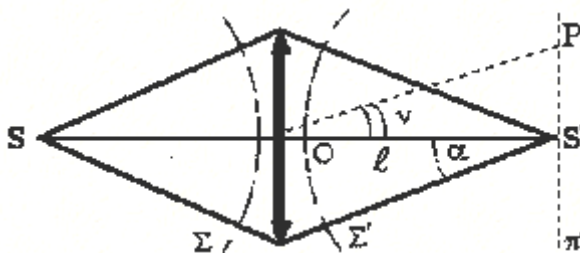


Рис. 2. Зображення точкового джерела світла

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

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

$$V(P) = \frac{2J_1(z)}{z}; Z = ka\vartheta; k = \frac{2\pi}{\lambda}; \vartheta = \frac{1,22\lambda}{2a}, \tag{1}$$

де  $\vartheta$  – кутовий радіус першого кільця.

Змістимо площину спостереження з pi' в площину pi'', що відстає на відстані  $\delta l$ ,  $\delta l \ll OS'$ .

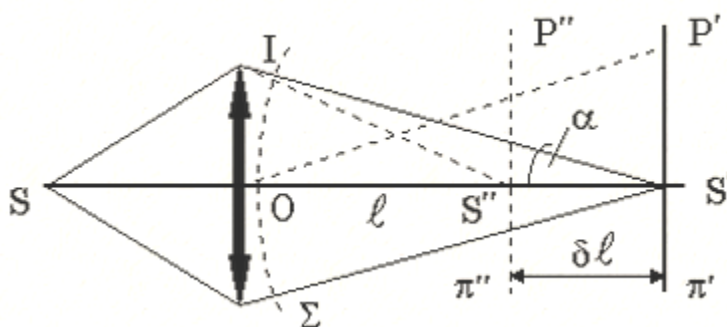


Рис. 3. Зображення точкового джерела світла при невеликому де фокусуванні.

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

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

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

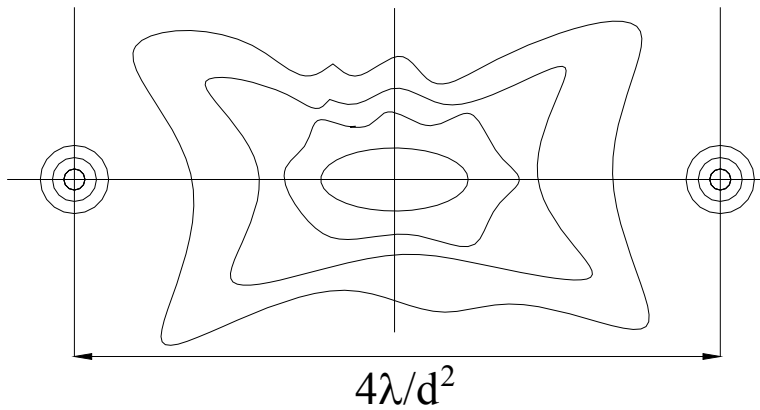


Рис. 4. Лінії рівної інтенсивності в околиці зображення точкового джерела.

На (рис.2.4) приведений розподіл інтенсивності випромінювання, що дифрагувало в околиці зображення  $S''$ . Розподіл інтенсивності вздовж оптичної осі  $z$  описується функцією:

$$f(u) = \left[ \frac{\sin(u/4)}{u/4} \right]^2, \quad u = \frac{2\pi}{\lambda} \alpha^2 z. \quad (3)$$

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

В схемі на (рис. 5.), спекл – структура формується у вільному просторі і називається об’єктивною спекл – картиною. Такі картини легко спостерігати з використанням лазерного випромінювання. Суб’єктивні спекл – картини спостерігаються в оптичних системах, в яких умова когерентного опромінювання об’єкту значно менш строга. Тому суб’єктивні спекли можна спостерігати неозброєним оком навіть в поліхроматичному світлі протяжних джерел [4,5]. Для когерентного освітлення в зображеній оптичній схемі необхідно, щоб оптична система розширювала область просторової когерентності на поверхні об’єкту,  $d < \rho_c$ , де  $d$  – діаметр кружка роздільної здатності, значення якого в дифракційно обмеженій оптичній системі визначається співвідношенням:

$$d = 1,22 \lambda z_0 / D_a, \quad (4)$$

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

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

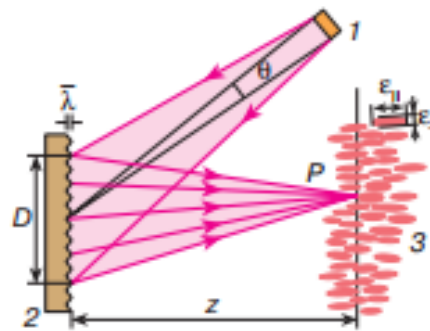


Рис. 5. Оптична схема для отримання об’єктивної спекл – картини.

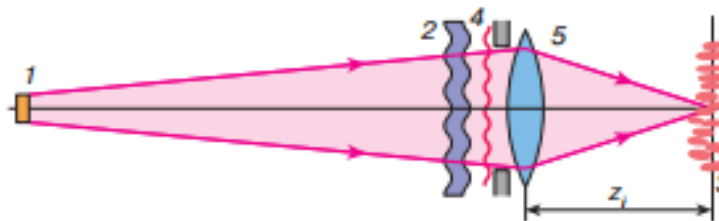


Рис. 6. Оптична схема для отримання суб’єктивної спекл – структури.

З методичної точки зору цікава схема на малюнку 2.6, де світло проходить через розсіююче середовище, а спекли спостерігаються в площині зображення освітлюю чого джерела. Контрастна спекл – картина формується в тому випадку, якщо радіус когерентності  $\rho_c$  освітлюючого випромінювання в

розсіювальному середовищі перевищує діаметр апертури оптичної системи,  $\rho_c > D_a$ . Суб'єктивні спекл-картини, що формуються по схемі на мал.2.6, добре видні при спостереженні вуличних ламп через запотівше чи заморожене вікно маршрутки. В якості джерела суб'єктивних спеклів виступає апертура (вірніше вихідний зрачок) оптичної системи, що заповнений світлом від об'єкту.

## 2.Спекли Френеля і Фраунгофера

По аналогії з дифракцією Френеля і дифракцією Фраунгофера можна говорити про спекли Френеля і Фраунгофера. Розглянемо дифракцію на круглomu отворі в зоні Френеля на осі системи:

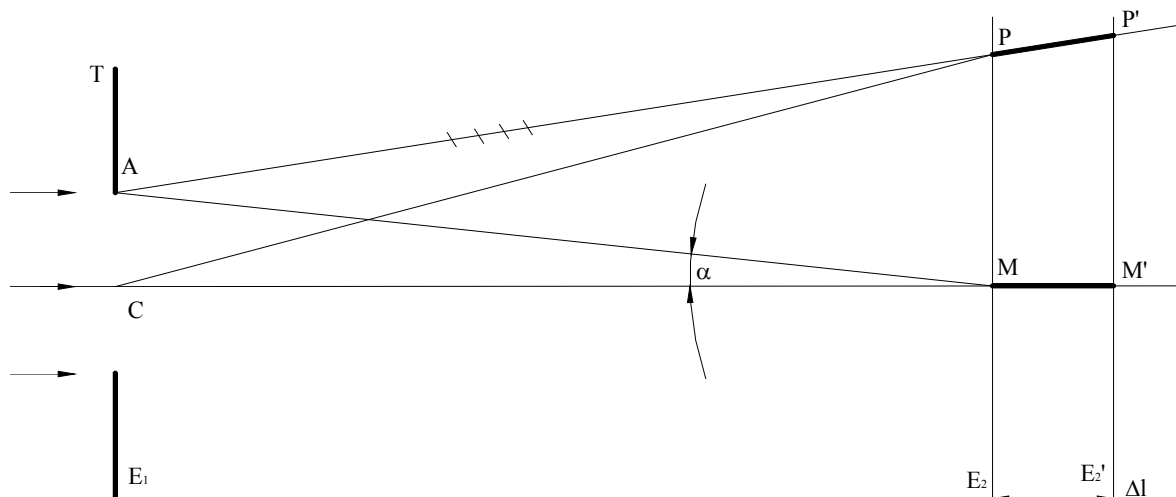


Рис. 7. Схема дифракційної задачі Френеля.

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

$$\Delta = AM - CM = \frac{a^2}{2l}, \quad (5)$$

де  $a$  – радіус отвору,  $l$  – відстань  $E_1E_2$ . Різниця ходу в точці  $M$  для хвиль, що випромінюються двома довільними точками отвору  $T$ , змінюється в інтервалі від 0 до  $\Delta$ , так як  $\Delta$  – максимальна різниця ходу хвиль для даного отвору. Змістимо площину спостереження на відстань  $\delta l$  [5]. Якщо величина зміщення достатньо мала, то вид інтерференційної картини в точці  $M'$  буде майже таким як і в точці  $M$ . Зміщенню на  $\delta l$  відповідає зміна різниці ходу на  $a^2\delta l / 2l^2$ . Щоб вигляд інтерференційної картини залишався незмінним вздовж відрізка  $MM'$ , зміна різниці ходу повинна бути значно меншою від довжини хвилі  $\lambda$ . Оскільки  $\alpha = \frac{a}{l}$ , отримуємо умову:

$$\delta l \ll \frac{2\lambda}{\alpha^2}. \quad (6)$$

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

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

Тепер розглянемо випадок, коли в площині отвору знаходиться екран з дуже великою кількістю

хаотично розташованих маленьких отворів. Внаслідок інтерференції в площині  $E_2$  буде спостерігатись спекл – структура. Якщо екран  $E_2$  змістити на відстань, що відповідає критерію «малости смещения», то картина інтерференції майже не зміниться. Можна зобразити цілий ряд пар паралельних площин, розділених тією відстанню, на яку можна зміщувати площину спостереження без істотних змін в структурі спеклів. В тій області простору, де відстані  $E_2E_2'$ ,  $E_3E_3'$  і т.д. скінченні, спостерігаються спекли Френеля (рис. 8).

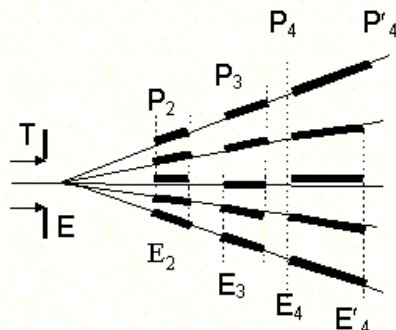


Рис. 8. Подібні спекл – структури, що спостерігаються в паралельних площинах.

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

### 3. Комп'ютерна модель обробки спекл-інтерферограм

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

На рис. 9. зображена структурна схема комп'ютерної моделі. Принцип дії її наступний – спершу з отриманої спекл – інтерферограми зчитуються значення кожного з пікселів та записуються в трьохмірний масив даних формату uint8, за це відповідає блок (1). Розмірність масиву: 262 x 197 x 3, де 262 x 197 – кількість пікселів, а 3 – складові кольору формату RGB (red, green, blue). Кожен піксель має власне значення інтенсивності світла від 0 до 255. Блок (2) відповідає за перетворення записаного масиву формату uint8 в інші типи даних для подальшої статистичної обробки даних в блоці (3). (4) і (5) блоки відповідно відображають результат обробки спекл – інтерферограм у графічному вигляді та представленням у масивах даних відповідно.

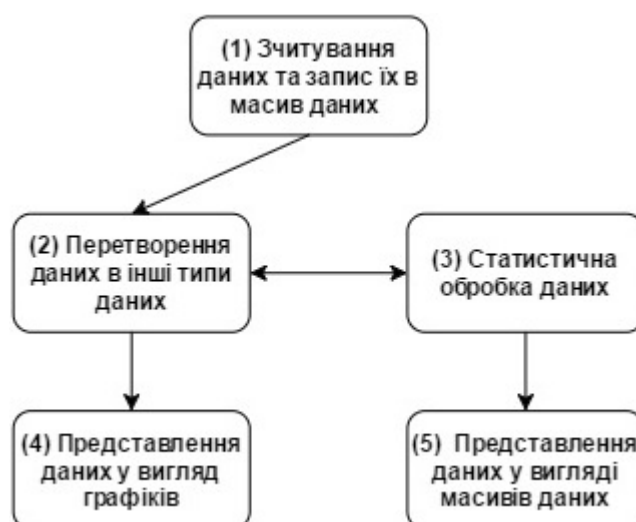


Рис.9. Структурна схема комп'ютерної моделі обробки спекл – інтерферограм

#### Крок 1. Зчитування даних із зображення

Зчитуємо зображення в форматі jpeg за допомогою команди :

```
I = imread('spec_1.jpg');
```

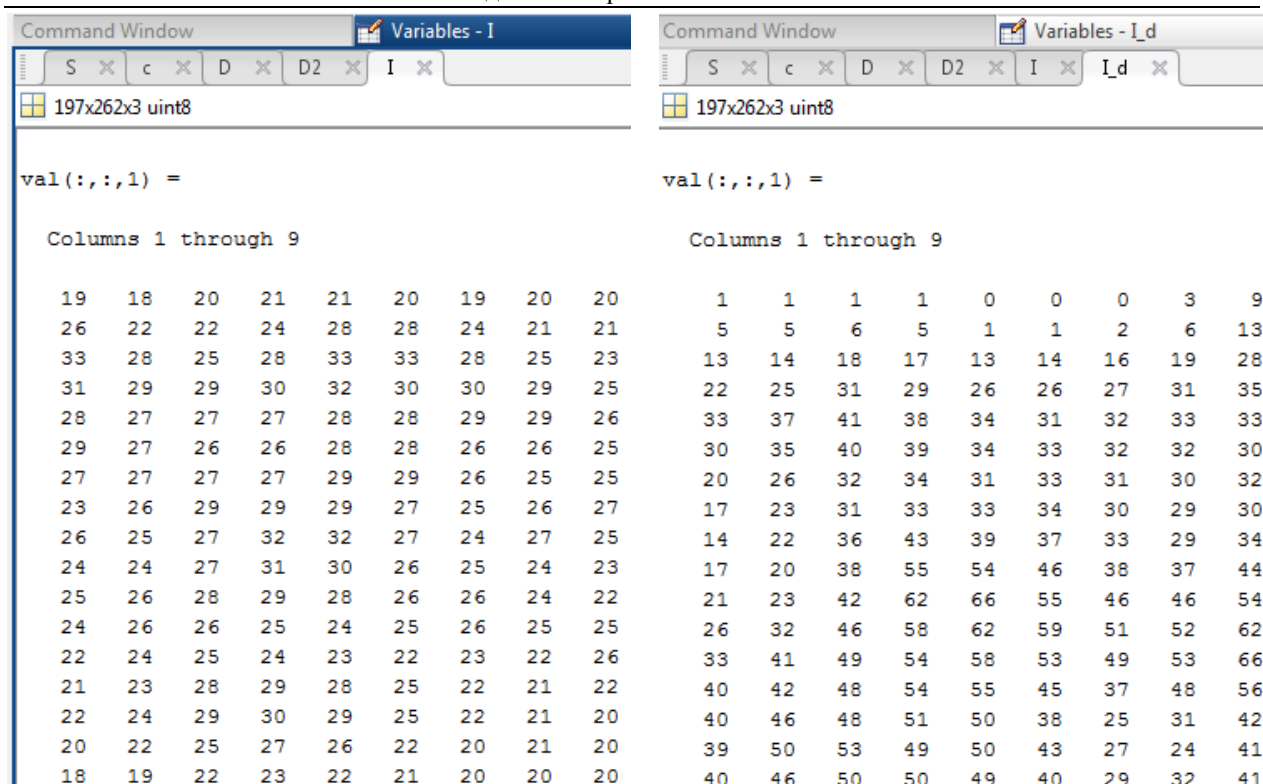


Рис.10. Фрагмент зчитаного масиву даних інтенсивностей з першого і другого зразка відповідно

За допомогою команди *imshow(I)* виводимо на екран спекл – інтерферограми які будуть оброблятися в даній комп’ютерній моделі.

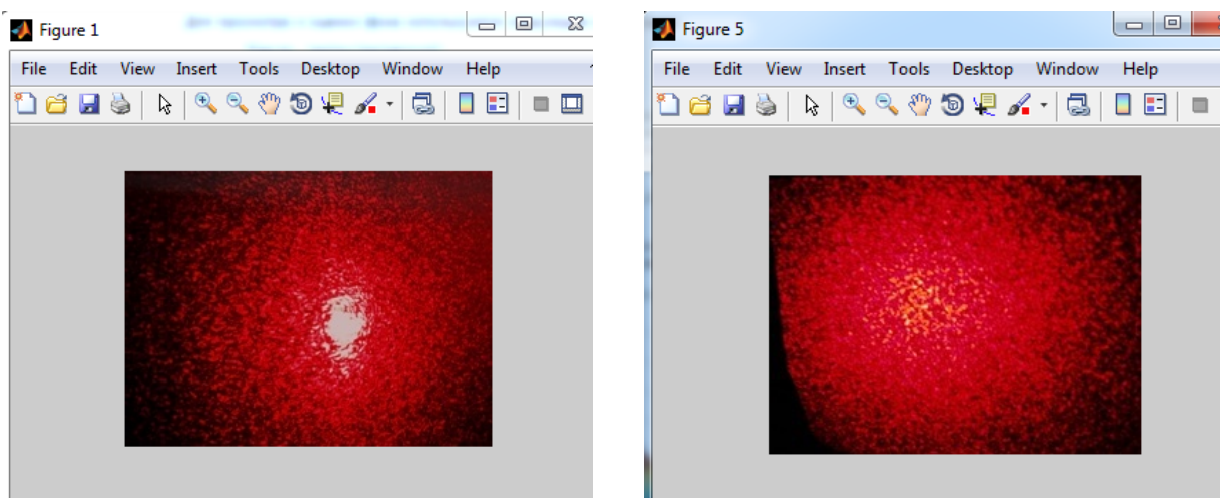


Рис.11. Фрагмент зчитаного масиву даних інтенсивностей з першого і другого зразка відповідно

**Крок 2. Оцінка і апроксимація пікселів фону**

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

Використаємо функцію *imopen*, яка виконує морфологічне розкриття, тобто спочатку звуження, а потім розширення зображення, метою даної операції є вилучити виступи на межах об’єктів, тобто зробити більш чіткі границі об’єктів. В якості структурного елемента використаємо функцію *strel* у вигляді диска з радіусом 15.

```
background = imopen(I,strel('disk',15));
figure, imshow(background)
```

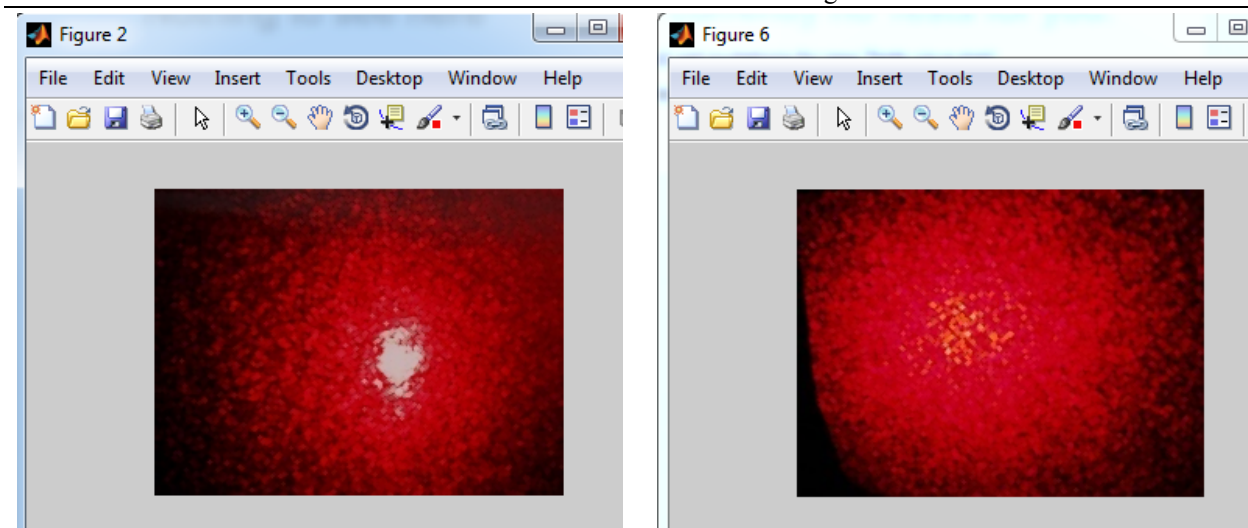


Рис. 12. Апроксимована інтерферограма.

### Крок 3. Апроксимація і перегляд поверхні фону

Використовуємо команду `surf` для відображення поверхні фону. За допомогою команди `surf` створюється кольорова параметрична поверхня, яка дає можливість переглядати прямокутну область, зображення що досліджується. Функція `surf` працює з даними, що представлені в форматі `double`. Тому, отриманий масив необхідно перевести у відповідний формат даних. Запишемо наступне:

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

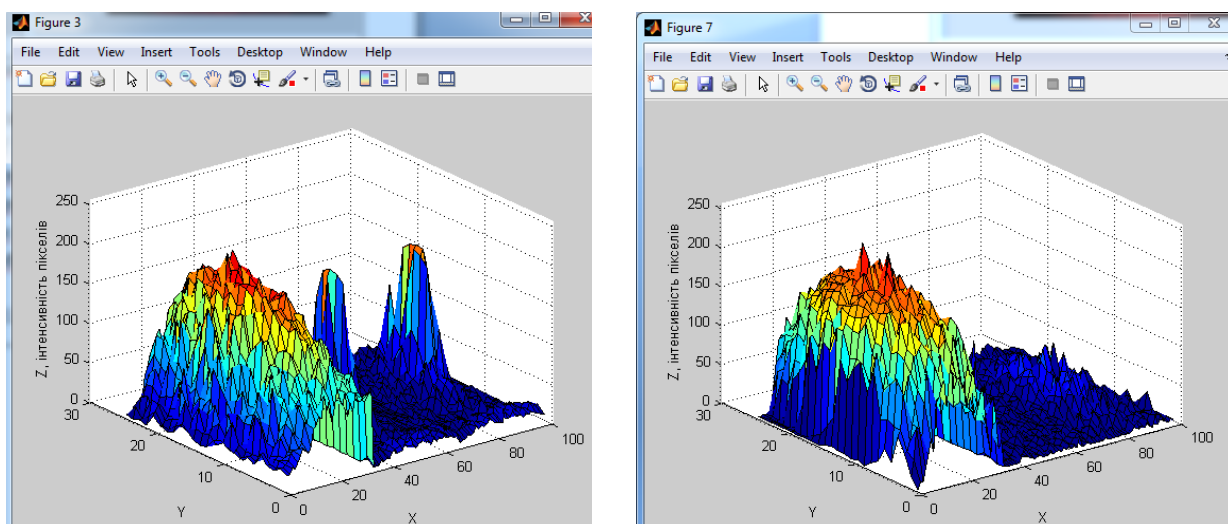


Рис. 13. Поверхня фону інтерферограми.

### Крок 4. Створення зображення з рівномірним фоном

Для створення зображення з більш рівномірним фоном, відніmemo зображення фону `background` від вихідного зображення `I`.

```
I2 = imsubtract(I,background);
```

Відобразимо отримане зображення з більш рівномірним фоном.

```
figure, imshow(I2)
```

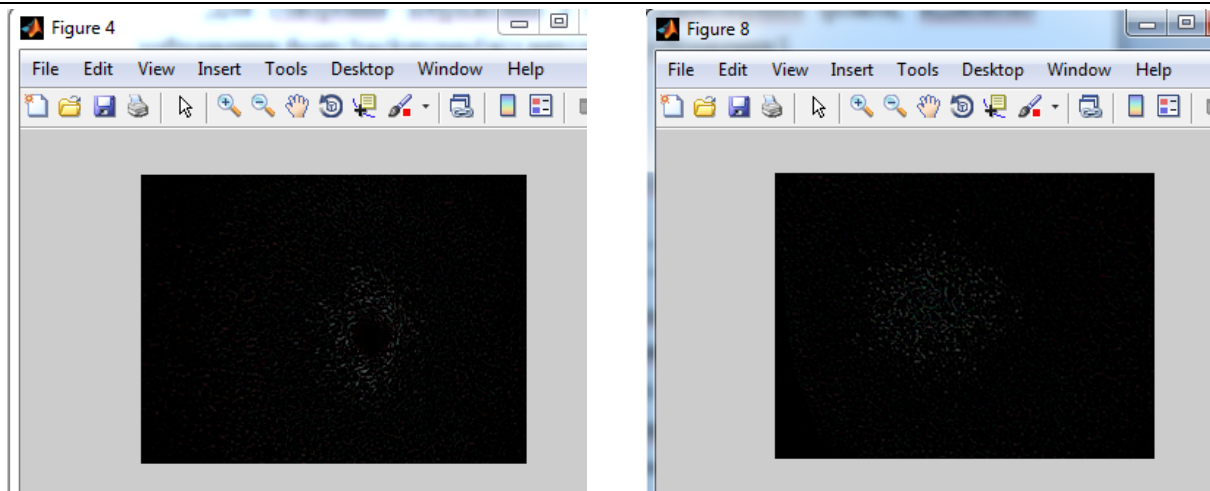


Рис. 14. Інтерферограма з більш рівномірним фоном.

### Крок 5. Створення бінарного зображення

Використаємо функцію `graythresh`, яка визначає значення глобального порога, що використовується для перетворення інтенсивностей зображення в бінарне зображення в функції `im2bw`. Значення нормалізованих інтенсивностей знаходяться в діапазоні  $0 \dots 1$ .

```
level = graythresh(I2)
bw = im2bw(I2,level)
```

Відобразимо бінарне зображення :

```
figure, imshow(bw)
```

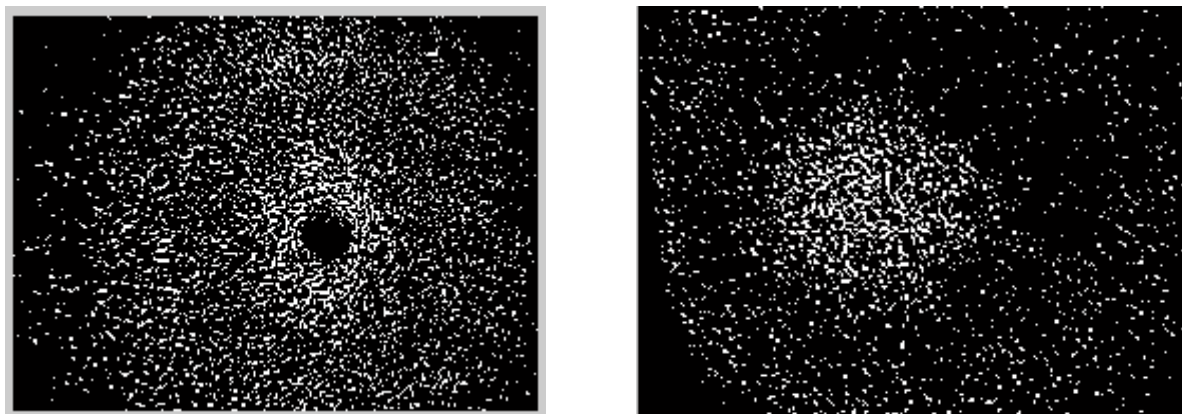


Рисунок 15. Інтерферограма в бінарному форматі.

### Крок 6. Визначення числа об'єктів (спеклів) на зображенні

Для цього використовуємо функцію `bwlabel(Bw,n)`, що відмічає всі компоненти на бінарному зображенні і повертає їх число у вигляді значення `numObjects`, де `Bw` – бінарне зображення, `n` – параметр, що вказує критерій зв'язаності, що використовується для знаходження зв'язаних областей – об'єктів.

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

### Крок 7. Отримання статистичних даних зображення

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

```
Im=rgb2gray(I)
```

За допомогою функції `Imhist` побудуємо графік розподілу інтенсивностей пікселів.

```
plot (imhist (Im_d));
```



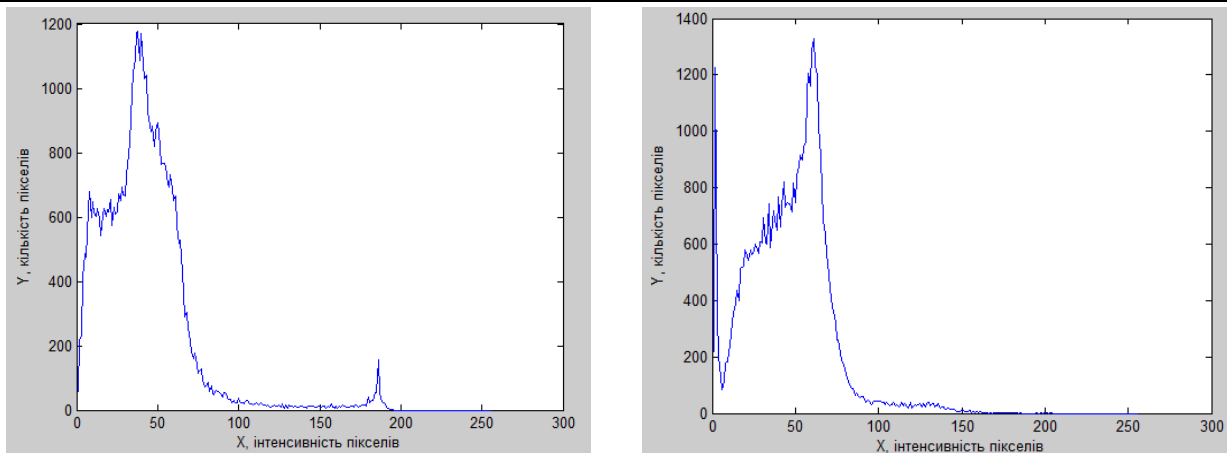


Рис. 16. Розподіл інтенсивностей пікселів.

Обчислимо середню інтенсивність серед масиву пікселів за допомогою функції `mean2`.

```
ser_intensity=mean2(Im)
```

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

```
ser_kvadr_vidhul = std2(Im)
```

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

```
K = rgb2gray (I).
```

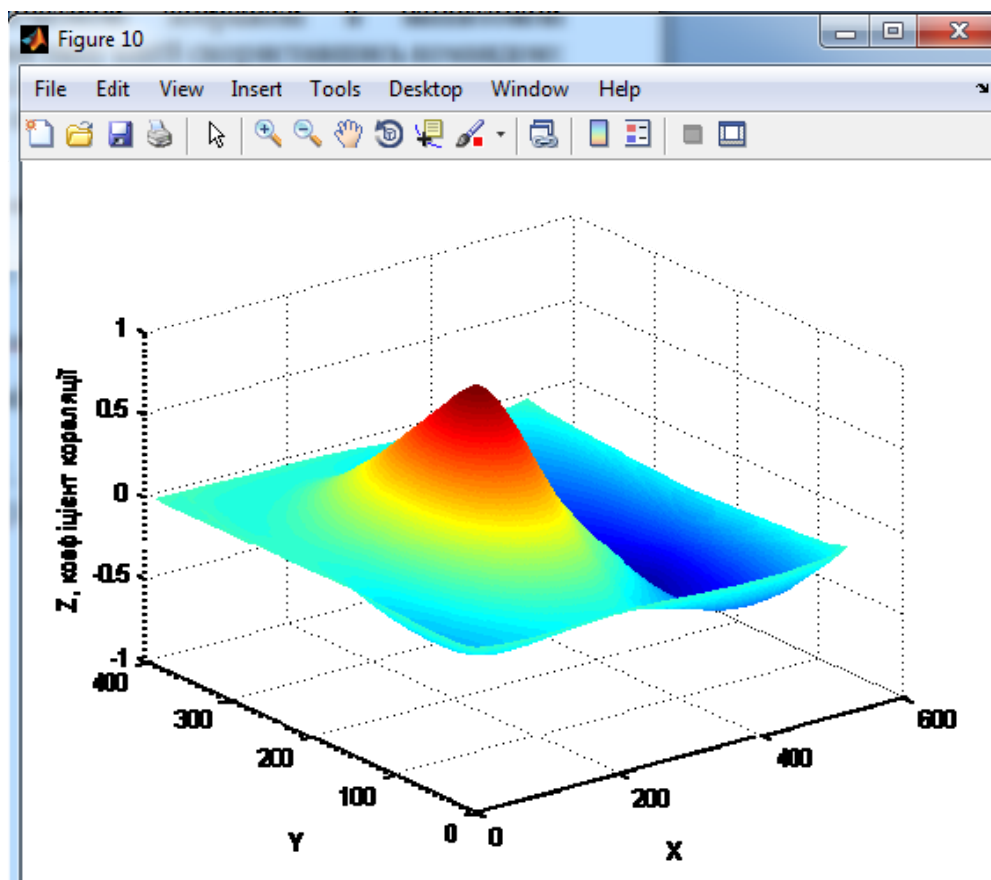


Рис. 17. Поверхня нормованої крос – кореляції

За допомогою команди переведемо отримані масиви даних в тип `double`, застосуємо наступну команду:

```
D =double (K)
```

Скориставшись наступною командою, отримаємо коефіцієнт кореляції між двома досліджуваними зразками:

$$\text{koef\_kor} = \text{corrcoef}(D,D2)$$

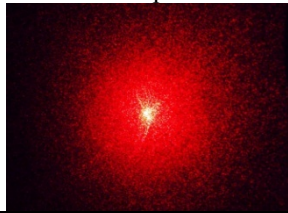
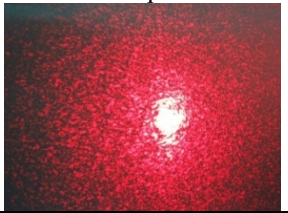
Побудова нормованої крос кореляції між двома досліджуваними зразками, запишемо наступну команду:

$$c = \text{normxcorr2}(I(:, :, 1), I_d(:, :, 1));$$

$$\text{figure, surf}(c), \text{shading flat}$$

Таблиця 1

**Результати статистичних даних в результаті комп'ютерної обробки спекл – інтерферограм**

	1 – й зразок	2 – й зразок
		
Кількість спеклів	2822	1750
Середня інтенсивність пікселів спекл – інтерферограм	41,01	46,34
Середнє квадратичне відхилення інтенсивностей пікселів спекл – інтерферограм	27,94	24,24
Коефіцієнт кореляції інтенсивностей пікселів двох спекл – інтерферограм	0,44	

**Висновки:**

- Як видно з 3 – D поверхонь фону інтерферограм 1 – та 2 – го зразків, найвищу інтенсивність мають пікселі R – складової, це зумовлено тим що досліджувані інтерферограми були отримані за допомогою He – Ne лазера «ЛГ – 38», в якого робоча довжина хвилі лежить в червоному спектрі.

- Кількість спеклів на інтерферограмах була оцінена приблизно, оскільки точно дослідити її дуже складно. Але цей метод обрахунку можна використовувати для порівняння кількох зразків інтерферограм, беручи одну за еталонну, а інші порівнювати з еталонною. Як показали обрахунки на 1 – зразку майже на 60% більше спеклів аніж на 2 – му.

- Середня інтенсивність випромінювання обох зразків істотно не розбігається, лиш на 12% інтенсивність випромінювання 2 – зразка вища за 1 – й.

- Середнє квадратичне відхилення вийшло достатньо високим, але зважаючи на те що кількість градацій тону дорівнює 256, це значення було очікуваним. Середнє квадратичне відхилення першого зразка склало 27,94 умовних одиниць, а 2 – го зразка – 24,94 умовних одиниць.

- Розподіл кількості пікселів по їх інтенсивності, показав для обох зразків, що найбільша кількість пікселів лежить в діапазоні 40 – 70 їх інтенсивності.

- Коефіцієнт кореляції між двома спекл – картинками, склав 0,44 умовні одиниці, що дозволяє стверджувати про помірний зв'язок між двома досліджуваними зразками.

- Поверхня нормованої крос – кореляції між двома досліджуваними зразками, показала, що найбільший пік коефіцієнта кореляції припадає на центральну частину спекл інтерферограм. Цей результат був очікуваним, оскільки лазерний пучок випромінювання освітлював досліджуваний зразок по центру відносно країв скла, змащеного зразком крові, а оскільки основна енергія сконцентрована по центральній частині екрану, звідки знімалися спекл інтерферограми, то й логічно що центральна частина знятої спекл – картини буде засвічена найбільше і значення інтенсивностей пікселів будуть близькі до 255.

**Література**

1. Приезжев А. В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Лазерная диагностика в биологии и медицине.— М.: Наука, 1989.
2. Берлиен Х.Б., Мюлер Г.Й. Прикладная лазерная медицина.— М.: АО «Интерексперт», 1997. – С.356.
3. Новые физические методы в биологических исследованиях.— М.: Наука, 2007. С. 65—79.
4. Франсон М. Оптика спеклов / Пер. с англ. под. ред. Ю.И. Островского. М.: Мир, 1980. 171с.
5. Ульянов С.С. Что такое спеклы // Соросовский Образовательный Журнал. 1999. №5. С. 112 – 116.
6. Джоунс Р., Уайс К. Голографическая и спекл – интерферометрия / Пер. с англ. под. ред. Г.В.

- Скрокого М.: Мир, 1986. 328с.
7. Рубин А. Б. Биофизика.— М.: Высшая школа, 1997. Кн. 1, 2.
  8. Борен К.у Хафмен Д. Поглощение и рассеяние света малыми частицами.— М.: Мир, 1996.
  9. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике / 2-е изд., пер. с англ. М.: Физматлит, 2013. – 811 с.
  10. Биофизика: Учеб./В.В. Ревин, Г.В. Максимов, О.Р. Кольс; Под ред. Проф. А.Б. Рубина. – Саранск: Изд-во Морддов. Ун-та, 2002. – 156 с.
  11. Когерентная оптика - А. Тарлыков -Санкт-Петербург: СПбГУ ИТМО, 2011. – 168с.
  12. Еремеев Б.В. Селективное воздействие низкоинтенсивного лазерного ИК – излучения на эритроциты: дис. канд. техн. наук / Еремеев Б.В.. – Томск, 1989.
  13. Beiderman Y. DEMonstration of remote optical measurement configuration that correlates to glucose concentration in blood / Beiderman Y., Blumenberg R, Rabani N., 2011. – С. 859 – 870.
  14. Fujii H. et al., “Evaluation of blood flow by laser speckle image sensing: part 1,” Appl. Opt.. 26, (24 ), 5321 –5325 (1987).
  15. Dunn, A. K., Bolay, H., Moskowitz, M. A., Boas, D. A. Dynamic imaging of cerebral blood flow using laser speckle. J Cereb Blood Flow Metab. 21, 195-201 (2001).
  16. Boas, D. A., Dunn, A. K. Laser speckle contrast imaging in biomedical optics. J. Biomed. Opt. 15, 011109-011109 (2010).
  17. 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.
  18. 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 – механичний інститут бы. Г.В. Карпенка, 2012.
  19. Кульчин Ю.Н., Витрик О.Б., Камшилин А.А.. Адаптивные методы обработки спекл – модулированных оптических полей. – М.: ФИЗМАЛИТ, 2009. – 288 с. – ISBN 978 – 5 – 9221 – 1194 – 2.
  20. Лазарев Ю.Ф.. Довідник з MATLAB / Електронний навчальний посібник з курсового і дипломного проектування. – К.: НТУУ «КПІ», 2013. – 132 с.
  21. <http://www.exponenta.ru/>
  22. <http://www.mathworks.com/>

## Reference

1. Priyetzhev A. V., Tuchin V.V., Shubochkin L.P. Lazernaya diagnostika v biologii i meditsine.— М.: Nauka, 1989.
2. Berliyan KH.B., Myuler G.Y. Prikladnaya lazerna meditsina.— М.: АО «Intereksper», 1997. – S.356.
3. Novyye fizicheskiye metody v biologicheskikh issledovaniyakh.— М.: Nauka, 2007. S. 65—79.
4. Franson M. Optika specklov / Per. s angl. pod. red. YU.I. Ostrovskogo. М.: Mir, 1980. 171s.
5. Ulyanov S.S. Chto takoye speckly // Sorosovskiy Obrazovatel'nyy Zhurnal. 1999. №5. S. 112 – 116.
6. Dzhouns R., Uays K. Golograficheskaya i spekl – interferometriya / Per. s angl. pod. red. G.V. Skrokogo М.: Mir, 1986. 328s.
7. Rubin A. B. Biofizika.— М.: Vysshaya shkola, 1997. Кн. 1, 2.
8. Boren K.u Khafmen D. Pogloshcheniye i rasseyaniye sveta malymi chastitsami.— М.: Mir, 1996.
8. Tuchin V.V. Optika biologicheskikh tkaney. Metody rasseyaniya sveta v meditsinskoj diagnostike / 2-ye izd., per. s angl. М.: Fizmatlit, 2013. – 811 s.
10. Biofizika: Ucheb./V.V. Revin, G.V. Maksimov, O.R. Kol's; Pod red. Prof. A.B. Rubina. – Saransk: Izd-vo Morddov. Un-ta, 2002. – 156 s.
9. 11. Kogerentnaya optika - A. Tarlykov -Sankt-Peterburg: SPbGU ITMO, 2011. – 168s.
10. 12. Yeremeyev B.V. Selektivnoye vozdeystviye nizkointensivnogo lazernogo IK – izlucheniya na eritrotsity: dis. kand. tekhn. nauk / Yeremeyev B.V.. – Tomsk, 1989.
11. 13. Beiderman Y. DEMonstration of remote optical measurement configuration that correlates to glucose concentration in blood / Beiderman Y., Blumenberg R, Rabani N., 2011. – С. 859 – 870.
12. 14. Fujii H. et al., “Evaluation of blood flow by laser speckle image sensing: part 1,” Appl. Opt.. 26, (24 ), 5321 –5325 (1987).
13. 15. Dunn, A. K., Bolay, H., Moskowitz, M. A., Boas, D. A. Dynamic imaging of cerebral blood flow using laser speckle. J Cereb Blood Flow Metab. 21, 195-201 (2001).
14. 16. Boas, D. A., Dunn, A. K. Laser speckle contrast imaging in biomedical optics. J. Biomed. Opt. 15, 011109-011109 (2010).
15. 17. Gorbatenko B.B. Statisticheskiye svoystva raznosti faz v modulirovannom pole i metod vosstanovleniya izobrazheniya predmeta po spekl – strukture yego difraktsionnogo polya / Gorbatenko B.B., Ryabukho V.P., Maksimova L.A. // Komp'yuternaya optika. – 2004.
16. 18. O.P. Maksimenko, I.YA. Kotsyumbas. Ispol'zovaniye dinamicheskikh spekl – poley dlya issledovaniya protsessov in vitro v myshechnoy tkani / O.P. Maksimenko, I.YA. Kotsyumbas. – L'viv: Fiziko – mekhanichnyy institut yy. G.V. Karpenka, 2012.
17. 19. Kul'chin YU.N., Vitrik O.B., Kamshilin A.A.. Adaptivnyye metody obrabotki spekl – modulirovanykh opticheskikh poley. – М.: FIZMALIT, 2009. – 288 s. – ISBN 978 – 5 – 9221 – 1194 – 2.
18. 20. Lazarëv YU.F.. Dovidnik z MATLAB / Yelektronniy navchal'niy posibnik z kursovogo i diplomnogo proyektuvannya. – К.: NTUU «КРІ», 2013. – 132 s.
19. 21. <http://www.exponenta.ru/>
20. <http://www.mathworks.com/>

Рецензія/Peer review : 18.1.2017 р.

Надрукована/Printed :22.3.2017 р.

Стаття рецензована редакційною колегією