

УДК 612.111

УДОСКОНАЛЕННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ МОДЕЛІ ДЛЯ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОГРАМ КРОВІ ЛЮДИНИ

Байкова А.Г.

baykova.anastasiia@gmail.com

Богомолів М. Ф.

mfbogomolov@gmail.com

Кафедра біомедичної інженерії

Національний технічний університет України "Київський
політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"

Київ, Україна

Реферат – Наразі для діагностики багатьох захворювань людини широко використовується оптичне дослідження змін в клітинній морфології, зокрема в морфології еритроцитів. Такі зміни в клітинах крові можуть служити індикатором наявності патологій в організмі. Серед оптичних методів, що застосовуються для дослідження параметрів крові, варто виділити метод спекл-інтерферометрії, оскільки він дозволяє аналізувати оптично шорсткі поверхні, зокрема поверхню еритроцитів крові. Однак, для інтерпретації результатів таких досліджень необхідна обробка отриманих зображень. Недоліком існуючих комп'ютерних моделей для обробки спекл-інтерферограм є їх обмеження за кількістю аналізованих зображень, що ускладнює дослідження. В даній роботі була представлена удосконалена комп'ютерна модель для аналізу спекл-зображень крові, яка не має обмежень за кількістю аналізованих зображень. Це значно полегшує процес дослідження та робить його більш точним і ефективним. Удосконалена комп'ютерна модель відкриває нові перспективи для наукової спільноти, дозволяючи проводити більш об'єктивні та детальні дослідження змін клітинної морфології в крові. Вона може бути використана для пошуку нових маркерів захворювань або для підтвердження діагнозу шляхом аналізу оптичних властивостей клітин крові. Крім того, запропонована комп'ютерна модель зможе допомогти встановити зв'язки між оптичними властивостями клітин крові і розвитком різних захворювань, що може привести до появи нових способів профілактики та лікування.

Ключові слова – комп'ютерна модель, кров, спекл, інтерферометрія, параметри крові.

I. ВСТУП

Спекл-інтерферометрія – це потужний інструмент в сфері оптики та біомедичних досліджень, що знаходить широке застосування в аналізі біологічних рідин та тканин, оцінки їх фізіологічних властивостей. Даний метод дослідження забезпечує можливість спостерігати та вимірювати деформації та рух біологічних рідин та тканин на мікрорівні, включаючи дослідження спекл-інтерферограм крові людини.

Дослідження, пов'язані з аналізом спекл-інтерферограм крові людини, мають надзвичайну актуальність в сфері біомедичних наук та медичної діагностики. Аналіз даних спекл-інтерферометрії дозволяє отримати інформацію про ступінь деформації окремих клітин крові, динаміку кровотоку, патологічні процеси тощо. Така

інформація є важливою при діагностиці, моніторингу та оцінці ефективності лікування різних захворювань, в тому числі серцево-судинних.

Існує декілька методів обробки та аналізу спекл-інтерферограм крові, що застосовуються для вилучення інформації про фізіологічні та патологічні процеси: кореляційний аналіз, фазовий аналіз, алгоритми машинного навчання, методи фільтрації та зниження шуму зображень. Однак, всі існуючі методи залишаються предметом постійного вдосконалення та доповнення через появу нових підходів, що дозволяють підвищити точність та надійність аналізу.

Розробка більш ефективних та точних комп'ютерних моделей для аналізу та обробки спекл-зображень крові може суттєво спростити та прискорити процес

діагностики низки захворювань. Також покращення роботи існуючих комп'ютерних моделей дозволить вирішувати більш складні задачі та проводити глибший аналіз спекл-інтерферограм, що значно знизить появу похибок.

II. МЕТА РОБОТИ

Метою роботи є удосконалення комп'ютерної моделі для аналізу спекл-інтерферограм для зняття обмеження з кількості аналізованих зображень, що розширить можливості аналізу спекл-інтерферограм та підвищить достовірність отриманих результатів.

III. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Удосконалена комп'ютерна модель для обробки спекл-інтерферограм еритроцитів крові людини створювалась в програмному забезпеченні MatLab.

Під час розробки алгоритму роботи комп'ютерної моделі та безпосередньо лістингу програми було використано теоретичні засади роботи ПЗ MatLab, а саме можливості бібліотеки «Image Processing Toolbox». Також було проаналізовано основні методи обробки та аналізу спекл-інтерферограм та виокремлено найбільш інформативні з них: апроксимація зображень, видалення фону, сегментація, аналіз сірого зображення, бінаризація тощо. Було виявлено, що найбільш ефективним аналізом спекл-інтерферограм є статистично-кореляційний аналіз, що полягає в порівнянні еталонного зразка з іншими досліджуваними зразками для виявлення відхилень від норми.

Більше того, для розробки удосконаленої комп'ютерної моделі для аналізу спекл-інтерферограм крові необхідно розуміти теоретичні засади спекл-інтерферометричного аналізу крові. Такий аналіз базується на прониканні високо когерентного пучка лазерного випромінювання через зразок крові людини та формування спекл зображення на реєструючому пристрої (екран чи ПЗЗ-матриця).

IV. ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОМЕТРІЇ ТА АНАЛІЗУ СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОГРАМ

Відомо, що спекл-інтерферометрія є найточнішим оптичним методом для вивчення параметрів крові людини. Цей метод дозволяє досліджувати оптично шорсткі поверхні, такі як поверхня крові. Основу фізичних принципів спекл-інтерферометрії становить формування спекл-зображення під час взаємодії лазерного світла з дифузною поверхнею, такою як поверхня крові. Висока когерентність світла призводить до хаотичних ефектів інтерференції, що проявляються у вигляді лазерного спеклу (рис. 1). Властивості лазерного спеклу можуть бути описані лише статистично.

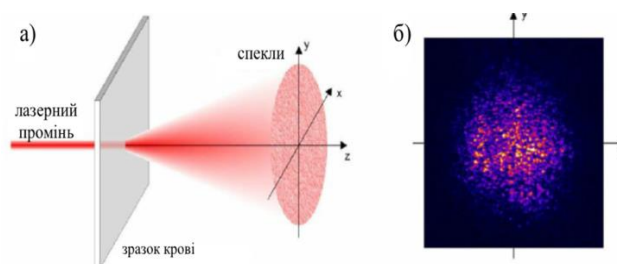


Рисунок 1 – Механізм утворення спекл-інтерферограм: а) пропускання лазерного променя через зразок крові; б) розподіл інтенсивностей спекл-зображення [1]

Під час проходження когерентним лазерним світлом крізь зразок крові, на детекторі утворюється інтерференційне зображення, яке називається спекл-структурою. Варто також зазначити, що спекл-зображення поділяється на два типи:

- об'єктивне спекл-зображення – формується в усьому просторі перед поверхнею, яка освітлюється; реєструється при розміщенні фотоплівки в площині спостереження та освітленні її спекл-зображенням.
- суб'єктивне спекл-зображення – формується, коли розсіювальна поверхня відображається на екрані за допомогою оптичної системи; реєструється при фотографуванні спекл-зображення, і на фотоплівці отримується суб'єктивне зображення, параметри якого залежать від об'єктиву [2, 3].

Спекл-інтерферометрію можна описати таким чином: лазерні спекли, що утворюються в результаті відбиття або пропускання світла, яке вільно рухається у просторі, можуть створювати інтерференційне поле з різною яскравістю. При фотографуванні даної області в певній площині отримується зображення з плямою, яку називають спекл-структурою, як було вже згадано. Оскільки зображення формується за допомогою розсіяного когерентного світла, зміна спекл-зображення відображає зміну властивостей об'єкта.

Типові установки для спекл-інтерферометрії включають наступні компоненти: джерело випромінювання, блок керування світловим променем (включаючи розділювач променю та дзеркала), блок фокусування променю (включаючи системи лінз та діафрагми), об'єкт дослідження та блок реєстрації та обробки спекл-зображень (з використанням камери, екрана та комп'ютера) [4 – 6].

Загальна методика проведення спекл-інтерферометричного аналізу поверхні крові наведена на рис. 2.

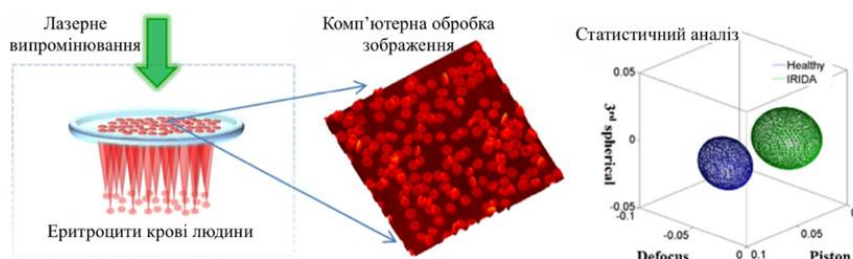


Рисунок 2 – Загальний принцип проведення аналізу поверхні крові за допомогою спекл-інтерферометрії [7]

Отже, до загального принципу проведення спекл-інтерферометричного аналізу поверхні крові належить пропускання лазерного світла через зразок крові, комп'ютерна обробка отриманої спекл-інтерферограми для підготовки та проведення статистичного аналізу.

Після реєстрації спекл-зображення крові за допомогою відповідного приладу проводиться обробка спекл-зображень та статистичний та кореляційний аналіз для отримання результатів дослідження.

Для статистичного аналізу зазвичай необхідно виконати комп'ютерну обробку отриманого зображення, включаючи зчитування, сегментацію, обробку фону, бінаризацію та інші процедури [7, 8].

Використання дифузної оптики для вивчення динаміки у неупорядкованих середовищах стає все більш важливим у неінвазивних оптичних діагностичних пристроях, що знаходять застосування при дослідженні біологічних об'єктів. Поглинання світла використовується для визначення різних молекул, що присутні у досліджуваному зразку, а також для

вимірювання їх концентрації. З іншого боку, розсіяння світла надає інформацію про розмір розсіюючих частинок у зразку, а також про рух або наявність речовин. В більшості випадків, світло застосовується для просвічування біологічного об'єкта, після чого розсіяне світло збирається шляхом відбиття або пропускання.

Для дослідження розповсюдження світла у біологічних об'єктах використовуються різноманітні моделі з метою розуміння фізичних принципів цього процесу та аналізу отриманих сигналів. Підходи, які базуються на апроксимації транспорту світла як дифузного процесу, симуляції проходження фотонів за допомогою методу Монте-Карло та моделюванні розсіювання світла кров'ю з використанням рівнянь Мі-Перкуса-Євіка, мають велике значення.

Важливо підкреслити, що будь-який рух всередині зразка або самого зразка призводить до змін у спекл-зображенні. Наприклад, може відбутися зсув у всьому зображенні («перетворення скла»), при цьому зберігаються кореляції скла, або

спекли можуть хаотично з'являтися та зникати («кипіння скла») через відносний рух речовин, що розсіюють світло. Тому використання декореляції спеклів має великий потенціал для вивчення біоб'єктів як *in vitro* (наприклад, мазків крові), так і *in vivo* (наприклад, потоку крові у судинах). Це є однією з основних метою багатьох біомедичних досліджень.

У дослідженні [9] було представлено код, що може симулювати увесь процес візуалізації лазерних спеклів. Код забезпечує розповсюдження плоскої когерентної світлової хвилі до всіх розсіювальних частинок, розраховує ступінь дифракції світла кожної з частинок, а потім направляє усі розсіяні хвилі до симульованої камери – в результаті формується спекл-зображення. Основою розробки такого коду, як і багатьох інших при комп'ютерному моделюванні оптичних явищ, є теорія Мі [10, 11]. Недоліком розробленого коду є те, що він розрахований на дослідження еритроцитів *in vivo*, що є досить складним процесом через необхідність великої кількості часу для отримання результатів, високу вартість досліджень та низку етичних питань [12].

Прикладом комп'ютерної обробки спекл-інтерферограм зразків крові, досліджених в умовах *in vitro*, є дослідження [13], в якому за допомогою середовища Matlab було створено комп'ютерну модель, що в декілька етапів аналізує отримані зображення. Алгоритм роботи створеної моделі подано на рис. 3.



Рисунок 3 – Алгоритм роботи комп'ютерної моделі для обробки спекл-інтерферограм у дослідженні [13]

Недоліком такої моделі є обмеженість аналізу спекл-зображень, оскільки у даному дослідженні було подано лише 5 зображень

на аналіз, що обмежує потенціал роботи такої моделі кількістю знімків.

V. КОМП'ЮТЕРНА МОДЕЛЬ ДЛЯ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ СПЕКЛ-ЗОБРАЖЕНЬ КРОВІ

Комп'ютерна модель для обробки спекл-інтерферограм еритроцитів людини створювалась в програмному середовищі MatLab, оскільки дане середовище має бібліотеку «Image processing toolbox», що дозволяє проводити обробку зображень [26]. Усі спекл-інтерферограми, що були досліджені такою моделлю, мали графічний формат зображення.

Перед створенням комп'ютерної моделі було розроблено блок-схему (рис. 4) з алгоритмом її роботи для визначення основних можливостей такої моделі, а також бажаного результату. Принцип роботи комп'ютерної моделі будується на циклах типу *for* з відомою кількістю повторювань, задля зняття з моделі обмежень по кількості аналізованих зображень. Узагальнюючи блок-схему, можна зазначити, що за допомогою циклу *for* вводиться бажана кількість спекл-зображень для аналізу, а саме:

1. проводиться зчитування зображення;
2. віднімається фон зображення та виводиться результат;
3. зображення конвертується в бінарний формат;
4. обчислюється кількість спеклів на зображеннях;
5. аналізується сіре зображення для виведення графіків розподілу інтенсивностей яскравостей пікселів;
6. обчислюються статистичні показники кожного зображення;
7. обчислюються та виводяться графіки та значення кореляції між парами спекл-інтерферограм.

В першому циклі алгоритму (див. рис. 4) передбачається статистична обробка спекл-зображень крові, для її проведення проводиться зчитування зображення, видалення та візуалізація фону, бінаризація зображень, сегментація об'єктів на

зображеннях для визначення кількості спеклів, аналіз сірого зображення для визначення розподілу інтенсивностей пікселів та основних статистичних параметрів.

В другому циклі алгоритму відбувається кореляційний аналіз спекл-зображень:

оскільки перше зображення вважається еталоном, суть кореляційного аналізу полягає в порівнянні всіх досліджуваних зображень з еталоном для визначення відхилень від норми в аналізованих зразках.

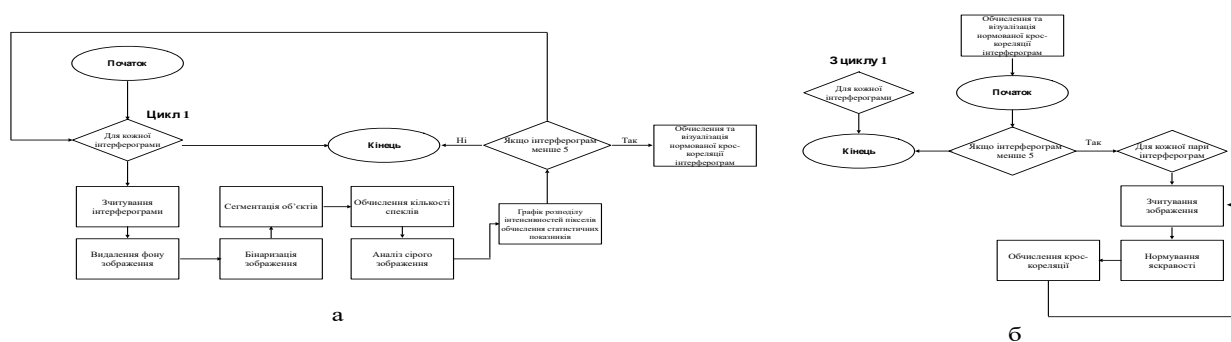


Рисунок 4 – Блок-схема роботи комп'ютерної моделі для аналізу спекл-інтерферограм еритроцитів крові людини, побудована у середовищі Freeform: а – перший цикл для обробки та статистичного аналізу спекл-інтерферограм; б – другий цикл для кореляційного аналізу спекл-інтерферограм

Для аналізу було обрано набір з 5 спекл-інтерферограм поверхні еритроцитів людини – один еталонний зразок та 4 інші зразки. Найбільш показовими є еталонний зразок та другий зразок, тому саме вони й будуть розглядатись (рис. 5 – 6).



Рисунок 5 – Спекл-інтерферограма еталонного зразка крові (еритроцитів) людини



Рисунок 6 – Спекл-інтерферограма другого зразка крові (еритроцитів) людини

Першим етапом розробки комп'ютерної моделі для аналізу спекл-інтерферограм було зчитування спекл-зображень у форматі JPEG, їх апроксимація та видалення фону.

Зчитування зображень з графічного файлу відбувалось за допомогою команди `imread`. Загальний синтаксис даної команди є досить простим: `A = imread(filename)`. У комп'ютерній моделі це виглядає наступним чином: `S = imread(['IMG_', num2str(i), '.jpg'])`. Частина «`num2str(i)`» вказує на те, яку саме із спекл-інтерферограм буде зчитувати модель (перша – `IMG_1`, друга – `IMG_2` і т.д.) [26].

Для апроксимації зображень (через нерівномірне засвічення), було використано функцію `imopen`, що базується на морфологічному розкритті зображення.

Загальний синтаксис такої команди виглядає так: `J = imopen(I, nhood)`.

При написанні комп'ютерної моделі `nhood` було замінено на `strel('disk', r)`, що створює структурний елемент дископодібної форми з радіусом `r`: `background = imopen(S, strel('disk', 1))`. Тобто в комп'ютерній моделі за допомогою команди `imopen` відкривається зображення `S`, що є спекл-інтерферограмою, де `strel('disk', 1)` – це структурний елемент зображення з радіусом 1 [26].

Для забезпечення максимально рівномірного фону зображень необхідно його відняти. Для цього можна використати функцію `imsubtract`, що має наступний загальний синтаксис: `Z = imsubtract(X, Y)`. Принцип роботи даної функції полягає в тому, що вона віднімає кожний елемент в масиві `Y` від відповідного елемента в масиві `X` та повертає різницю у відповідному елементі масиву `Z`. У комп'ютерній моделі `X` – це спекл-зображення еритроцитів крові `S`, `Y` – це фон зображення `background`, який необхідно видалити, а `Z` – це нове зображення: `S_2 = imsubtract(S, background)` [26].

Бінаризація – це процес перетворення кольорового або сірого зображення в бінарне зображення, тобто зображення, що має тільки 2 значення – білий та чорний.

В створюваній комп'ютерній моделі бінаризація зображення використовується для виділення окремих областей зображення для їх подальшого сегментування

(розділення на окремі об'єкти) (рис. 7 – 8) [26].

Перед бінаризацією необхідно визначити порогове значення, що максимізує дисперсію між двома видами пікселів: фоном та необхідними об'єктами (алгоритм Оцу). Для автоматичного визначення такого значення можна використати функцію `graythresh`: $T = \text{graythresh}(I)$.

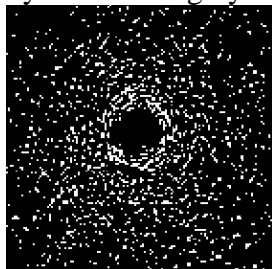


Рисунок 7 – Бінаризоване спекл-зображення еталонного зразка крові (еритроцитів) людини

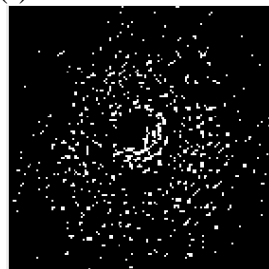


Рисунок 8 – Бінаризоване спекл-зображення другого зразка крові (еритроцитів) людини

Для бінаризації використовується функція `im2bw`, яка перетворює зображення, присвоюючи значення пікселів, які більше визначеного порогу до білого кольору, а тих, які менші – до чорного: $\text{level} = \text{graythresh}(S_2)$; $\text{bw} = \text{im2bw}(S_2, \text{level})$.

Аналіз сірого зображення необхідно провести для визначення статистичних показників, таких як середнє квадратичне відхилення та середню інтенсивність, а також графік розподілу інтенсивностей пікселів.

Для отримання напівтонного або сірого зображення використовується функція `rgb2gray()`, яка перетворює кольорове зображення у відповідне одноканальне зображення у відтінках сірого. В одноканальному зображенні для кожного пікселя визначається лише яскравість, що відповідає яскравості оригінального зображення. У комп'ютерній моделі використання функції `rgb2gray()` виглядає так: $S_m = \text{rgb2gray}(S)$. Виведення графіків розподілу інтенсивностей пікселів: `figure, plot(imhist(S_m))` (рис. 9 – 10) [26].

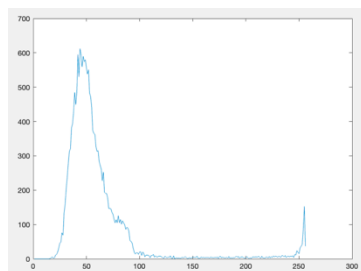


Рисунок 9 – Графік розподілу пікселів за інтенсивністю для еталонного зразка крові людини

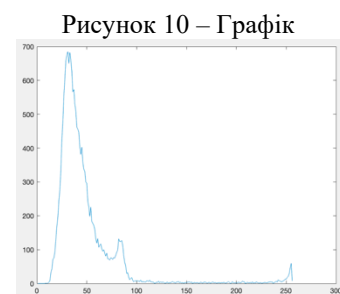


Рисунок 10 – Графік розподілу пікселів за інтенсивністю для другого зразка крові людини

Також напівтонові зображення використовуються для визначення статистичних показників: середньої інтенсивності яскравості пікселів та їх середнього квадратичного відхилення: $\text{mean_intensity} = \text{mean2}(S_m)$; $\text{mean_quad_dev} = \text{std2}(S_m)$.

Обчислення крос-кореляції між еталонним спекл-зображенням та другим зразком є необхідним для визначення подібності між ними. Нормування крос-кореляції проводиться для врахування різної яскравості зображень при їх порівнянні. Таке нормування дозволяє отримати значення коефіцієнта кореляції (подібності) від 0 до 1: 1 – повна подібність зображень; 0 – повна розбіжність зображень (рис. 11).

Визначення коефіцієнта кореляції між еталонним зразком та досліджуваним зразком 2 дозволить виявити ступінь та наявність відхилення аналізованого зразка від норми.

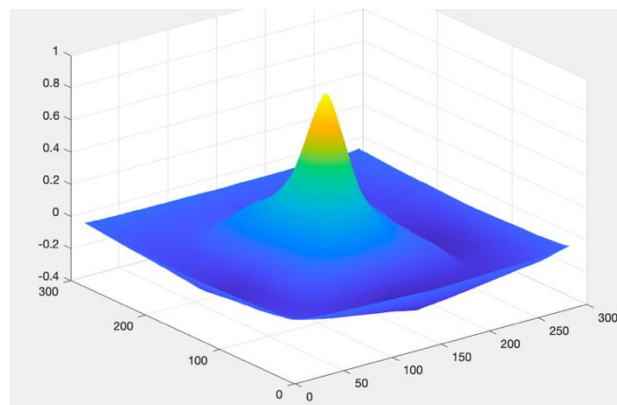


Рисунок 11 – Нормована крос-кореляція між еталонним та другим зразками крові людини

В результаті роботи розробленої комп'ютерної моделі було отримано статистичні та кореляційні дані аналізованих спекл-інтерферограм. Зразок 1 – це еталонна спекл-інтерферограма, тобто з її значеннями будуть порівнюватись значення зразка 2.

В таблицю 1 зведено результати статистичного та кореляційного аналізу двох спекл-інтерферограм зразків еритроцитів крові людини, проведеного за допомогою розробленої комп'ютерної моделі.

Таблиця 1 – Результати статистичного та кореляційного аналізу спекл-інтерферограм зразків крові людини, отримані з комп'ютерної моделі

№ зразка	Кількість спеклів на досліджуваному спекл-зображенні	Середня інтенсивність пікселів на досліджуваному спекл-зображенні	Середнє квадратичне відхилення інтенсивностей пікселів досліджуваного спекл-зображення	Коефіцієнт кореляції інтенсивності пікселів між еталонним та патологічними спекл-зображеннями
1	950	60,66	40,90	–
2	466	46,83	34,53	0,86607

Кількість спеклів на еталонному спекл-зображенні становить 950 одиниць, що вважається еталонном, отже відхилення від даного показника свідчить про те, що досліджуваний зразок має відхилення від норми, що й видно з показників кількості спеклів другого зразка.

Середня інтенсивність яскравості пікселів характеризує загальний рівень яскравості зображення. З результатів в табл. 1 видно, що середня інтенсивність яскравості пікселів еталонного зразка спекл-зображення склала 60,66, тоді як даний показник для другого зразка є меншим.

Середнє квадратичне відхилення інтенсивностей яскравості пікселів вказує на те, як сильно розкидані значення інтенсивності яскравості відносно середнього значення. Середнє квадратичне відхилення для еталонного зразка склало 40,9, що є достатньо високим значенням. Таке високе значення вказує на наявність шуму та значні відмінності між пікселями, але через велику кількість градацій тону (256) це значення є допустимим. Для другого зразка середнє квадратичне відхилення є меншим відносно еталонного.

За результатами кореляційного аналізу між еталонною спекл-інтерферограмою та зразком 2 видно, що коефіцієнт кореляції між еталонним та другим зразком склав

0,866 – це вказує на сильний позитивний зв'язок між інтерферограмами, але між ними існують деякі відмінності, що підтверджує наявність відхилень від норми в другому зразку.

VI. ВИСНОВКИ

У даній роботі було проведено розробку удосконаленої комп'ютерної моделі для обробки та статистично-кореляційного аналізу спекл-інтерферограм. На першому етапі було створено блок-схему комп'ютерної моделі для визначення основних етапів її роботи, а також результатів, які вона буде забезпечувати. На другому етапі було розроблено безпосередньо комп'ютерну модель, робота якої полягає в аналізі необхідної кількості спекл-інтерферограм зразків крові людини на статистичні та кореляційні характеристики на основі комп'ютерної обробки зчитаних зображень. Статистично-кореляційні характеристики дозволяють зробити висновок про відхилення від норми досліджуваних зразків крові людини та ступінь їх розбіжності з еталонним зразком.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

ORCID ID та внесок авторів:

0009-0000-2101-7918 (D, C) Anastasia Baikova

0000-0002-4351-527X (A, B, E, F), Nikolay Bogomolov

A - Концепція роботи та дизайн, B - аналіз стандартів надання медичної допомоги та протоколів лікування, C – Проєктування алгоритмів, D – Написання статті, E – Критичний огляд, F – Остаточне схвалення статті.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Mulansky, Mario. (2017). Localization Properties of Nonlinear Disordered Lattices.
2. Богомолов М. ЛАЗЕРНИЙ СПЕКЛ-ІНТЕРФЕРОМЕТР ДЛЯ БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ / М. Богомолов, М. Соколовський. // ПЕРСПЕКТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ ТА ПРИЛАДИ. – 2017. – С. 14 – 17.
3. Basak, Kausik & Mahadevappa, Manjunatha & Dutta, Pranab. (2018). Review of laser speckle-based analysis in medical imaging. *Medical & biological engineering & computing*. 50. 547-58. 10.1007/s11517-012-0902-z
4. Huang, Yu-Hsi & Yen, Chien-Yu & Huang, Tai-Rong. (2020). Dynamic Non-Destructive Evaluation of Piezoelectric Materials to Verify on Accuracy of Transversely Isotropic Material Property Measured by Resonance Method. *Applied Sciences*. 10. 5072. 10.3390/app10155072.
5. Valín, José L. & Monteiro, Jaime & Lopes, H. & Vaz, Mário & Palacios, Francisco & Goncalves, Edison & Garcia del Pino, Gilberto & Pérez, Jorge. (2009). Proposal for underwater structural analysis using the techniques of ESPI and digital holography. *Optics and Lasers in Engineering*. 47. 1139-1144. 10.1016/j.optlaseng.2009.06.018.
6. Теорія спекл-інтерферометрії [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://openoptics.info/research-areas/speckle-interferometry/theory/>
7. Mugnano, M., Memmolo, P., Miccio, L., Merola, F., Bianco, V., Bramanti, A., ... Ferraro, P. (2018). *Label-Free Optical Marker for Red-Blood-Cell Phenotyping of Inherited Anemias*. *Analytical Chemistry*, 90(12), 7495–7501. doi:10.1021/acs.analchem.8b01076
8. Gulpreet Kaur Chadha, Aakarsh Srivastava, Abhilasha Singh, Ritu Gupta, Deepanshi Singla, An Automated Method for Counting Red Blood Cells using Image Processing, *Procedia Computer Science*, Volume 167, 2020, Pages 769-778, ISSN 1877-0509, <https://doi.org/10.1016/j.procs.2020.03.408>
9. Van As, K., Boterman, J., Kleijn, C. R., Kenjeres, S., & Bhattacharya, N. (2019). *Laser speckle imaging of flowing blood: A numerical study*. *Physical Review E*, 100(3). doi:10.1103/physreve.100.033317
10. C. F. Bohren and D. R. Huffman, *Absorption and Scattering of Light by Small Particles* (John Wiley & Sons, Weimheim, 2008);
11. J. A. Stratton, *Electromagnetic Theory* (John Wiley & Sons, Hoboken, New Jersey, 2007)
12. Порівняння досліджень in vitro та in vivo [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.medicinenet.com/why_is_in_vivo_better_than_in_vitro/article.htm
13. Богомолов М. Ф. Комп'ютерна обробка спекл-інтерферограм для оптичного діагностування біологічних мікрооб'єктів / М. Ф. Богомолов, В. В. Шликов, С. І. Вовянюк. // Біомедична інженерія та технологія. – 2021. – №6. – С. 99–108

UDC 612.111

IMPROVEMENT OF THE COMPUTER MODEL FOR PROCESSING AND ANALYSIS OF SPECKLE INTERFEROGRAMS OF HUMAN BLOOD

Anastasiia Baikova

baykova.anastasiia@gmail.com

Nikolay Bogomolov

mfbogomolov@gmail.com

Department of Biomedical Engineering
National Technical University of Ukraine
„Igor Sikorsky Kyiv Politechnic Institute“
Kyiv, Ukraine

Abstract – Currently, optical investigation of changes in cellular morphology, especially erythrocyte morphology, is widely used for diagnosing many human diseases. Such changes in blood cells can serve as indicators of pathological conditions in the body. Among the optical methods applied to study blood parameters, speckle interferometry deserves attention as it allows for the analysis of optically rough surfaces, including the surface of blood erythrocytes. However, the interpretation of results from such investigations requires image processing. Existing computer models for processing speckle interferograms have limitations in terms of the number of analyzed images, which complicates research. In this study, an improved computer model for analyzing blood speckle images was presented, eliminating limitations on the number of analyzed images. This significantly facilitates the research process, making it more precise and efficient. The enhanced computer model opens new perspectives for the scientific community, enabling more objective and detailed investigations of changes in cellular morphology in blood. It can be used to search for new disease markers or to confirm diagnoses by analyzing the optical properties of blood cells. Additionally, the proposed computer model can help establish connections between the optical properties of blood cells and the development of various diseases, leading to the emergence of new prevention and treatment approaches.

Keywords – computer model, blood, speckle, interferometry, blood parameters.