

# КОМП'ЮТЕРНА ОБРОБКА СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОГРАМ ДЛЯ ОПТИЧНОГО ДІАГНОСТУВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ МІКРООБ'ЄКТІВ

*Богомолів М.Ф.*, к.т.н., доцент  
[mfbogomolov@gmail.com](mailto:mfbogomolov@gmail.com)

*Шликів В.В.*, д.т.н., доцент  
[v.shlykov@kpi.ua](mailto:v.shlykov@kpi.ua)

*Вовянюк С.І.*, к.б.н., доцент  
[sivovianko@gmail.com](mailto:sivovianko@gmail.com)

кафедра біомедичної інженерії  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

**Реферат:** Комп'ютерна обробка спекл-інтерферограм для оптичного діагностування біологічних мікрооб'єктів дає можливість визначити оптичні та фізичні параметри компонентів біологічного об'єкта. Важливою характеристикою розробленої моделі є універсальність при її застосуванні, що дає можливість забезпечити необхідну адекватність і однозначність оптичних співвідношень з оригіналом. Під час комп'ютерної обробки проводиться розрахунок розподілу випромінювання в середовищі температурних полів.

**Метою моделювання** є дослідження взаємодії лазерного випромінювання з біологічними мікрооб'єктами для удосконалення та підвищення ефективності лазерної діагностики.

**Методика реалізації.** Для дослідження взаємодії електромагнітного випромінювання з еритроцитами крові людини використано метод спекл-інтерферометрії, який було взято за основу для побудови лабораторного стенду. Розроблений лабораторний стенд дозволив отримати спекл-інтерферограми для чотирьох патологічних зразків еритроцитів крові людини. Для обробки спекл-інтерферограм зразків створено комп'ютерну модель в середовищі Matlab, яка дає змогу досліджувати зображення у форматі JPEG з роздільною здатністю 72x72 точок на дюйм.

**Результати дослідження** В результаті комп'ютерної обробки та моделювання розраховуються поверхні нормованої крос-кореляції між двома досліджуваними зразками спекл-інтерферограм. Отримані залежності показали, що найбільший пік коефіцієнта кореляції припадає на центральну частину спекл-інтерферограм зразків крові. Середня інтенсивність випромінювання для зразків істотно не розбігається, але показано, що інтенсивність випромінювання одного із зразків на 12% вища за інтенсивність випромінювання для еталонного зразка. Наведені результати дають можливість визначення патології в зразках крові на основі дослідження спекл-інтерферограм під час оптичного діагностування біологічних об'єктів.

**Висновки.** Запропоновано спосіб визначення патології в зразках крові людини за допомогою дослідження спекл-інтерферограм біологічних об'єктів та комп'ютерної обробки оптичних зображень зразків на основі моделі в середовищі Matlab.

**Ключові слова:** спекл-інтерферограми, еритроцити крові, діагностування біологічних мікрооб'єктів, оброблення зображень, модель, Matlab

## I. ВСТУП

Поява нових лазерних технологій стимулювала розвиток сучасних методів вимірювання і контролю, у тому числі заснованих на інтерференції світла, що сприяло створенню нових напрямів оптичної діагностики – голографічна та спекл-інтерферометрія [1, 2, 3].

Лазерна спектроскопія виявляється особливо ефективною при дослідженні забруднень навколишнього середовища (флори і фауни, харчових продуктів та ін.) токсичними і патогенними речовинами. Перспективними є методи неруйнівного мікроспектрального аналізу, наприклад,

методи лазерної мікрофлюорометрії живих клітин або органел. Просторова і часова роздільність цих методів складає відповідно 0,3 мкм і 0,2 нс.

В основі методів біомедичної макродіагностики лежить використання лазерного випромінювання з високою монохроматичністю і когерентністю, що дає змогу вимірювати швидкість, положення, малі переміщення та форму різних компонентів біологічних об'єктів. До методів мікродіагностики відносяться: калориметрія, абсорбційний аналіз, флуоресцентний аналіз, спектроскопія комбінаційного розсіювання. Сучасні діагностичні методи спекл-

інтерферометрії було розвинуто під впливом ідей та методології голографічної інтерферометрії. Вони відрізняються простотою в реалізації у порівнянні з методами голографічної інтерферометрії, проте мають таку ж високу чутливість.

У даній роботі для дослідження процесу взаємодії електромагнітного випромінювання з еритроцитами крові людини використано метод спекл-інтерферометрії, який взято за основу для побудови лабораторного стенду. Спекл-структура біологічного об'єкта, що досліджується, утворюється в результаті розподілу інтенсивності когерентного світла, відбитого від шорсткої поверхні, нерівності якої співрозмірні з довжиною хвилі лазерного випромінювання, або когерентного світла, яке проходить через середовище з випадковими флуктуаціями показника заломлення.

## II. МЕТОД РЕАЛІЗАЦІЇ ДОСЛІДЖЕНЬ

Діагностичний метод лазерної спекл-інтерферометрії є одним з методів просторової інтерферометрії, який заснований на аналізі зернистої структури зображення об'єкта. Метод запропоновано в 1970 році Антуаном Лабейрі [4]. Носієм вимірювальної інформації в сигналі спекл-інтерферометрії є спекл-модульовані хвилі. Проводячи статистичну обробку зернистої структури поверхні біологічного об'єкта, можна отримати інформацію про параметри об'єкта, в тому числі про його переміщення, швидкості руху, амплітуду і частоту його вібрацій і т.д. Оптична спекл-структура утворюється в результаті розподілу інтенсивності когерентного світла, яке відбивається від шорсткої поверхні, нерівності якої співрозмірні з довжиною хвилі світла, або інтенсивності когерентного світла, яке пройшло через середовище з випадковими флуктуаціями показника заломлення. Так як поверхня об'єкта освітлюється когерентним світлом, то відбувається інтерференція всіх розсіяних променів. Тому інтерференційна картина, яка формує зображення, має не періодичну, а хаотичну структуру. Отримувана спекл-структура утворює кольорове зображення, яке містить діагностичну вимірювальну інформацію.

Структурна схема для отримання спекл-структури представлена на рисунку 1.

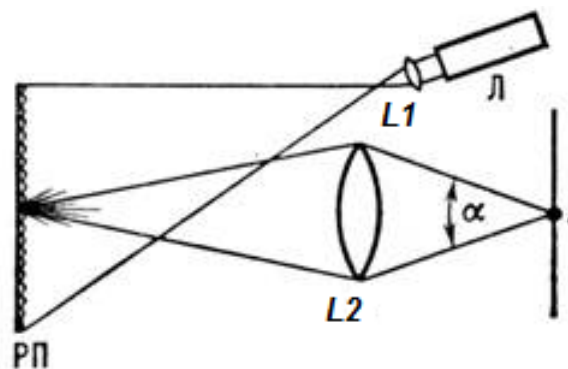


Рис. 1. Схема для отримання спекл-структури: Л – лазер, РП – розсіяюча поверхня, L1, L2 – лінзи, S – екран спостереження.

Відповідно до структурної схеми лазер Л формує пучок когерентного випромінювання, яке направляється на фокусуючу лінзу L1, сфокусований пучок світла попадає на розсіяючу поверхню РП, де хвилі інтерферують між собою і попадають на лінзу L2, а звідти на екран реєстрації зображення S.

Отже, спекл-структура формується при когерентному освітленні випадково-неоднорідних об'єктів, таких, наприклад, як шорстка поверхня або прозоре середовище з флуктуючим у просторі показником заломлення, або в розсіяному полі.

## III. ФОРМУВАННЯ СПЕКЛ-СТРУКТУР БІОЛОГІЧНОГО МІКРООБ'ЄКТУ

У якості джерела світла може використовуватись не тільки когерентне лазерне випромінювання. Для дослідження структури біологічного об'єкта можливе застосування звичайних джерел світла широкого спектрального діапазону, які випромінюють частково когерентне світло з малою довжиною тимчасової когерентності і малою областю просторової когерентності.

Отже спекл-структура біологічного об'єкта спостерігається не тільки в лазерному випромінюванні, проте її активне вивчення та практичне застосування для діагностики пов'язані в основному з використанням лазерів.

Розглянемо основні умови формування та спостереження спекл-структури, які є результатом інтерференції хвиль від окремих неоднорідностей поверхні зразків крові людини (рис. 2).

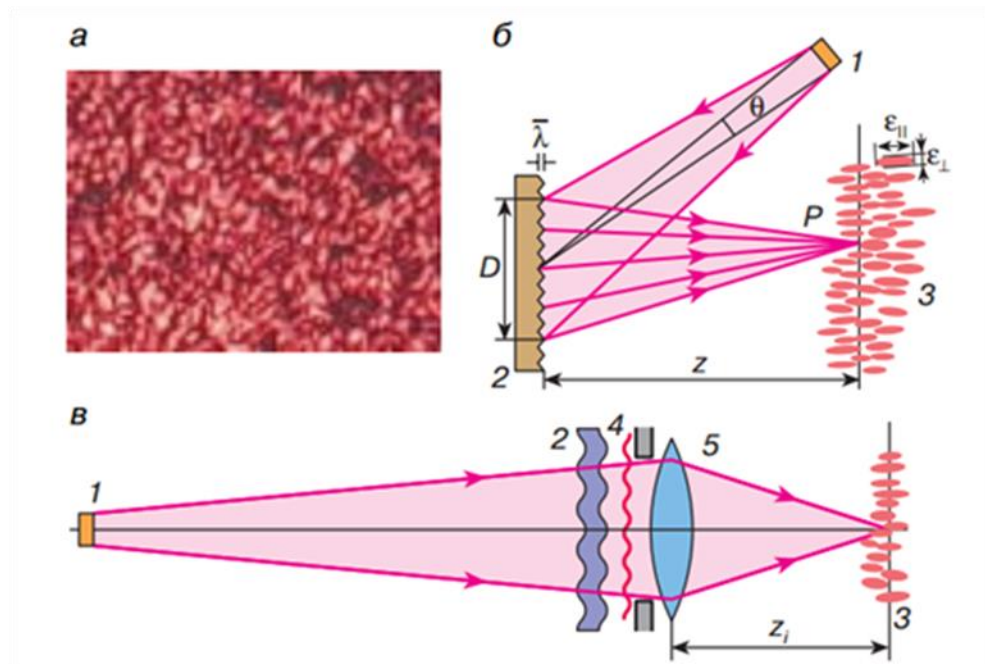


Рис. 2. Спекл-структура об'єкта: (а) в полі дифракції лазерного пучка на шорсткій поверхні; (б, в) різні оптичні схеми спостереження спекл-структури: 1 – джерело світла, 2 – випадково-неоднорідний об'єкт або середовище, 3 – схематичний вигляд поздовжнього перерізу шару спекл-структури, 4 – хаотично спотворений хвильовий фронт, 5 – зображуюча оптична система.

У схемі на рисунку 2 (2, б) оптичні хвилі взаємно когерентні, якщо радіус просторової когерентності  $\rho_c$  на поверхні об'єкта перевищує діаметр освітленої області  $D$ ,  $\rho_c > D$ . Це досягається зменшенням кутового розміру джерела світла  $\theta$ , оскільки:

$$\rho_c = \bar{\lambda} / \theta, \quad (1)$$

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

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

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

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

Мінімальні розміри спеклів-структур у поперечному перерізі поля визначаються співвідношенням:

$$\varepsilon_{\perp min} = \bar{\lambda} z / D, \quad (3)$$

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

Всю поверхню об'єкта, що досліджується, можна розбити на пари неоднорідностей. Інтерференція хвиль від цих пар

неоднорідностей на поверхні, як у схемі Юнга, призводить до утворення паралельних смуг з періодом:

$$\Lambda_{jk} = \bar{\lambda} z / l_{jk}, \quad (4)$$

де  $l_{jk}$  – відстань між парами неоднорідностей.

Когерентні накладання смуг різного періоду та різної орієнтації для пар неоднорідностей призводять до утворення спекл-зображення. Найменший період цих смуг відповідає неоднорідностям на краях освітленої області об'єкта з відстанню  $l = D$  між ними. Середні розміри спеклів-структур визначаються дещо більшими:

$$\varepsilon_{\perp min} = \bar{\lambda} z / D, \quad (5)$$

де поправочний множник 3 можна отримати на основі ймовірнісного просторово-частотного аналізу спекл-структури.

Поздовжній розмір спекл-структури оцінюється співвідношенням:

$$\varepsilon_{\parallel} = 8\bar{\lambda} z^2 / D^2, \quad (6)$$

Отримана величина повздовжнього розміру збігається з відстанню між сусідніми мінімумами в поздовжньому перерізі картини

дифракції Френеля для круглого отвору діаметром  $D$ .

Наведені вирази (5) та (6) показують, що спекли є згустками світлової енергії, та мають витягнуту форму (рис 2, в) уздовж напрямлення розповсюдження світла від розсіюючого об'єкту дослідження:

$$z > D \rightarrow \varepsilon_{\perp} > \varepsilon_{\parallel}$$

Для когерентного освітлення в наведеній оптичній схемі (рис. 2) 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:

$$d = 1,22\lambda z_0 / D_a, \quad (7)$$

де  $z_0$  – відстань від об'єкту до вхідної апертури оптичної системи,  $D_a$  – діаметр дифракційного отвору.

Отже, спекл-інтерферограми можна спостерігати неозброєним оком навіть в поліхроматичному світлі протяжних джерел [5,6]. Проте, оптична система не розділяє окремі неоднорідності на поверхні об'єкта,  $d > r_a$ , де  $r_a$  – поперечний розмір неоднорідностей, оскільки в кожній точці зображення збираються взаємно когерентні хвилі від різних неоднорідностей, які знаходяться в межах області роздільної здатності методу [5].

#### IV. ЛАБОРАТОРНИЙ СТЕНД ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ СПЕКЛІВ

Для отримання спекл-інтерферограм еритроцитів крові людини розроблено лабораторний стенд, в основу оптичної схеми якого покладено метод формування спекл-структури (рис. 3).

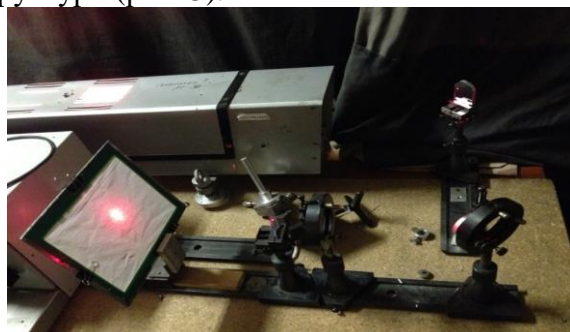


Рис. 3. Лабораторний стенд для отримання спекл-інтерферограм поверхні еритроцитів крові людини.

Розроблений стенд складається з наступних елементів: He-Ne лазер «ЛГ – 38» ( $\lambda = 0.6328$  мкм,  $P_{\max} = 45$  мВт); діафрагма; два дзеркала; двоопукла лінза; рухомий столик, на якому кріпиться досліджуваний об'єкт; зразок крові еритроцитів людини; екран; CCD – матриця.

Структурну схему лазерного стенду представлено на рисунку 4.

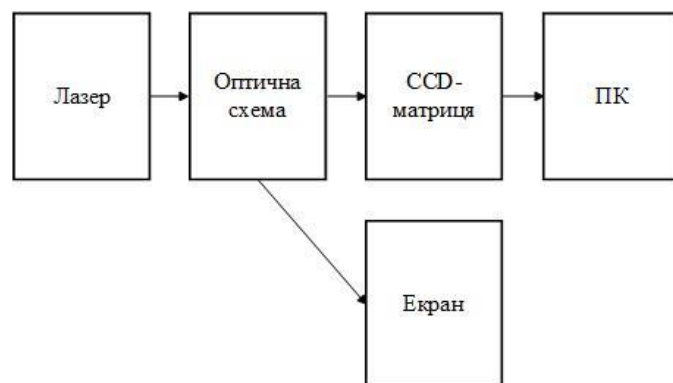


Рис. 4. Структурна схема лазерного стенду для отримання спекл-інтерферограм.

Сформований в He-Ne лазері (1) потік електромагнітних хвиль направляєтся на діафрагму (2), яка необхідна для точного дозування світла і правильної експозиції. З діафрагми (2) пучок світла потрапляє на дзеркала (3, 4), і далі на збиральну лінзу (5) для фокусування променів та спекл-модульованих електромагнітних хвиль. Після фокусування (5) потік світла направляєтся на досліджуваний об'єкт (6) і далі потрапляє на екран (7), на якому формується спекл-інтерферограма поверхні еритроцитів крові людини.

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

На лабораторному стенді було знято п'ять спекл-інтерферограм для еритроцитів крові людини: еталонний зразок, який відображає структуру крові здорової людини (рис. 5), та патологічні зразки, які відображають структуру крові хворої людини (рис. 6).



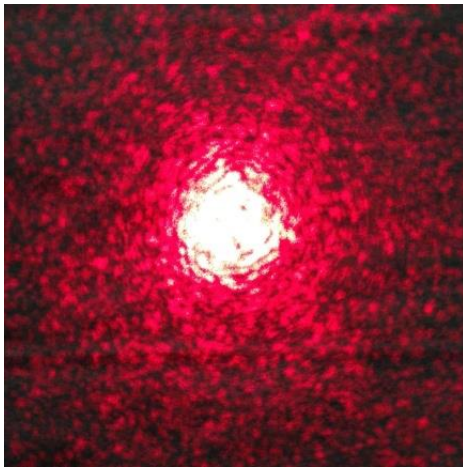


Рис. 5. Спекл-інтерферограма еритроцитів крові людини для еталонного зразка.

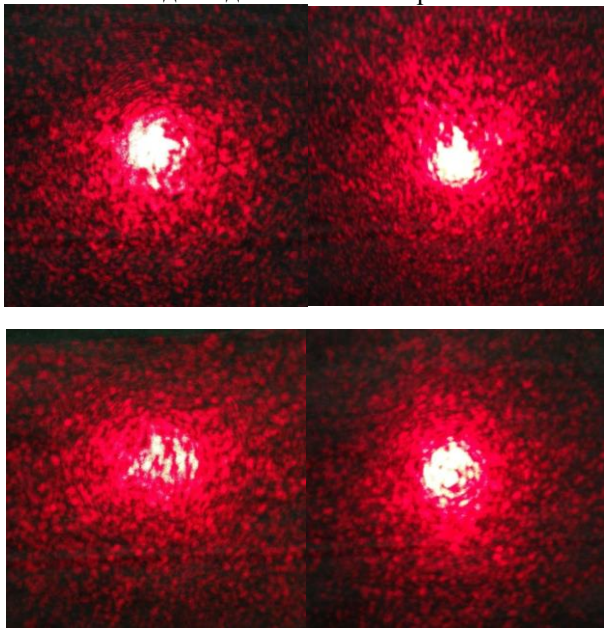


Рис. 6. Спекл-інтерферограми еритроцитів крові людини для патологічних зразків.

Отже, розроблений лабораторний стенд на основі He-Ne лазера дозволив отримати спекл-інтерферограми для еталонного і чотирьох патологічних зразків еритроцитів крові людини.

## V. КОМП'ЮТЕРНА ОБРОБКА СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОГРАМ ЗРАЗКІВ КРОВІ

Для обробки спекл-інтерферограм зразків крові створено комп'ютерну модель в середовищі Matlab, яка дає змогу досліджувати зображення у форматі JPEG з роздільною здатністю 72x72 точок на дюйм.

Структурна схема комп'ютерної моделі представлена на рисунку 7.



Рис. 7. Структурна схема комп'ютерної моделі обробки спекл-інтерферограм зразків крові.

Алгоритм функціонування моделі обробки спекл-інтерферограм наступний:

1. Для отримання вихідних даних з отриманої спекл-інтерферограми зразків зчитуються значення кожного з пікселів та записуються в тривимірний 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). Кожний піксель має власне значення інтенсивності світла від 0 до 255.

2. Блок (2) відповідає за перетворення записаного масиву формату uint8 в інші типи даних для подальшої статистичної обробки даних в блоці (3).

3. Блоки (4) і (5) відображають результат обробки спекл-інтерферограм у графічному вигляді та у вигляді масивів даних відповідно.

Структури спекл-інтерферограм, які обробляються математичною моделлю у середовищі Matlab, характеризуються нерівномірним засвіченням фону у полі зображення. Тому спочатку за допомогою операції морфологічного розкриття оцінюється інтенсивність фону зображення. При виконанні операції морфологічного розкриття використовується функція *imopen*, яка спочатку виконує звуження, а потім розширення зображення. Метою даної операції є вилучення виступів на межах об'єктів, тобто визначення більш чітких контурів об'єктів.

Для створення зображення з більш рівномірним фоном S2 виконується функція *imsubtract* для віднімання фону зображення *background* від вихідного зображення S1:

$$S2 = \text{imsubtract}(S1, \text{background}).$$

Для перетворення інтенсивностей пікселів зображення S2 в бінарне зображення виконується бібліотечна функція *im2bw*, яка використовує значення глобального порога, що визначається з функції *graythresh*:

$level = graythresh(S2);$   
 $bwl = im2bw(S2, level);$

Визначені значення нормалізованих інтенсивностей знаходяться в діапазоні 0...1. Зображення спекл-інтерферограм в бінарному форматі даних представлено на рисунку 8.

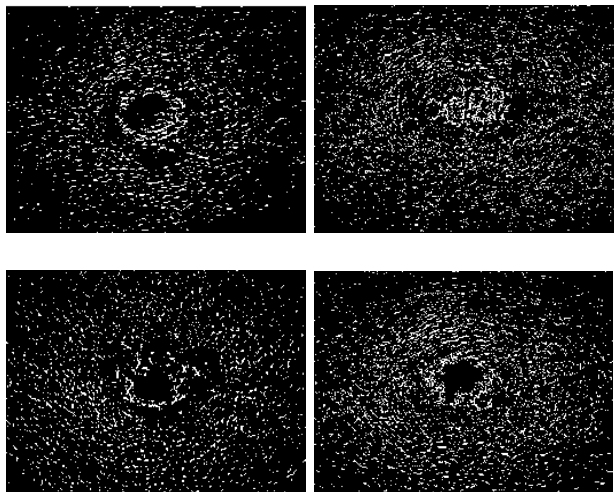


Рис. 8. Спекл-інтерферограми еритроцитів крові людини для патологічних зразків в бінарному форматі.

Для визначення числа об'єктів на отриманих в бінарному форматі спекл-інтерферограмах виконується функція  $bwlabel(Bw, n)$ , яка відмічає всі компоненти на бінарному зображенні і повертає їх число у вигляді значення  $numObjects$ , де  $Bw$  – бінарне зображення,  $n$  – параметр, який вказує критерій зв'язаності для знаходження зв'язаних об'єктів.

$[labeled, numObjects] = bwlabel(bwl, 4).$

У результаті отримаємо розподіл кількості пікселів від їх інтенсивностей для спекл-інтерферограм зразків крові, які досліджуються (рис. 9 - 13).

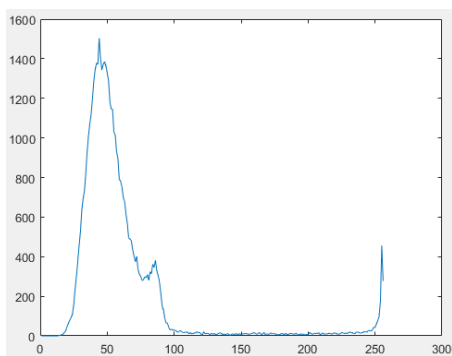


Рис. 9. Розподіл кількості пікселів від їх інтенсивностей для спекл-інтерферограми еталонного зразка.

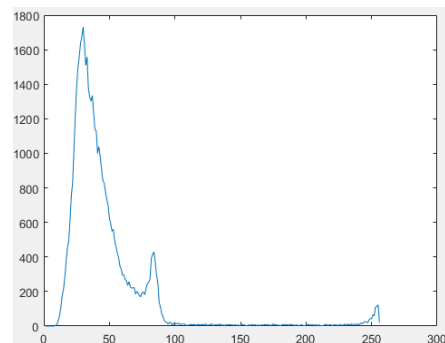


Рис. 10. Розподіл кількості пікселів від їх інтенсивностей для спекл-інтерферограми 1-го патологічного зразка.

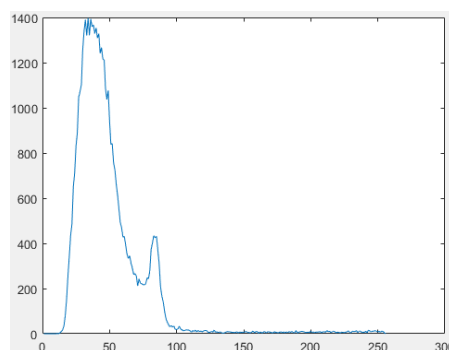


Рис. 11. Розподіл кількості пікселів від їх інтенсивностей для спекл-інтерферограми 2-го патологічного зразка.

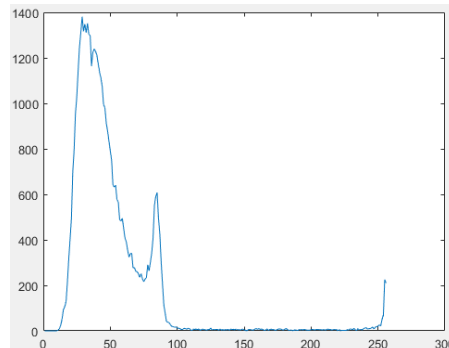


Рис. 12. Розподіл кількості пікселів від їх інтенсивностей для спекл-інтерферограми 3-го патологічного зразка.

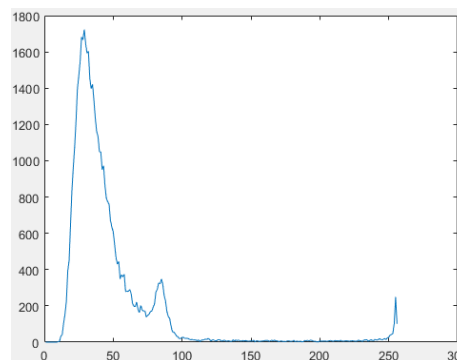


Рис. 13. Розподіл кількості пікселів від їх інтенсивностей для спекл-інтерферограми 4-го патологічного зразка.

Для отриманих розподілів кількості пікселів від їх інтенсивностей для спекл-інтерферограм розраховуються наступні статистичні значення:

1. Середня інтенсивність серед масиву пікселів обчислюється за допомогою функції *mean2*:

$ser\_intensity = mean2(S2);$

2. Середнє квадратичне відхилення елементів масиву обчислюється за допомогою функції *std2*:

$ser\_kvadr\_vidhul = std2(S1\_m);$

3. Коефіцієнт кореляції між двома досліджуваними зразками обчислюється за допомогою функції *corrcoef*:

$K1 = rgb2gray(S2);$

$D1 = double(K1);$

$CS = corrcoef(D1, D2);$

4. Поверхня нормованої крос-кореляції між двома досліджуваними зразками крові обчислюються за допомогою функції:

$C = normxcorr2(D1(:, :, 1), D2(:, :, 1)).$

Основні результати статистичного та кореляційного аналізу, отримані в результаті комп'ютерної обробки спекл-інтерферограм зразків крові, наведено у таблиці 1.

Зображення поверхні нормованої крос-кореляції між спекл-інтерферограмами еталонного зразка та одним з патологічних зразків наведено на рисунку 14

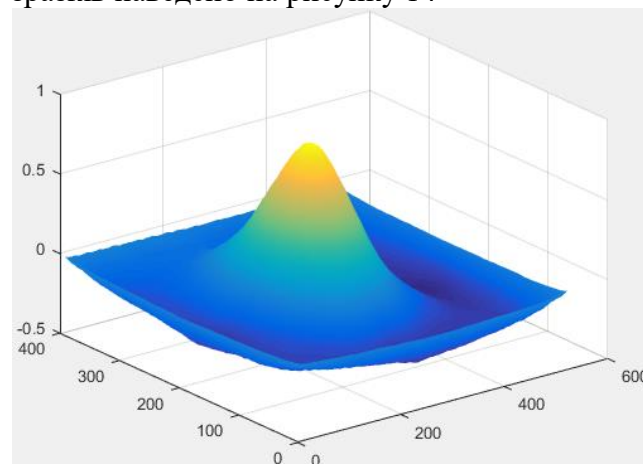


Рис. 14. Поверхня нормованої крос-кореляції між еталонним та патологічним зразками спекл-інтерферограм.

Таблиця 1. Результати статистичного та кореляційного аналізу, отримані в результаті комп'ютерної обробки спекл-інтерферограм зразків крові

	Еталонний зразок	1-й патологічний зразок	2-й патологічний зразок	3-й патологічний зразок	4-й патологічний зразок
Кількість спеклів на досліджуваних спекл-інтерферограмах	2193	1466	2777	1840	2614
Середня інтенсивність пікселів спекл-інтерферограм	60,3	45,6	48,1	49,2	45,4
Середнє квадратичне відхилення інтенсивностей пікселів спекл-інтерферограм	41,8	35,3	27,6	34,3	36,2
Коефіцієнт кореляції інтенсивностей пікселів двох спекл-інтерферограм		0,83	0,68	0,78	0,82

З результатів статистичного аналізу можна відзначити, що середнє квадратичне відхилення є достатньо високим, але, зважаючи на те, що кількість градацій тону на зображенні дорівнює 256, це значення було очікуваним. Відповідно, середнє квадратичне відхилення еталонного зразку склало 41,76 умовних одиниць.

Отже, запропонований метод розрахунку спеклів можна використовувати для

порівняння спекл-інтерферограм кількох зразків, беручи один зразок за еталон, а інші порівнювати з еталонним. Як показали розрахунки, кількість спеклів, знайдених на спекл-інтерферограмах патологічних зразків, є меншим на 60% від кількості спеклів еталонного зразка. На підставі цього результату можна зробити висновок щодо підтвердження патологій у дослідних зразках крові. Відмічено, що інтенсивність

випромінювання одного із зразків на 12% вища за інтенсивність випромінювання для еталонного зразку.

## VI. ВИСНОВКИ

Розроблений лабораторний стенд дозволив отримати спекл-інтерферограми для чотирьох патологічних зразків еритроцитів крові людини. Для обробки спекл-інтерферограм зразків створено комп'ютерну модель в середовищі Matlab, яка дає змогу досліджувати зображення у форматі JPEG з роздільною здатністю 72x72 точок на дюйм.

В результаті комп'ютерної обробки спекл-інтерферограм та моделювання розраховано поверхні нормованої крос-кореляції між еталонним і патологічними дослідними зразками. Отримані залежності показали, що найбільший пік коефіцієнта кореляції припадає на центральну частину спекл-інтерферограм зразків крові. Середня інтенсивність випромінювання для зразків істотно не розбігається, але інтенсивність випромінювання одного із зразків на 12% вища за інтенсивність випромінювання для еталонного зразка. Наведені результати дають можливість визначення патології в зразках крові на основі дослідження спекл-інтерферограм.

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ

1. Новые физические методы в биологических исследованиях. – М.: Наука, 2007. 65 -79 с.
2. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике / 2-е изд., пер. с англ. М.: Физматлит, 2013. – 811 с.
3. Приезжев А. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине / Приезжев А. В., Тучин В. В., Шубочкин Л. П. – М. : Наука, 1989. – 238 с.
4. Ульянов С.С. Что такое спеклы // Соросовский Образовательный Журнал. 1999. №5. 112 – 116 с.
5. Франсон М. Оптика спеклов / Пер. с англ. под. ред. Ю.И. Островского. М.: Мир, 1980. – 171 с.
6. Джоунс Р., Уайс К. Голографическая и спекл – интерферометрия / Пер. с англ. под. ред. Г.В. Скорого. М.: Мир, 1986. – 328 с.

## REFERENCES

1. Novyye fizicheskiye metody v biologicheskikh issledovaniyakh.– М.: Nauka, 2007. 65 -79 p.
2. Tuchin V.V. Optika biologicheskikh tkaney. Metody rasseyaniya sveta v meditsinskoj diagnostike / 2-ye izd., per. s angl. М.: Fizmatlit, 2013. – 811 p.
3. Priyetzhev A. V. Lazernaya diagnostika v biologii i meditsine / Priyetzhev A. V., Tuchin V. V., Shubochkin L. P. – М. : Nauka, 1989. – 238 p.
4. Ul'yanov S.S. Chto takoye spekly // Sorosovskiy Obrazovatel'nyy Zhurnal. 1999. №5. 112 – 116 p.
5. Franson M. Optika speklov / Per. s angl. pod. red. YU.I. Ostrovskogo. М.: Mir, 1980. – 171 p.
6. Dzhouns R., Uays K. Golograficheskaya i spekl – interferometriya / Angl. per. pod. red. G.V. Skrokogo М.: Mir, 1986. – 328 p.



# КОМПЬЮТЕРНАЯ ОБРАБОТКА СПЕКЛ-ИНТЕРФЕРОГРАММ ДЛЯ ОПТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ МИКРООБЪЕКТОВ

**Богомолов Н.Ф.**, к.т.н., доцент  
[mfbogomolov@gmail.com](mailto:mfbogomolov@gmail.com)

**Шлык В.В.**, д.т.н., доцент  
[v.shlykov@kpi.ua](mailto:v.shlykov@kpi.ua)

**Вовянюк С.И.**, к.б.н., доцент  
[sivovianko@gmail.com](mailto:sivovianko@gmail.com)

кафедра биомедицинской инженерии  
Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»  
Киев, Украина

**Реферат:** Компьютерная обработка спекл-интерферограмм для оптической диагностики биологических микрообъектов дает возможность определить оптические и физические параметры компонентов биологического объекта. Важной характеристикой разработанной модели является универсальность при ее применении, что позволяет обеспечить необходимую адекватность и однозначность оптических соотношений с оригиналом. Во время компьютерной обработки производится расчет распределения излучения в среде температурных полей.

Целью моделирования является исследование взаимодействий лазерного излучения с биологическими микрообъектами для совершенствования и повышения эффективности лазерной диагностики.

Методика реализации. Для исследования взаимодействия электромагнитного излучения с эритроцитами крови человека использован метод спекл-интерферометрии, который был взят за основу для построения лабораторного стенда. Разработанный лабораторный стенд позволил получить спекл-интерферограммы для четырех патологических образцов эритроцитов крови человека. Для обработки спекл-интерферограмм образцов создана компьютерная модель в среде Matlab, которая позволяет исследовать изображения в формате JPEG с разрешением 72x72 точек на дюйм.

Результаты исследования. В результате компьютерной обработки и моделирования рассчитываются поверхности нормированной кросс-корреляции между двумя исследуемыми образцами спекл-интерферограмм. Полученные зависимости показали, что наибольший пик коэффициента корреляции приходится на центральную часть спекл-интерферограмм образцов крови. Средняя интенсивность излучения для образцов существенно не разбегается, но показано, что интенсивность излучения одного из образцов на 12% выше интенсивности излучения для эталонного образца. Приведенные результаты дают возможность определения патологии в образцах крови на основе исследования спекл-интерферограмм при оптическом диагностировании биологических объектов.

Выводы. Предложен способ определения патологии в образцах крови человека с помощью исследования спекл-интерферограмм биологических объектов и компьютерной обработки оптических изображений образцов на основе модели в среде Matlab.

**Ключевые слова:** спекл-интерферограммы, эритроциты крови, диагностика биологических микрообъектов, обработка изображений, модель, Matlab.

UDC 615.849.19

# COMPUTER PROCESSING OF SPECKLE INTERFEROGRAMS FOR OPTICAL DIAGNOSTICS OF BIOLOGICAL MICROOBJECTS

*Bogomolov N.F.*, Ph.D., associate professor  
[mfbogomolov@gmail.com](mailto:mfbogomolov@gmail.com)

*Shlykov V.V.*, Doctor of Technical Sciences,  
associate Professor  
[v.shlykov@kpi.ua](mailto:v.shlykov@kpi.ua)

*Vovianko S.I.*, Ph.D., associate Professor  
[sivovianko@gmail.com](mailto:sivovianko@gmail.com)

Department of Biomedical Engineering  
National Technical University of Ukraine  
Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute  
Kiev, Ukraine

**Abstract - Problems.** Computer processing of speckle interferograms for optical diagnostics of biological micro-objects makes it possible to determine the optical and physical parameters of the components of a biological object. An important characteristic of the developed model is its versatility in its application, which makes it possible to provide the necessary adequacy and uniqueness of optical relationships with the original. During computer processing, the distribution of radiation in the environment of temperature fields is calculated.

**Purpose.** The purpose of modelling is to study the interactions of laser radiation with biological micro-objects to improve and increase the efficiency of laser diagnostics.

**Implementation technique.** For study the interaction of electromagnetic radiation with human erythrocytes, the speckle interferometry method was used, which was taken as the basis for constructing a laboratory bench. The developed laboratory bench made it possible to obtain speckle interferograms for four pathological samples of human erythrocytes. To process speckle interferograms of samples, a computer model was created in the Matlab environment, which allows examining images in JPEG format with a resolution of 72x72 dots per inch.

**Research results.** As a result of computer processing and modelling, the surfaces of the normalized cross-correlation between the two investigated speckle-interferogram samples are calculated. The obtained dependences showed that the largest peak of the correlation coefficient falls on the central part of speckle interferograms of blood samples. The average radiation intensity for the samples does not diverge significantly, but it is shown that the radiation intensity of one of the samples is 12% higher than the radiation intensity for the reference sample. The results presented make it possible to determine the pathology in blood samples based on the study of speckle interferograms in the optical diagnosis of biological objects.

**Conclusions.** The method for determining pathology in human blood samples by studying speckle interferograms of biological objects and computer processing of optical images of samples based on a model in the Matlab environment is proposed.

**Key words:** speckle-interferograms, erythrocytes of blood, diagnostics of biological micro-objects, image processing, model, Matlab.