

УДК 621.315

doi:10.20998/2413-4295.2021.01.07

## УДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДІВ ТРИВИМІРНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ МОРФОЛОГІЧНИХ ОЗНАК ФАЗОВИХ МІКРООБ'ЄКТІВ

Є. І. СОКОЛ, К. В. КОЛІСНИК, Т. В. БЕРНАДСЬКА\*

кафедра промислової та біомедичної електроніки, НТУ «ХПІ», Харків, УКРАЇНА  
\*e-mail: tatyana.bernadska@gmail.com

**АНОТАЦІЯ** У роботі запропоновано використання методів фізичного та математичного тривимірного моделювання фазових мікрооб'єктів, зокрема еритроцитів крові, з метою визначення їх морфологічних змін. Докладно розглянуто методи цифрової обробки сигналів на основі подвійного перетворення Фур'є, з накладанням смугового фільтру, метод відновлення тривимірної форми об'єктів за двовимірними знімками та метод спектрального аналізу при обробці отриманих відеоданих. Для експериментального дослідження запропонованих методів була розроблена принципова оптична схема пристрою відображення цифрового зображення мікрооб'єктів з покращеними експлуатаційними характеристиками. На основі габаритного й абераційного розрахунків були обрані оптимальні за оптичними показниками елементи і зібрано експериментальний стенд. Були отримані інтерференційні цифрові знімки еритроцитів крові людини в нормі та змінених під дією осмотичного тиску, знімки клітин периферичної крові на просвітлення трьома видами когерентного випромінювання. Для реалізації тривимірного моделювання розроблено програму на мові Python із використанням бібліотек Numpy і Open CV та програма, що дозволяє будувати і візуалізувати тривимірні моделі по двовимірним знімкам, яка працює під управлінням ОС Windows, написана на мові C ++. Для виведення 3D моделей використовується бібліотека DirectX і графічний прискорювач. Запропонований метод візуалізації тривимірних моделей по двовимірним знімкам дає можливість змінювати масштаби поверхні і використаний тип проекції, працювати у реальному масштабі часу в інтерактивному режимі. Використання методу спектрального аналізу з обробкою зображень еритроцитів на просвітлення, отриманих у трьох частотних діапазонах когерентного світла, після подальшої кореляції отриманих результатів дозволив значно підвищити точність визначення його морфологічних параметрів. Загалом, запропоновані вдосконалені методи дозволяють використовувати їх для визначення стану плазматичних мембран еритроцитів крові з метою оцінки можливих патологій, що підвищить ефективність методів лабораторної діагностики.

**Ключові слова:** лабораторна діагностика; когерентне випромінювання; інтерференційне зображення еритроцитів; цифрова обробка; тривимірне зображення; спектральний аналіз

## IMPROVEMENT OF THE THREE-DIMENSIONAL VISUALIZATION METHODS FOR DETERMINATION OF MORPHOLOGICAL FEATURES OF PHASE MICROOBJECTS

Y. SOKOL, K. KOLISNYK, T. BERNADSKA

Department of Industrial and Biomedical Electronics, NTU "KhPI", Kharkiv, UKRAINE

**ABSTRACT** The use of methods of physical and mathematical three-dimensional modelling of phase microobjects, in particular blood erythrocytes, was proposed in order to determine morphological changes. The method of digital signal processing based on double Fourier transform, with the imposition of a band pass filter, the method of restoring the three-dimensional shape of objects from two-dimensional images and the method of spectral analysis were considered in detail improved performance. On the basis of dimensional and aberration calculations, the optimal elements in terms of optical parameters were selected and an experimental stand was assembled. Interference digital images of normal human erythrocytes and altered under the action of osmotic pressure, images of peripheral blood cells for illumination by three types of coherent radiation were obtained. To implement three-dimensional modelling developed a program in Python using Numpy and Open CV libraries and a program that allows to build and visualize three-dimensional models of two-dimensional images, running Windows, written in C ++. A DirectX library and a graphics accelerator are used to display 3D models. The method of visualization of three-dimensional models on two-dimensional images makes it possible to change the scale of the surface and the type of projection used, to work in real time in interactive mode. The method of spectral analysis with processing of images of erythrocytes for enlightenment obtained in three frequency bands of coherent light, after further correlation of the obtained results will significantly improve the accuracy of determining its morphological parameters. The proposed improved methods allow using them to determine the state of the plasma membranes of erythrocytes in order to assess possible pathologies, which will increase the effectiveness of laboratory diagnostic methods.

**Keywords:** laboratory diagnostics; coherent radiation; interference image of erythrocytes; digital processing; three-dimensional image; spectral analysis

### Вступ

Сьогодні в охороні здоров'я рівень діагностики захворювання і оцінки ефективності проведеного лікування визначаються наявністю і використанням у лікувальних установах новітніх медичних приладів,

систем та лабораторних технологій. Сучасні методи медичної діагностики стану пацієнта неможливі без комплексного обстеження функціонування усіх систем організму, без використання високотехнологічного електронного устаткування і нових методів дослідження. Розробка таких методів

базується на передових досягненнях в галузі біомедицини, електроніки, та інших наукових напрямків, які дозволяють отримати достовірну інформацію про стан організму пацієнта і працездатності всіх його систем [1].

Невід'ємною частиною клінічного обстеження хворого та постановки достовірного діагнозу є лабораторна діагностика. Без даних лабораторної діагностики неможливо також відстеження ефективності призначеного лікування та оцінки раціональності проведеної терапії [2].

При цьому найважливішим аналізом для лабораторних медичних досліджень є кров людини, що бере участь в роботі практично всіх його органів і несе інформацію про процеси, що відбуваються у них. Близько половини всього обсягу крові дорослої людини припадає на еритроцити, у складі яких міститься гемоглобін – білок, що відповідає за транспорт кисню і вуглекислого газу в усьому організмі. До основних методів клінічної діагностики відноситься загальний (клінічний) аналіз крові. Цей аналіз включає дослідження кількісного і якісного складу формених елементів крові, в тому числі вивчення морфології еритроцитів [3].

Аналіз наявності діагностичних ознак на підставі динаміки морфологічних змін еритроцитів показав, що морфологічне дослідження еритроцитів є цінним доповненням до визначення їх загального числа, і до дослідження гемоглобіну. Крім того існує залежність стану кровоносної системи пацієнта і ряду важливих у діагностичному і прогностичному відношенні патологічних змін в еритроцитах. На практиці часто не представляється можливим поставити діагноз якого-небудь захворювання крові, а особливо провести диференціальну діагностику анемій, не враховуючи морфологію еритроцитів. Гематологічні захворювання характеризуються зміною складу крові, що обумовлено захворюванням органів кровотворення або бути ознакою різних патологічних процесів з боку інших органів і систем [4,5]. Тому завдання підвищення точності визначення морфології еритроцитів крові з використанням удосконаленого методу інтерференційної мікроскопії та подальшої цифровою обробкою відео зображень, є важливою та актуальною науково-технічною задачею, яка вирішується у цій роботі.

### Мета роботи

Метою роботи є вдосконалення методів тривимірної візуалізації для визначення морфологічних ознак фазових об'єктів шляхом підвищення ефективності та оптимізація засобів реалізації методу інтерференційної мікроскопії, що застосовується для дослідження стану плазматичних мембран.

### Теоретичне обґрунтування запропонованої методів

Як відомо, для дослідження мікрооб'єктів, до яких відносяться і еритроцити, використовують мікроскопію. Основне призначення мікроскопії полягає в отриманні збільшеного зображення мікрооб'єктів, що дозволяє дати кількісну і якісну оцінку їх стану. На цей час розрізняють декілька видів мікроскопії. Світлова мікроскопія включає звичайну світлопільну та темнопільну мікроскопію, фазово-контрастну, люмінесцентну, інтерференційну та інші [6]. До сучасних методів мікроскопії відносяться поляризаційна, рентгенівська, електронна мікроскопії [7]. Всі перераховані види мікроскопії, за винятком електронної, будують зображення предметів на площині, що не дозволяє в достатній мірі відобразити повну інформацію про морфологію предметів. Також якісне вирішення цих завдань не задовольняє зростаючі вимоги медичної діагностики. Для оцінки динаміки зміни морфології еритроцитів необхідно мати об'ємну інформацію щодо їхньої форми. Проведений аналіз показав, що для досягнення поставленої мети доцільно використати метод інтерференційної мікроскопії з подальшою цифровою обробкою сигналів. Для дослідження цієї можливості, автори розробили експериментальний стенд, що дозволяє відпрацювати способи отримання інтерференційного зображення еритроцитів з отриманням вихідних даних у цифровій формі для математичної обробки [8].

На відміну від існуючих аналогів, прилад, що реалізує запропоноване дослідження, має ряд удосконалень, які підвищують його технічні та економічні показники. Так для підвищення якості зображення еритроцитів крові була проведена оптимізація оптичних елементів приладу, що дозволило значно зменшити втрату світла в системі, підвищити роздільну здатність, виявити зміну поляризації мікрооб'єктами, забезпечити зміну збільшення без перефокусування. Для зниження масогабаритних показників приладу була проведена модернізація його вузлів [8,9].

Для отримання тривимірного зображення еритроцитів автори пропонують використати методи цифрової обробки сигналів на основі подвійного перетворення Фур'є, з накладанням смугового фільтру, метод візуалізації тривимірної форми об'єктів за двовимірними знінками та метод спектрального аналізу.

### Метод цифрової обробки сигналів на основі подвійного перетворення Фур'є.

Вхідним знімком для математичної обробки цифрових сигналів є знімок інтерференційної картини еритроцитів, побудованого променями, що дифрагують (Рис. 1).

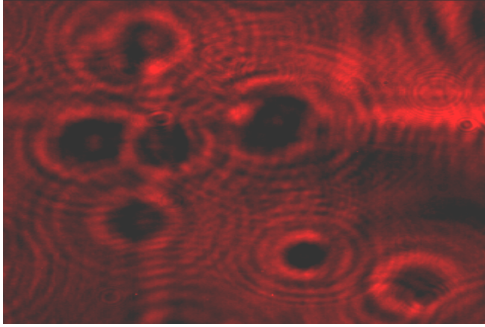


Рис.1 – Знімок інтерференційного зображення еритроцитів

Далі, отримані в результаті експерименту зображення були оброблені із використанням методів цифрової обробки сигналів [10,11], що дозволило визначити геометричні характеристики еритроцитів.

Згідно дослідження [10], у разі випадку інтерференції двох променів загальне зображення може бути представлено формулою (1):

$$I(x, y) = a(x, y) + b(x, y) \cos(\varphi(x, y)), \quad (1)$$

де  $x, y$  – координати екрану;  $a(x, y)$  – зображення екрану;  $b(x, y)$  – амплітудна модуляція зображення.

Для отримання корисної інформації в натуральному вираженні (1), необхідно було виокремити значення функції  $b(x, y)$ . Для цього автори використали метод на основі перетворення Фур'є [11].

Відповідно до цього методу необхідно виконати двомірне перетворення Фур'є над зарестрованим зображенням. Так як функція  $I(x, y)$  реєструється за допомогою цифрової камери, то на практиці замість неперервної функції маємо двомірний масив значень  $I_{jk}$ . Діапазон змін індексів  $j, k$  визначається здатністю камери і розміром зображення ( $M \times N$ ) пікселів.

Уданому випадку дискретне перетворення Фур'є має вигляд (2)

$$\mathfrak{F}_{jk} = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} I_{mn} \exp \left[ -2\pi i \left( \frac{mj}{M} + \frac{nk}{N} \right) \right] \quad (2)$$

$$j = 0, \dots, M-1; k = 0, \dots, N-1$$

На наступному етапі було виконано фільтрацію спектра. Для цього був використаний смуговий фільтр у формі півкільця (рис. 2).

З математичної точки зору процес фільтрації записується як множення спектра Фур'є (2) на фільтр.

$$\mathfrak{F}_{jk}^* = \mathfrak{F}_{jk} F_{jk} \quad (3)$$

Після чого виконується зворотне перетворення Фур'є, за формулою (4):

$$I_{jk}^* = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} \mathfrak{F}_{mn}^* \exp \left[ 2\pi i \left( \frac{mj}{M} + \frac{nk}{N} \right) \right] \quad (4)$$

$$j = 0, \dots, M-1; k = 0, \dots, N-1$$

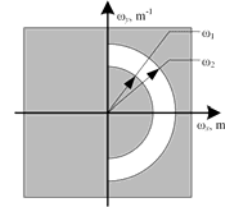


Рис.2 – Ескіз функції смугового фільтра

Отримане зображення  $I_{jk}^*$  буде комплексним. Далі необхідно по відомим співвідношенням отримати його модуль і фазу.

Таким чином, запропонований алгоритм обробки зображення має вигляд:

Крок 1. Відкриваємо зарестроване зображення і переводимо його в відтінки сірого

Крок 2. Обчислюємо Фур'є спектр

Крок 3. Накладаємо кільцевої фільтр з параметрами

Крок 4. Виконуємо зворотне перетворення Фур'є від відфільтрованого спектру

Крок 5. Визначаємо модуль і фазу зображення.

Крок 6. Виокремлюємо центральну область зображення відновленої фази

Крок 7. Згладжування результатів за допомогою фільтра Гауса.

Крок 8. Візуалізація отриманого зображення еритроцита у вигляді карти висоти. Приклади карт висоти виділеної області для одного еритроцита наведені на рис. 3. Зазначені варіанти отримані при різних режимах згладжування: без згладжування, розмір вікна фільтра згладжування  $3 \times 3, 7 \times 7, 11 \times 11$ .

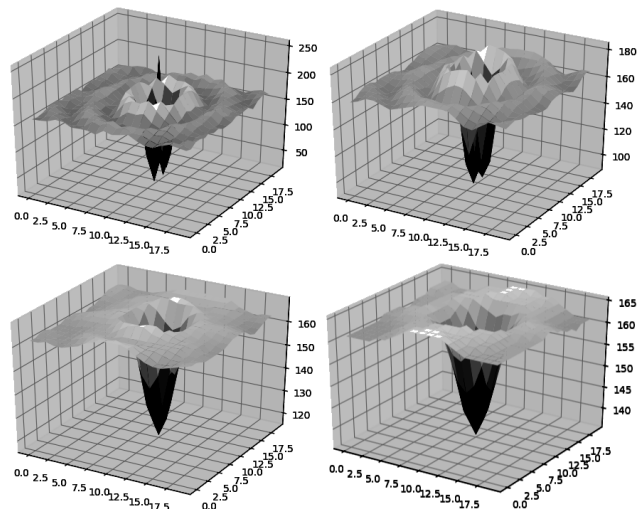


Рис. 3 – Карта висоти виокремленої області для одного еритроцита

Для реалізації представленого алгоритму була розроблена програма на мові Python із використанням бібліотек Numpy і Open CV.

Отримані результати показують можливість спрощення методу відновлення геометричної моделі об'єктів голографічної інтерферометрії шляхом використання спеціальних масок просторовій області, наприклад, Гаусове згладжування і т.п.

Використання методу цифрової обробки сигналів на основі подвійного перетворення Фур'є дозволило нам отримати алгоритм обробки зображення для визначення морфологічних ознак фазових об'єктів.

#### Метод візуалізації тривимірних моделей по двовимірним знімкам.

Вхідними даними є знімки, отримані на приладі: без зразків і зі зразками еритроцитів, за якими побудована карта щільності (Рис. 4).

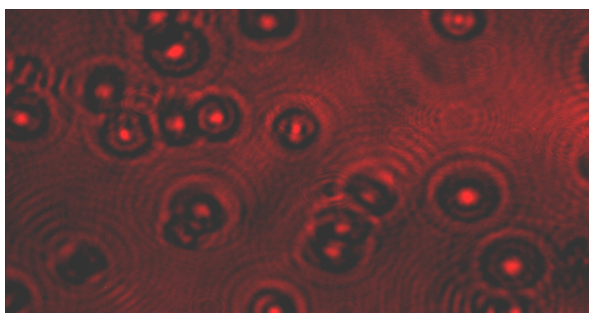


Рис.4 – Зображення еритроцитів когерентними хвилями

Програма обробки зображення працює під управлінням ОС Windows, написана на мові C++. Для виведення 3D моделей використовується бібліотека Direct X і графічний прискорювач.

Основний алгоритм по карті щільності синтезує 3D сітку трикутників, що використовується для апроксимації поверхні, накладає на неї вибраний користувачем градієнт, закодований у вигляді 1D-текстури, як текстурної координати в розгортці використовується значення щільності. Після чого, отримана поверхня раструється за допомогою графічного прискорювача з обраного користувачем кута спостереження (рис. 5).

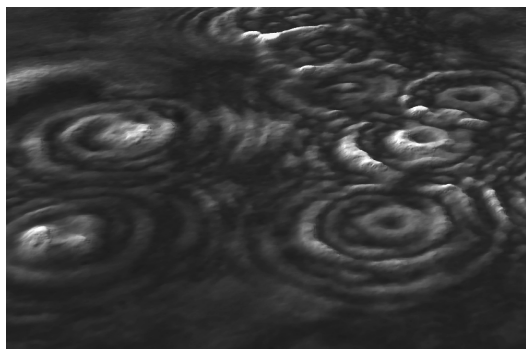


Рис.5 – Зображення еритроцитів когерентними хвилями

В інтерфейсі програмі є можливість окремо змінювати масштаби поверхні (по вертикалі і загальний) і тип проекції. Програма працює в реальному часі, користувач має можливість змінювати налаштування візуалізації (градієнт, кут спостереження, масштаб і проекцію) в інтерактивному режимі. Також, є можливість накласти освітлення на поверхню, для кращого візуального сприйняття зображення моделі людиною. Для цього додатково розраховується карта нормалей.

#### Метод спектрального аналізу.

Сутність методу спектрального аналізу для визначення товщини еритроциту у тому, що поглинання світла молекулами проявляється в ослабленні світлового потоку після його проходження через об'єкт [12].

При цьому на квітету з розчином досліджуваної речовини подається монохроматичне світло з інтенсивністю  $I_0$ . Якщо молекули речовини поглинають світло, то інтенсивність світла зменшується до величини  $I$ . Величину рівну  $T = I/I_0$  називають коефіцієнтом пропускання, а вираз:

$$1 - T = \frac{I_0 - I}{I_0} - \text{коефіцієнтом поглинання.} \quad (5)$$

Поглинання світла розчином речовини тим більше, чим вище концентрація речовини, товщина розчину і здатність речовини поглинати світло тієї чи іншої довжини хвилі.

Ці закономірності виражаються законом Бугера-Ламберта-Бера (6):

$$D = -\lg T = \varepsilon sl, \quad (6)$$

де  $D$  – оптична щільність зразка,  $\varepsilon$  – молярний коефіцієнт поглинання (л/(моль\*см)),  $s$  – молярна концентрація речовини,  $l$  – товщина розчину (см).

Величина  $\varepsilon$  не залежить від концентрації речовини і при відсутності взаємодії між молекулами є для кожної речовини функцією довжини хвилі світла [12].

Таким чином, враховуючи залежність (рис. 6) коефіцієнта а поглинання від довжини хвилі при спостереженні еритроцитів на просвіт можна побудувати наступну модель проходження світла через зразок.

$$yk = xki + D, \quad (7)$$

де  $k = 1, 2, 3$  номер зображення (синій, зелений, червоний),  $yk$  – яскравість в даній точці зображення еритроцита,  $xk$  – коефіцієнт, що характеризує ступінь поглинання лазерного випромінювання при проходженні через еритроцит. Залежить від молярної концентрації, інтенсивності випромінювання, але,

головне, пропорційний коефіцієнту пропускання на цій хвилі,  $l$  – товщина еритроцита в даній точці,  $D$  – складова яскравості, обумовлена прозорістю розчину, домішками, сторонніми включеннями. Може розглядатися як перешкода.

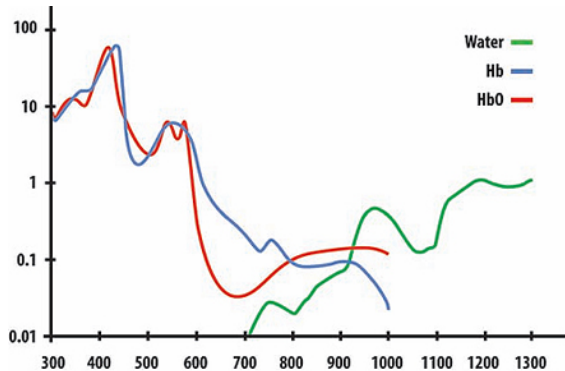


Рис. 6 – Залежність коефіцієнта поглинання від довжини хвилі

Спробуємо визначити максимально наближене до істинного значення товщини еритроцита  $l$ . Для цього застосуємо метод найменших квадратів. Запишемо (6) у вигляді полінома першого ступеня:

$$y_k = x_k a_1 + a_0. \quad (8)$$

Мінімізуємо середньоквадратичне відхилення

$$E = \sum_{k=1}^3 (y_k - x_k a_1 - a_0)^2 \rightarrow \min. \quad (9)$$

Застосуємо стандартну процедуру знаходження коефіцієнтів методів найменших квадратів – диференціювання (9) по  $a_1$  і  $a_0$  і прирівнювання похідних нулю. В результаті отримуємо систему нормальних рівнянь:

$$\begin{cases} a_1 \sum_{k=1}^3 x_k + 3a_0 = \sum_{k=1}^3 y_k \\ a_1 \sum_{k=1}^3 x_k^2 + a_0 \sum_{k=1}^3 x_k = \sum_{k=1}^3 y_k x_k \end{cases} \quad (10).$$

Вирішив (10), отримуємо вираз для товщини еритроцита:

$$l = a_1 = \frac{3 \sum_{k=1}^3 y_k x_k - \sum_{k=1}^3 x_k \sum_{k=1}^3 y_k}{3 \sum_{k=1}^3 x_k^2 - \sum_{k=1}^3 x_k \sum_{k=1}^3 x_k}. \quad (11)$$

Таким чином, вираз (11) дозволяє отримати товщину еритроцита у довільній точці, тобто отримати третю координату для відображення його морфологічних параметрів.

Вхідними знімками для методу спектрального аналізу є зображення еритроцитів когерентними хвилями трьох довжин (Рис. 7).

Морфологічний аналіз форми еритроцитів на просвітлення трьома видами лазеру за знінками дозволяє візуально визначити ступінь їх спотворення відносно норми, та на підставі цього зробити медичну діагностику стану пацієнта [13].

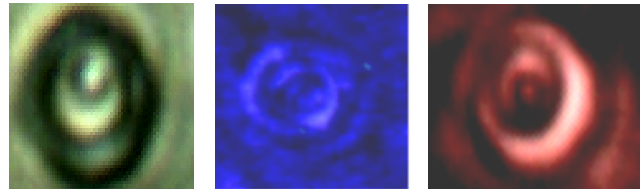


Рис. 7 – Зображення еритроциту на просвітлення трьома видами лазера.

Обробка зображень еритроцитів на просвітлення, отриманих у трьох частотних діапазонах когерентного світла, після подальшої кореляції отриманих результатів дозволить значно підвищити точність визначення його морфологічних параметрів.

Програмне забезпечення, що на цей час створюється авторами, дозволить отримати математичний опис морфології еритроцитів, що на порядок підвищить точність визначення морфологічних параметрів еритроцитів крові, тим самим значно підвищить точність і достовірність медичних діагностичних ознак.

## Висновки

Як видно, запропоновані авторами методи тривимірної візуалізації для визначення морфологічних ознак фазових об'єктів шляхом підвищення ефективності та оптимізація засобів реалізації методу інтерференційної мікроскопії, що застосовується для дослідження стану плазматичних мембран, дозволяють відновити тривимірну картину мікрооб'єктів, зокрема еритроцитів, з високою вірогідністю. Це дає можливість отримати необхідну та достатню інформацію про їхню морфологію для оцінки динамічних процесів, що відбуваються у досліджуваних клітинах периферичної крові, а це у свою чергу дозволяє визначити ступінь їх функціональності. Отримані результати, як наслідок, сприятимуть вдосконаленню методів лабораторної діагностики та зроблять більш якісним та більш доступним обстеження пацієнтів через спрощення процедури клінічного дослідження крові. Описані вище методи також застосовні для побудови тривимірних моделей будь-яких фазових мікрооб'єктів, що є більш досконалим напрямком у мікроскопії.

## Список літератури

1. Sokol Y., Kolisnyk K., Panibrattseva S., Bernadskaya T. The Use of Digital Interferometry Device to Analyze the State of Red Blood Cell Membranes. *2020 IEEE KhPI Week of Advanced Technology. Kharkiv: NTU «KhPI»*. 2020. P. 379. doi: 978-0-7381-4236-4/20/\$31.00.
2. Файнштейн Ф. Э., Козинец Г. И., Бахрамов С. М., Хохлова М. П. *Болезни системы крови*. Ташкент: Медицина, 1987. 670 с.
3. Ронин В. С., Старобинец Г. М. *Руководство к практическим занятиям по методикам клинических лабораторных исследований*. Москва: Медицина, 1989. С. 217–237.
4. Долгов В. В., Луговская С. А., Морозова В. Т. *Лабораторная диагностика анемий*. Ташкент: Триада. 2009. С. 149–154.
5. Levina A. A., Mesheryakova L. M., Tsibulskaya M. M., Sokolova T. V. The differential diagnostic of anemia, *Клиническая лабораторная диагностика*. 2015. 60(12). P. 26–30.
6. Скворцов Г.Е. *Микроскопы*. Ленинград: Машиностроение. 1984. С. 508–550.
7. Микроскопическая техника в биологии URL: [http://labx.narod.ru/documents/metody\\_microscopirovaniya.html](http://labx.narod.ru/documents/metody_microscopirovaniya.html) (дата звернення 18.02.2021).
8. Сокол Є. І., Бернадська Т.В., Колесник К. В., Томашевський Р. С. Патент №138635 Україна. *Мікроскоп для отримання тривимірного зображення мікрооб'єктів, що заломлюють світло*. Зареєстрований 10.12.2019.
9. Сокол Є. І., Бернадська Т. В., Колесник К. В., Томашевський Р. С Патент №141606 Україна. *Інтерференційний голографічний мікроскоп з автоматизованою зміною збільшення та покращеними оптико-технічними характеристиками*. Зареєстрований 27.04.2020.
10. Ravel R. *Clinical Laboratory Medicine*. Chicago, 1989. 692p.
11. Winter ME et al. *Basic Clinical Pharmacokinetics. Applied Therapeutics*. Vancouver. 1994. 93 p.
12. Владимиров Ю. А., Потапенко А. Я. *Физико-химические основы фотобиологических процессов*. Москва: Высшая школа. 1989. С. 7–23.
13. Берчану Шт. *Клиническая гематология*. Бухарест. 1986. С. 80–87.

## References (transliterated)

1. Sokol Y., Kolisnyk K., Panibrattseva S., Bernadskaya T. The Use of Digital Interferometry Device to Analyze the State of Red Blood Cell Membranes. *2020 IEEE KhPI Week of Advanced Technology. Kharkiv: NTU «KhPI»*, 2020, pp. 379, doi: 978-0-7381-4236-4/20/\$31.00.
2. Fainshtein F. E., Kozinets G. I., Bakhrarov S. M., Khokhlova M. P. *Diseases of the blood system*. Tashkent, Medicine, 1987, 670 p.
3. Ronin V. S, Starobinets G. M. *Rukovodstvo k prakticheskim zanyatiyam po metodikam klinicheskikh laboratorny khissledovaniy [Guide to Practical Exercises in Clinical Laboratory Research Techniques]*. Moscow, Medicine, 1989, pp. 217–237.
4. Dolgov V. V., Lugovskaya S. A., Morozova V. T. *Laboratornaya diagnostika anemiy [Laboratory diagnostics of anemia]*. Tashkent, Triad, 2009, 149 p.
5. Levina A. A., Mesheryakova L. M., Tsibulskaya M. M., Sokolova T.V. The differential diagnostic of anemia. *Clinical laboratory diagnostics*, 2015, 60(12), 26–30.
6. Skvortsov G.E. *Mikroskopy [Microscopes]*. Leningrad, Mechanical Engineering, 1984, 508 p.
7. Microscopic technology in biology. Available at: [http://labx.narod.ru/documents/metody\\_microscopirovaniya.html](http://labx.narod.ru/documents/metody_microscopirovaniya.html) (accessed 18.02.2021).
8. Sokol Ye. I., Bernadska T. V., Kolesnik K. V., Tomashevskiy R.S. Patent no 138635 Ukraine. *Mi`kroskop dlya otrimannya trivimi`rnogo zobrazhennya mi`kroob`yektiv, shho zalomlyuyut` svi`tlo [Microscope for rejecting the trivial image of microobjects, which will break the light]*. Registered 10.12.2019.
9. Sokol Ye. I., Bernadska T. V., Kolesnik K.V., Tomashevskiy R.S. Patent no 141606 Ukraine. *I`nterferenci`jniy golografi`chniy mi`kroskop z avtomatizovanoyu zmi`noyu zbi`lshennya ta pokrashhenimi optiko-tekhni`chnimi kharakteristikami [Interference holographic microscope with automated change in optical and technical characteristics]*. Registered 27.04. 2020.
10. Ravel R. *Clinical Laboratory Medicine*. Chicago, 1989, 692 p.
11. Winter ME et al. *Basic clinical pharmacokinetics. Applied therapeutics*. Vancouver, 1994, 93 p.
12. Vladimirov Yu. A., Potapenko A. Ya. *Fiziko-khimicheskie osnovy` fotobiologicheskikh processov [Physico-chemical foundations of photobiological processes]*. Moscow: Higher school, 1989, pp. 7–23.
13. BerchanuSht. *Klinicheskaya gematologiya [Clinical hematology]*. Bucharest, 1986, pp. 80–87.

## Відомості про авторів (About authors)

**Сокол Євген Іванович** – доктор технічних наук, професор, Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», ректор, м. Харків, Україна; ORCID: 0000-0003-1960-3445; e-mail: sokol@kpi.kharkov.ua

**Yevhen Sokol** – doctor of technical sciences, professor, National Technical University “Kharkiv Polytechnic Institute”, rector, Kharkiv, Ukraine, ORCID: 0000-0003-1960-3445, e-mail: sokol@kpi.kharkov.ua

**Колісник Костянтин Васильович** – кандидат технічних наук, доцент, Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», завідувач навчальної лабораторії біомедичної електроніки, м. Харків, Україна; ORCID: 0000-0003-1417-6608; e-mail: kolesniknet@ukr.net

**Kostiantyn Kolisnyk** – candidate of technical sciences, professor, National Technical University “Kharkiv Polytechnic Institute”, Head of the Training Laboratory of Biomedical Electronics; ORCID: 0000-0003-1417-6608, e-mail: kolesniknet@ukr.net.

**Бернадська Тетяна Володимирівна** – Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», аспірант кафедри промислової та біомедичної електроніки, м. Харків, Україна; e-mail: tatyana.bernadskaya@gmail.com

**Tatiana Bernadska** – National Technical University “Kharkiv Polytechnic Institute”, postgraduate student of the Department of Industrial and Biomedical Electronics, Kharkiv, Ukraine; e-mail: tatyana.bernadska@gmail.com

*Будь ласка, посилайтеся на цю статтю таким чином:*

Сокол Є. І., Колісник К. В., Бернадська Т. В. Удосконалення методів тривимірної візуалізації для визначення морфологічних ознак фазових мікрооб’єктів. *Вісник Національного технічного університету «ХПІ». Серія: Нові рішення в сучасних технологіях.* – Харків: НТУ «ХПІ». 2021. № 1 (7). С. 47-53. doi:10.20998/2413-4295.2021.01.07.

*Please cite this article as:*

Sokol Ye. I., Kolisnyk K. V., Bernadska T. V. Improvement of three-dimensional visualization methods for determination of morphological features of phase microobjects. *Bulletin of the National Technical University “KhPI”. Series: New solutions in modern technology.* – Kharkiv: NTU “KhPI”, 2021, no. 1 (7), pp. 47-53, doi:10.20998/2413-4295.2021.01.07.

*Пожалуйста, ссылайтесь на эту статью следующим образом:*

Сокол Е. И., Колесник К. В., Бернадская Т. В. Усовершенствование методов трехмерной визуализации для определения морфологических признаков фазовых микрообъектов. *Вестник НТУ «ХПИ», Серия Новые решения в современных технологиях.* – Харьков: НТУ «ХПИ». 2021. № 1 (7). С.47-53. doi:10/209998/2413-4295.2021.01.07.

**АННОТАЦИЯ** В работе предложено использование методов физического и математического трехмерного моделирования фазовых микрообъектов, в частности эритроцитов крови, с целью определения морфологических изменений. Подробно рассмотрены: метод цифровой обработки сигналов на основе двойного преобразования Фурье, с наложением полосового фильтра, метод восстановления трехмерной формы объектов по двумерным снимками и метод спектрального анализа. Для экспериментального исследования была разработана принципиальная оптическая схема устройства отображения цифрового изображения микрообъектов с улучшенными эксплуатационными характеристиками. На основе габаритного и абберационного расчетов выбраны оптимальные по оптическим показателям элементы и собран экспериментальный стенд. Полученные интерференционные цифровые снимки эритроцитов крови человека в норме и измененных под действием осмотического давления, снимки клеток периферической крови на просвет тремя видами когерентного излучения. Для реализации трехмерного моделирования разработана программа на языке Python с использованием библиотек NumPy и Open CV и программа, позволяющая строить и визуализировать трехмерные модели по двумерным снимкам, которая работает под управлением ОС Windows, написанная на языке C++. Для вывода 3D моделей используется библиотека Direct X и графический ускоритель. Метод визуализации трехмерных моделей по двумерным снимкам дает возможность изменять масштабы поверхности и выбирать тип проекции, работать в реальном масштабе времени в интерактивном режиме. Метод спектрального анализа с обработкой изображений эритроцитов на просвет, полученных в трех частотных диапазонах когерентного света, после дальнейшей корреляции полученных результатов позволит значительно повысить точность определения его морфологических параметров. Предложенные усовершенствованные методы позволяют использовать их для определения состояния плазматических мембран эритроцитов крови с целью оценки возможных патологий, тем самым повышают эффективность методов лабораторной диагностики.

**Ключевые слова:** лабораторная диагностика; когерентное излучение; интерференционное изображение эритроцитов; цифровая обработка; трехмерное изображение; спектральный анализ

Надійшла (received) 19.02.2021