

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРИ ЛАЗЕРНОМУ ДОСЛІДЖЕННІ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

Питання взаємодії електромагнітних хвиль з еритроцитами крові людини є актуальним в сучасній медицині. Тому розробка комп'ютерної моделі для обробки взаємодії електромагнітних хвиль з еритроцитами людини, а також впровадження подібних моделей обробки даних є важливою задачею.

Ключові слова: форменні елементи крові, спекл-інтерферограма, лазер.

V. O.DUBOVYK, M. F. BOHOMOLOV

National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»

COMPUTER MODELING OF THE LASER STUDY OF BIOLOGICAL OBJECTS

Abstract – The interaction of electromagnetic waves with human red blood cells are important in modern medicine. Therefore, the development of a computer model to handle the interaction of electromagnetic waves on human erythrocytes and implementation of such models data is an important task.

Interaction of electromagnetic waves on human erythrocytes and development laboratory stand for interferogram.

The work was considered the main methods of laser diagnostics of biological objects. A development laboratory stand for speckle - interferogram, the result of the interaction of electromagnetic radiation with human erythrocytes. Completed development of a computer model to analyze statistical and correlation characteristics obtained interferogram. The practical significance of the results is the ability to compare the processed data, reference blood sample of red blood cells in a sample which is the disease and subsequently make appropriate conclusions on the processed data.

The advantages include work independently algorithm computer processing of experimental measurements.

The disadvantages include lack of experimental laboratory measurement statistics.

In the course of an analytical review of the literature proved widely used method of speckle - interferometry for information on biological objects. To study the interaction of electromagnetic radiation with human red blood cells was chosen method of speckle - interferometry.

The laser laboratory was developed for speckle stand - interferogram - the result of the interaction of electromagnetic waves on human erythrocytes. In the course of the experiment was filmed two speckle - interferograms two samples of human blood.

The computer model was developed for the analysis of statistical and correlation characteristics obtained during the experiment, speckle - interferogram. This computer algorithm allows obolyaty speckle - interferogramy and compare them with each other on the statistical and correlation characteristics.

Keywords: formennyh elements of blood speckle interferogram, laser, correlation interferometry.

ВСТУП

Своєчасна діагностика і попередження розвитку захворювання є основними пріоритетними напрямками в сучасній медицині. Найбільш важливі точна і швидка діагностика, локалізація і правильне лікування захворювання. Важливим показником захворювання організму є зміна складу крові – кількості клітин крові, деформація клітин, їх мінеральний склад. Всі ці показники можна відслідковувати за допомогою дослідження взаємодії електромагнітних хвиль з еритроцитами крові людини. Тому створення лабораторного стенду для даного напряму дослідження та комп'ютерної моделі для статистичної та кореляційної обробки результатів експериментальних досліджень є актуальною задачею.

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. 1. 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.

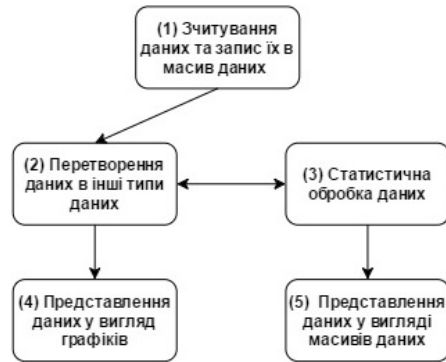


Рисунок 1.1 – Структурна схема комп'ютерної моделі обробки спекл – інтерферограф

Реалізація комп'ютерної моделі

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

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

На рис. 1.2, представлені два фрагменти у вигляді трьохмірних масивів даних, зчитаних спекл – інтерферограм для першого та другого досліджуваних зразків.

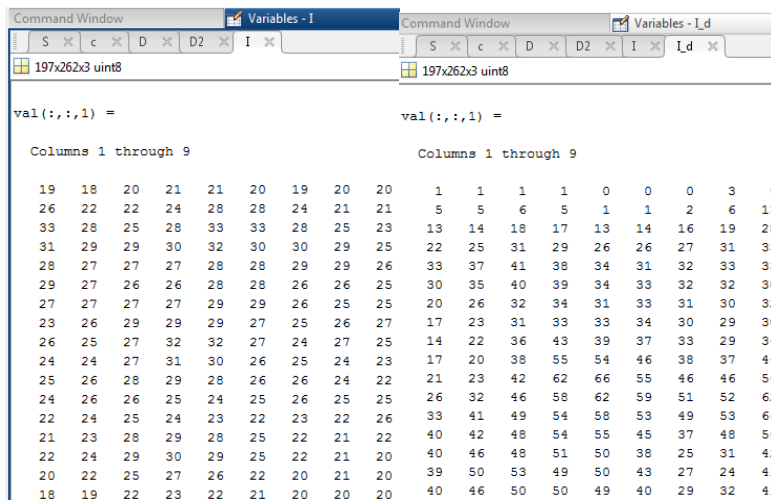


Рисунок 1.2 – Фрагменти масиву даних інтенсивностей першого і другого зразка відповідно

На рисунку 1.3 представлені виведені на екран спекл – інтерферограми першого та другого досліджуваних зразків, які будуть піддаватися кореляційній та статистичній комп'ютерній обробці.

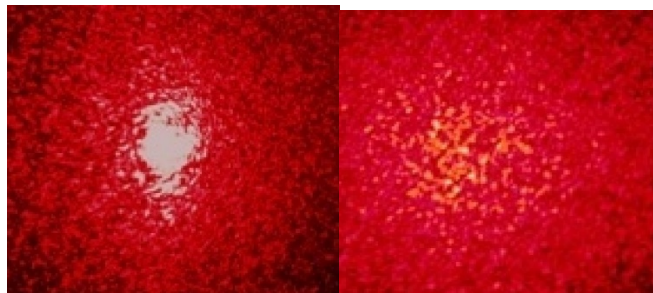


Рисунок 1.3 – Спекл – інтерферограми першого та другого зразка еритроцитів крові людини

Оцінка апроксимації пік селів 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 використовуємо функцію `strel` у вигляді диска з радіусом 15.

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

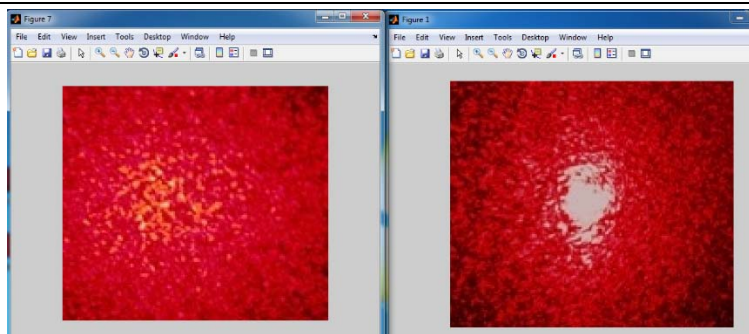


Рисунок 1.4 – Апроксимація інтерферограф

Апроксимація 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]));
```

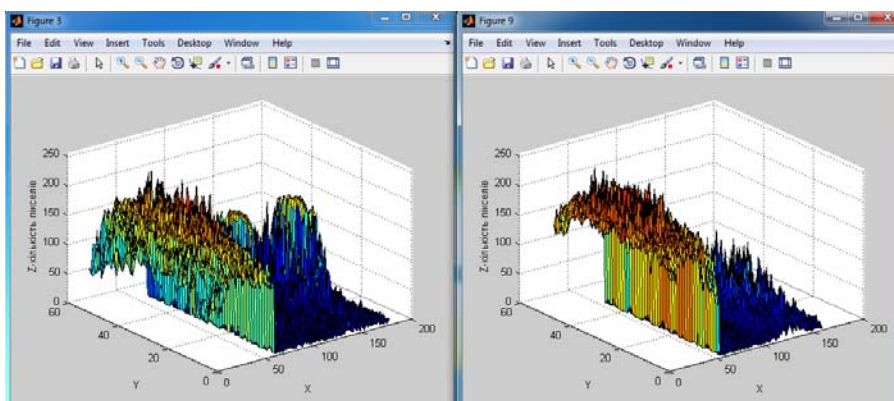


Рисунок 1.5 – Апроксимована поверхня фону

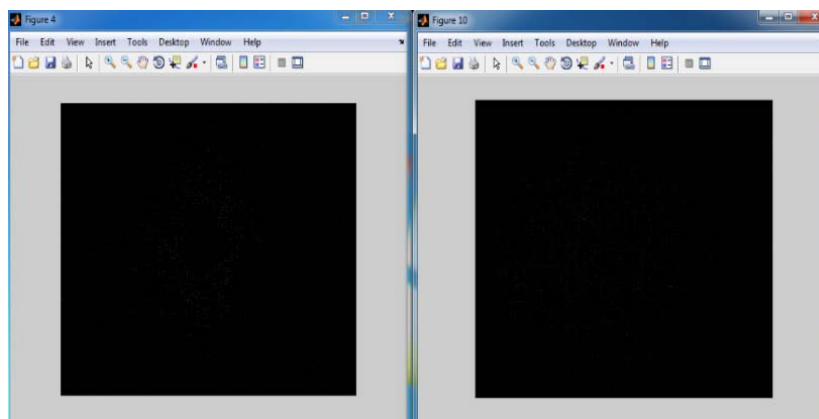
Створення рівномірного фону

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)
```



1.6 – Інтерферограма з рівномірним фоном

Побудова 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...1.

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

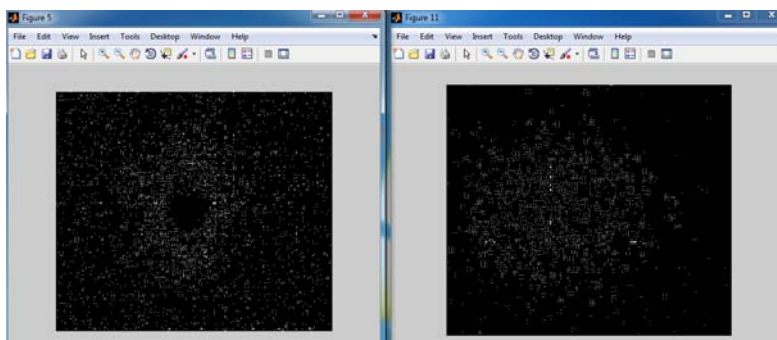


Рисунок 1.7 – Бінаризоване зображення

Визначення числа 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
```

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.

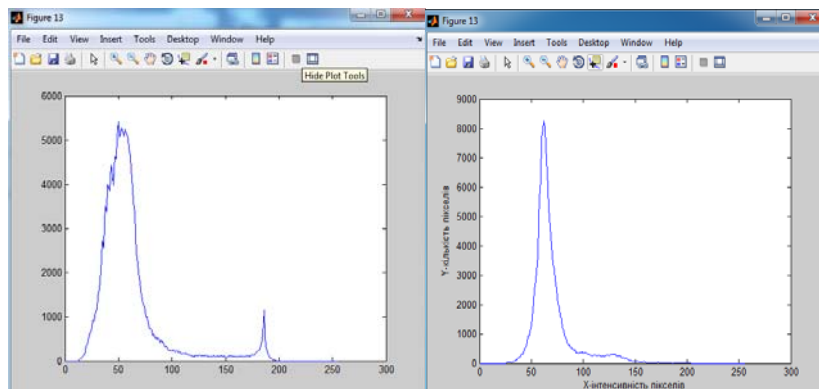


Рисунок 1.8 – Розподіл інтенсивності пікселів

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).
```

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

команду:

$$D = \text{double}(K)$$

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

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

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

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

$$\text{figure, surf}(c, \text{shadingflat}$$

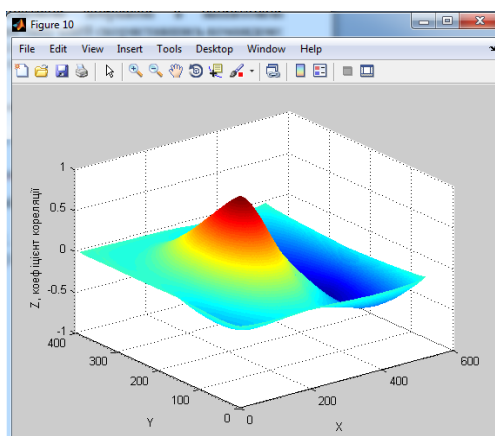


Рисунок 1.10 – Нормована крос кореляція

Результати обробки зразків	1 – й зразок	2 – й зразок
Кількість спеклів	2753	2229
Середня інтенсивність пікселів спекл – інтерферограм	38,05	44,28
Середньоквадратичне відхилення інтенсивностей пікселів спекл – інтерферограм	28,83	23,35
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 28,83 умовних одиниць, а 2 – го зразка – 23,35 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 спеклінтерферограм. 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 спеклінтерферограми, 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. Чтотакоеспеклы// Соросовский Образовательный Журнал. 1999. №5. С. 112 – 116.
6. Джоунс Р., Уайс К. Голографическая и спекл – интерферометрия/ Пер. с англ. под. ред. Г.В. Скорокого 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.

References

1. Priezzhev A. V., Tuchin V. V., Shubochkin L. P. Lazernajadiagnostika v biologii i medicine.— М.: Nauka, 1989.
2. Berlien H. B., Mjuler G. J. Prikladnaja lazerna medicina.— М.: АО «Interekspert», 1997. – S.356.
3. Novye fizicheskie metody v biologicheskij issledovanijah.— М.: Nauka, 2007. S. 65—79.
4. Franson M. Optika speklov/ Per. s angl. pod. red. Ju. I. Ostrovskogo. М.: Mir, 1980. 171s.
5. Ul'janov S. S. Chtotakoespekly// Sorosovskij Obrazovatel'nyj Zhurnal. 1999. №5. S. 112 – 116.
6. Dzhouns R., Uajs K. Golograficheskaja i spekl – interferometrija/ Per. s angl. pod. red. G. V. Skrokogo М.: Mir, 1986. 328s.
7. Rubin A. B. Biofizika.— М.: Vysshaja shkola, 1997. Kn. 1, 2.
8. Boren K. u Hafmen D. Pogloshhenie i rassejanie sveta malymi chasticami.— М.: Mir, 1996.

Рецензія/Peer review : 12.4.2017 р. Надрукована/Printed : 24.6.2017 р.
Стаття рецензована редакційною колегією