

УДК 681.7: 616-71

Н.І. ЗАБОЛОНА, О.С. ШВИДЮК

ЛАЗЕРНА СИСТЕМА ТА МЕТОД ТРИХВИЛЬОВОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ТА АНАЛІЗУ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ У ДИФЕРЕНЦІАЦІЇ ФІЗІОЛОГІЧНИХ СТАНІВ БІООБ'ЄКТІВ

Вінницький національний технічний університет,
21021, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна, e-mail: Natalia.zabolotna@gmail.com

Анотація. Удосконалено метод та лазерну систему поляризаційного картографування біологічних шарів за рахунок застосування багатохвильового підходу та багатопараметричного аналізу координатних розподілів азимутів і еліптичностей. На основі статистичного та автокореляційного аналізу вимірних мап гістологічних зрізів дерми шкіри (групи «папілома» та «меланома») визначено об'єктивні інформативні ознаки оптичної анізотропії. За отриманим комплексним масивом ознак виконано автоматичну бінарну класифікацію фізіологічних станів зразків на базі ансамблевого алгоритму машинного навчання Random Forest. Розширено функціональні можливості системи лазерної поляриметрії БТ за рахунок введення третього напівпровідникового лазера в блок поляризаційного опромінення в комплексі із модернізацією бінарного класифікатора при диференціації станів «меланома»-«папілома» дерми шкіри.

Ключові слова: лазерна система, трихвильова поляриметрія, біологічний шар, візуалізація, аналіз зображень, диференціація фізіологічних станів, середовище LabVIEW, алгоритм Random Forest.

Abstract. The method and laser system for polarization mapping of biological layers have been improved through the use of a multi-wavelength approach and multi-parameter analysis of the coordinate distributions of azimuths and ellipticities. Based on statistical and autocorrelation analysis of measured maps of histological sections of the skin dermis (the "papilloma" and "melanoma" groups), objective informative features of optical anisotropy were identified. Using the obtained comprehensive array of features, an automatic binary classification of the physiological states of the samples was performed based on the Random Forest ensemble machine learning algorithm. The functional capabilities of the BT laser polarimetry system have been expanded by introducing a third semiconductor laser into the polarization irradiation unit in combination with the modernization of the binary classifier for differentiating the "melanoma" and "papilloma" states of the skin dermis.

Key words: laser system, three-wave polarimetry, biological layer, visualization, image analysis, differentiation of physiological states, LabVIEW environment, Random Forest algorithm.

DOI: 10.31649/1681-7893-2026-51-1-149-159

ВСТУП

Об'єктивна диференціація доброякісних та злоякісних новоутворень шкіри, зокрема папілом та меланом, є актуальною задачею сучасної лазерної біомедичної діагностики. Вирішення цієї задачі вимагає розробки методів виявлення структурних змін у морфології дерми, що виникають на етапах онкогенезу. Основним інформативним параметром у цьому випадку виступає стан анізотропії колагенової матриці сполучної тканини, деструкція якої є об'єктивним маркером пухлинного процесу [1-3].

Методи лазерної поляриметрії дозволяють проводити кількісне оцінювання мікроструктурних особливостей біологічних шарів (БШ). Полікристалічна мережа дерми, сформована білковими фібрилами, характеризується лінійним двопронезаломленням. Взаємодія когерентного випромінювання з такою структурою супроводжується зміною стану поляризації пучка, що реєструється у формі координатних розподілів параметрів вектора Стокса, азимутів та еліптичностей поляризації.

Більшість існуючих підходів поляризаційного картографування реалізовано з використанням однієї або двох довжин хвиль зондування [4, 5]. Проте застосування трихвильового режиму дозволяє отримати більш деталізовані дані щодо внесків різних структурних компонентів тканини у формування поляриметричного відгуку за рахунок спектральної залежності процесів розсіяння та поглинання. Водночас розширення спектрального діапазону призводить до збільшення об'єму вихідних даних (статистичних та кореляційних моментів поляризаційних зображень), що зумовлює необхідність впровадження автоматизованих алгоритмів інтелектуального аналізу для класифікації станів БШ. В свою чергу, це дозволить розширити функціональні можливості системи лазерної поляриметрії та сприятиме підвищенню достовірності диференціації патологій за її допомогою.

Метою даної роботи є розвиток методу картографування та аналізу поляризаційних зображень БШ в лазерній системі з покращеною достовірністю для диференціації фізіологічних станів біоб'єктів шляхом картографування азимутів та еліптичностей поляризації БШ, проведеного на трьох довжинах хвиль, із подальшою їх бінарною класифікацією на основі аналізу статистичних та кореляційних моментів.

МЕТОД ТРИХВИЛЬОВОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ТА АНАЛІЗУ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

Аналітичний підхід до опису оптичних властивостей БТ базується на їх поданні як двокомпонентної аморфно-кристалічної матриці за Ковіном [1-4]. Головним джерелом оптичної анізотропії виступає кристалічна компонента – полікристалічна мережа, сформована архітектонічною сіткою протеїнових фібрил (колаген, еластин) та неорганічними структурами. Поляризаційні властивості цієї складової описуються в наближенні лінійного двопронезаломлення. Взаємодія лазерного випромінювання зі зразком розглядається в наближенні одноразового розсіяння, що виконується для оптично тонких БШ із показником оптичної густини $\tau \leq 0,1$. Таке структурно-оптичне представлення створює теоретичну основу для інтерпретації поляриметричних даних. Оскільки спектральні характеристики поглинання та розсіяння як аморфних, так і кристалічних компонент є унікальними, інтеграція цієї моделі з мультиспектральним аналізом на трьох довжинах хвиль дозволяє отримати комплексну інформацію про структурну анізотропію тканини та підвищити точність диференціації її фізіологічних станів.

Розвиваючи підходи мультиспектральної поляриметрії при зондуванні експериментальних зразків БШ різними довжинами хвиль [4, 6, 7], застосуємо метод трихвильового картографування БШ в системі лазерної поляриметрії з геометрією пропускання випромінювання через оптично тонкий БШ.

Удосконалений метод, який застосований в системі для диференціації фізіологічних станів БШ, реалізується у такій послідовності :

1. На довжині хвилі лазера 660 нм опромінюємо БШ випромінюванням з азимутом поляризації $\alpha_0 = 0^\circ$, сформованим поляризаційним опромінювачем.
2. Здійснюємо по черзі поляризаційну фільтрацію ($\theta = 0^\circ; \theta = 90^\circ; \theta = 45^\circ; \theta = 135^\circ; \theta = \otimes; \theta = \oplus$) утворених лазерних поляризованих зображень за допомогою поляризаційного аналізатора.
3. Реєструємо в площині камери серію із 6 поляризаційно відфільтрованих зображень.
4. По черзі алгоритмічно визначаємо координатні розподіли параметрів вектора Стокса через інтенсивності відповідних поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень з наступним розрахунком мап азимутів та еліптичностей поляризації.
5. Обчислюємо статистичні моменти 1-го – 4-го порядків ($M_1 - M_4$) координатних розподілів та статистичні моменти ($Q_1 - Q_4$) автокореляційних функцій (АКФ), названих кореляційними моментами, для розподілів азимутів та еліптичностей поляризації на довжині хвилі 660 нм.
6. Здійснюємо опромінення біологічного шару на довжині хвилі 450 нм випромінюванням з азимутом поляризації $\alpha_0 = 0^\circ$, сформованим поляризаційним опромінювачем.
7. Пункти 2-5 повторюємо, сформувавши статистичні моменти та кореляційні моменти розподілів азимутів та еліптичностей поляризації на довжині хвилі 450 нм.
8. Здійснюємо опромінення БШ на довжині хвилі 405 нм випромінюванням з азимутом поляризації $\alpha_0 = 0^\circ$, сформованим поляризаційним опромінювачем.
9. Пункти 2-5 повторюємо, сформувавши статистичні моменти та кореляційні моменти азимутів та еліптичностей поляризації на довжині хвилі 405 нм.

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

10. На основі визначеного на трьох довжинах хвиль комплексу ознак із статистичних та кореляційних моментів розподілів $\alpha(x, y), \beta(x, y)$ проводимо бінарну класифікацію станів досліджуваних БШ на основі однієї із моделей машинного навчання. При цьому вектор ознак формується лише із інформативних параметрів статистичних та кореляційних моментів, отриманих в результаті експериментальних досліджень конкретного типу тканин (епітеліальної, сполучної, нервової, чи м'язової) при конкретних захворюваннях.

СТРУКТУРА ТА ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ ЛАЗЕРНОЇ СИСТЕМИ ПОЛЯРИМЕТРІЇ ДЛЯ РЕАЛІЗАЦІЇ ТРИХВИЛЬОВОГО МЕТОДУ ДОСЛІДЖЕНЬ

Для реалізації вищенаведеного методу була створена система, за допомогою якої в ході дослідження реєструвались інтенсивності відповідних поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень. Автоматизована система побудована за модульним принципом і складається з послідовно розташованих блоків: джерела випромінювання, поляризаційного опромінення, об'єктного та проєкційного каналів, поляризаційної фільтрації, а також системи реєстрації зображень [8].

На рисунку 1 представлено структурну схему автоматизованої системи лазерної поляриметрії, що була використана у експерименті для реалізації трихвильового методу досліджень БШ при диференціації фізіологічних станів «діагноз 1»–«діагноз 2».

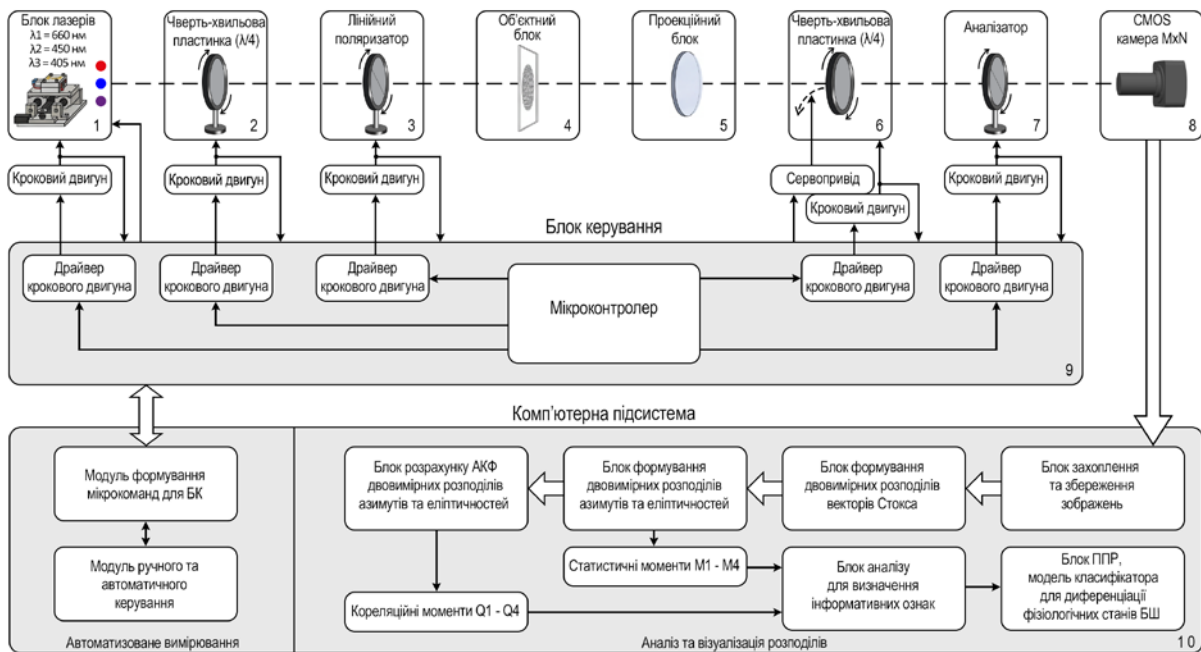


Рисунок 1 – Структурна схема автоматизованої системи лазерної поляриметрії для реалізації трихвильового методу досліджень БШ при диференціації фізіологічних станів

Архітектура системи включає: джерело випромінювання – три напівпровідникових лазерних модулі з довжинами хвиль $\lambda_1=660$ нм, $\lambda_2=450$ нм та $\lambda_3=405$ нм, змонтованих на механізмі просторового зміщення; генератор та аналізатор поляризованих сигналів, які складаються з широкосмугових лінійних поляризаторів та ахроматичних чвертьхвильових пластинок нульового порядку ($\lambda/4$); крокові двигуни, які забезпечують керування генератором та аналізатором поляризованих сигналів; проєкційний блок для масштабування та фокусування оптичного поля на світлочутливу матрицю; камеру, яка забезпечує реєстрацію двовимірних поляризаційних зображень.

Процес вимірювання та зміни оптичних конфігурацій є повністю автоматизованим. Блок керування включає масив драйверів, які контролюють роботу п'яти крокових двигунів. Комплексне програмне забезпечення для автоматизованого керування апаратною частиною, синхронної реєстрації зображень, а також розрахунку і візуалізації отриманих масивів даних розроблено у середовищі графічного програмування LabVIEW.

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

Для вимірювання параметрів вектора Стокса застосовується феноменологічний метод, який полягає у визначенні інтенсивностей світла, що пройшло крізь об'єкт, при різних станах поляризації зондуючого пучка. Процес вимірювання є автоматизованим, збір даних здійснюється за заздалегідь встановленим у програмному забезпеченні алгоритмом. Програма синхронно керує зміною оптичних конфігурацій (кутовими положеннями поляризаторів і фазових пластинок) для послідовної реєстрації масивів зображень, необхідних для обчислення чотирьох компонент вектора Стокса на трьох довжинах хвилі лазерного випромінювання.

Розрахунок просторових розподілів параметрів $S_i(i=1:4)$ здійснюється за такими співвідношеннями (1) [9]:

$$\begin{aligned} S_1(m, n) &= I_0(m, n) + I_{90}(m, n), \\ S_2(m, n) &= I_0(m, n) - I_{90}(m, n), \\ S_3(m, n) &= I_{45}(m, n) - I_{135}(m, n), \\ S_4(m, n) &= I_{\otimes}(m, n) - I_{\oplus}(m, n), \end{aligned} \quad (1)$$

де S_1 – повна інтенсивність випромінювання; S_2 – різниця інтенсивностей складових лінійної поляризації з азимутами 0° (I_0) та 90° (I_{90}); S_3 – різниця інтенсивностей складових лінійної поляризації з азимутами 45° (I_{45}) та 135° (I_{135}); S_4 – різниця інтенсивностей випромінювання з правою (I_{\otimes}) та лівою (I_{\oplus}) циркулярною поляризацією.

Для подальшого аналізу та порівняння поляризаційної структури випромінювання, незалежно від його початкової інтенсивності, доцільно використовувати нормоване представлення вектора Стокса. Нормалізація здійснюється шляхом ділення всіх поляризаційних компонент вектора на його першу (фотометричну) компоненту $S_1(m, n) = I_0(m, n) + I_{90}(m, n)$:

$$\tilde{S} = \begin{cases} 1; \\ S_2(m, n) = S_2(m, n) / S_1(m, n); \\ S_3(m, n) = S_3(m, n) / S_1(m, n); \\ S_4(m, n) = S_4(m, n) / S_1(m, n); \end{cases} \quad (2)$$

Таке математичне представлення дозволяє вичерпно описати поляризаційну структуру ($\tilde{S}_{i=2,3,4}$) як одноразово розсіяного (повністю поляризованого), так і багаторазово розсіяного (частково поляризованого) випромінювання.

Ключовою перевагою використання нормованого вектора Стокса є те, що воно нівелює вплив просторових флуктуацій загальної інтенсивності пучка під час експериментальних вимірювань, залишаючи в якості інформаційного продукту виключно поляризаційні властивості біологічного шару.

На основі отриманих значень компонент вектора Стокса \tilde{S}_i реалізується метод трихвильового поляризаційного картографування. Інформаційним продуктом цього методу є координатні розподіли азимутів $\alpha(m, n)$ та еліптичностей $\beta(m, n)$ поляризації у площині зображення БШ. Значення елементів мапи азимутів та мапи еліптичності перетвореного об'єктом пучка в кожній точці зображення, що реєструється матрицею розмірністю $M \times N$ пікселів, розраховуються за формулами:

$$\begin{aligned} \alpha(m, n) &= 0,5 \times \arctg \left(\frac{S_3(m, n)}{S_2(m, n)} \right), \\ \beta(m, n) &= 0,5 \times \arcsin (S_4(m, n)). \end{aligned} \quad (3)$$

Наступним етапом кількісного аналізу отриманих масивів даних є розрахунок сукупності статистичних моментів 1-го -4-го порядків $M_1 - M_4$ для координатних розподілів азимутів $\alpha(x, y)$ та еліптичностей $\beta(x, y)$ [2, 4, 9].

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

Для подальшої кількісної оцінки $\alpha(x, y), \beta(x, y)$ розраховувалися АКФ. Просторове зміщення здійснювалося вздовж однієї координатної осі X . Результируючий розподіл АКФ для всього зображення визначався шляхом усереднення значень автокореляційних функцій, обчислених окремо для кожного рядка досліджуваної матриці даних. Для кількісної характеристики отриманих АКФ також було проведено розрахунок кореляційних моментів 1–4-го порядків $Q_1 - Q_4$.

Із загальної сукупності розрахованих статистичних $M_1 - M_4$ та кореляційних $Q_1 - Q_4$ моментів шляхом попереднього аналізу виокремлюються найбільш значущі маркери, що об'єктивно відображають тенденцію змін стану біологічних тканин. Відібрані параметри формують вектор інформативних ознак, який, слугує вхідним набором даних для розробки та навчання моделі класифікатора на базі алгоритму дерева рішень засобами мови Python.

Вибір дерев рішень [10] як базового класифікатора зумовлений їхньою високою здатністю ефективно виявляти складні нелінійні закономірності в біомедичних даних. Математичною основою процесу навчання дерева є принцип мінімізації невизначеності у вузлах розгалуження, що спирається на обчислення ентропії Шеннона [10]. Алгоритм на кожному кроці оцінює всі доступні параметри та здійснює поділ за тією ознакою, яка забезпечує максимальний приріст інформації, систематично перетворюючи початковий хаос даних на чітко розмежовані класифікаційні підмножини.

Для забезпечення високої узагальнювальної здатності системи, автоматизований класифікатор побудовано на основі ансамблевого алгоритму випадкового лісу Random Forest, алгоритм забезпечує надійну та високоточну диференціацію фізіологічних станів БТ.

Функціонування даного алгоритму полягає у створенні ансамблю із 50 незалежних дерев рішень. Процес побудови та навчання кожного окремого дерева в ансамблі здійснюється на випадково згенерованих підмножинах зразків із загального набору даних. Прийняття остаточного рішення щодо класифікації БШ за фізіологічним станом здійснюється шляхом агрегування результатів ансамблю дерев із використанням принципу більшості.

Процес валідації та налаштування моделі реалізується за класичним підходом розділення масиву експериментальних даних. Загальна сукупність досліджуваних зразків випадковим чином ділиться на дві незалежні частини: тренувальна вибірка, що становить 2/3 від загального обсягу і застосовується безпосередньо для оптимізації вагів моделі, та тестова вибірка, яка складає 1/3 даних і використовується виключно для перевірки здатності класифікатора до узагальнення.

З метою перевірки надійності розробленої моделі застосовано метод повторюваної стратифікованої перехресної перевірки. Цей підхід дозволяє отримати статистично достовірну оцінку точності класифікації.

Експериментальні дослідження проводилися на спеціально розробленій та реалізованій лабораторній установці системи, загальний вигляд якої наведено на рисунку 2. Позиції основних оптичних та електронних компонентів на фотографії відповідають нумерації елементів, наведеній на структурній схемі установки на рисунку 1.

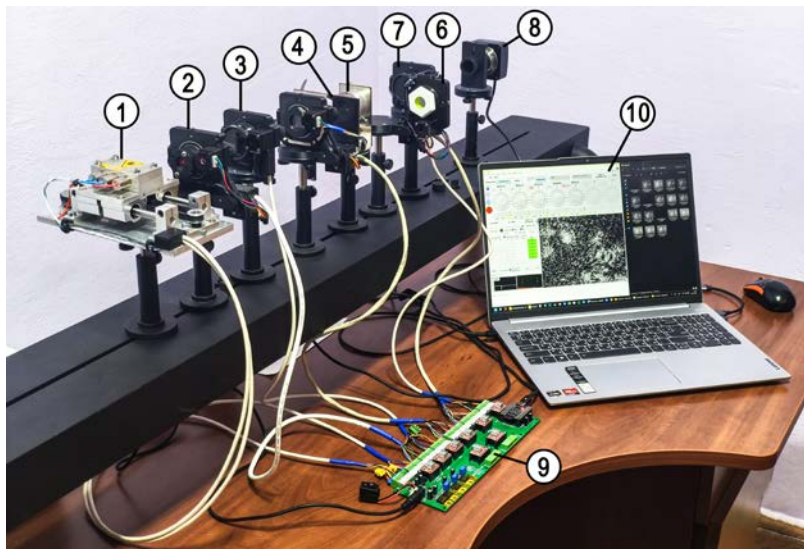


Рисунок 2 – Модернізована автоматизована система трьохвильової лазерної поляриметрії БТ

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

Керування автоматизованим процесом вимірювання та подальша математична обробка даних реалізовані у спеціально розробленому програмному забезпеченні в середовищі LabVIEW. Інтерфейс програми побудований на базі двох основних робочих модулів зображених на рисунку 3. Першим із них є режим вимірювання (рис. 3 а), який призначений для збору первинних даних. Як видно з вікна інтерфейсу, програма дозволяє у ручному режимі керувати вибором робочої довжини хвилі лазера та точно позиціювати кути нахилу поляризаторів і чвертьхвильових пластинок. У нижній лівій частині панелі функціонує блок автоматичного знімання, що дає змогу оператору запустити попередньо заданий сценарій сканування. Завдяки цьому система повністю автоматично, крок за кроком, змінює стани поляризації оптичних елементів, здійснює захоплення та збереження відповідних зображень інтенсивності з камери.

Другим режимом роботи програми (рис. 3 б) є аналіз та візуалізація розподілів, який відповідає за математичну обробку отриманих результатів. Алгоритм передбачає попереднє просторове вирівнювання завантаженого набору поляризаційних зображень у межах кожної сесії знімання, після чого програма виконує попіксельний розрахунок оптичних параметрів. Функціональною перевагою цього модуля є можливість автоматизованої обробки великих масивів експериментальних даних. Програмне забезпечення здатне серійно аналізувати масштабні бази поляризаційних зображень, одночасно виконуючи комплексний статистичний аналіз. Такий підхід дозволяє в автоматичному режимі розраховувати сукупності статистичних та кореляційних моментів одразу для всієї вибірки зразків, що пришвидшує формування загального вектора інформативних ознак для подальшого машинного навчання.

Поряд із математичною обробкою, функціонал модуля забезпечує детальну візуалізацію отриманих результатів, яка включає:

- двовимірні мапи просторових розподілів – у нижній частині екрана генеруються та візуалізуються координатні мапи елементів вектора Стокса S_1, S_2, S_3, S_4 , а також мапи азимутів $\alpha(m, n)$ та еліптичностей $\beta(m, n)$ поляризації;
- статистичні показники – у верхній частині панелі результати математичної обробки зведені у дві таблиці. У першій відображаються обчислені статистичні моменти 1–4-го порядків $M_1 - M_4$, а в другій – кореляційні моменти АКФ $Q_1 - Q_4$ для кутових параметрів поляризації;
- гістограми – для наочної оцінки характеру розподілу значень (зокрема, симетрії та гостровершинності) передбачено побудову гістограм. У графічних вікнах відображаються гістограми розподілу азимута та еліптичності, що дозволяє візуально оцінити структурну анізотропію досліджуваної тканини.

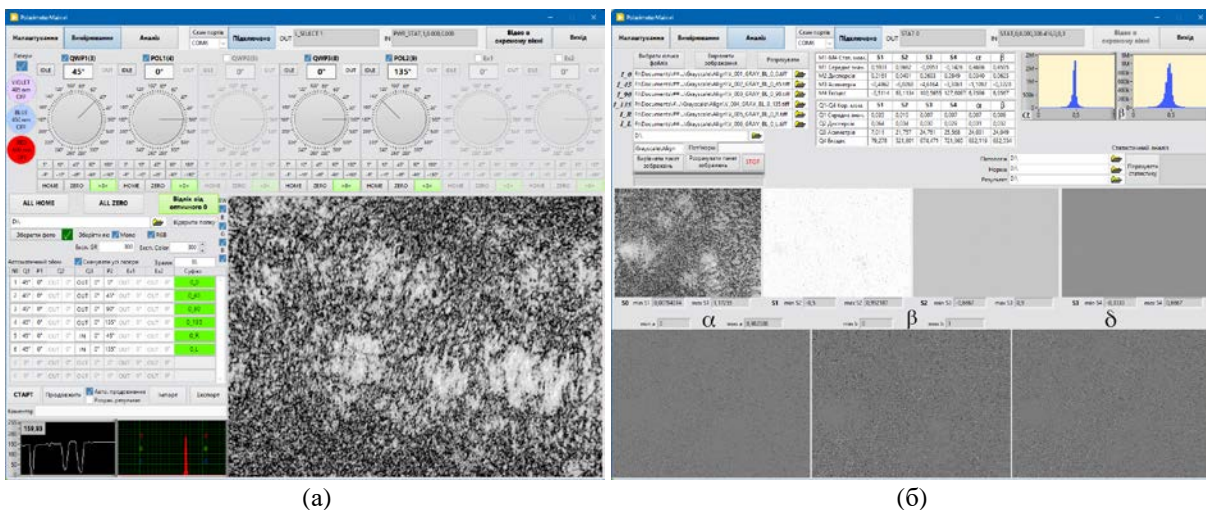


Рисунок 3 – Інтерфейс розробленого програмного забезпечення в середовищі LabVIEW: а – режим вимірювання, б – режим аналізу та візуалізації розподілів

РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ВИМІРЮВАНЬ

Експериментальні дослідження розробленого методу та автоматизованої трихвильової системи для диференціації фізіологічних станів біологічних шарів здійснювалися з використанням двох репрезентативних вибірок оптично тонких гістологічних зрізів дерми шкіри на предметному склі з верифікованими діагнозами: контрольна група «папілома» (група 1, 27 зразків) та вибірка «меланома» (група 2, 29 зразків).

Приклади отриманих експериментальних координатних розподілів азимутів $\alpha(m,n)$ та еліптичностей $\beta(m,n)$ поляризації розміром 400x400 пікселів для типових зразків груп «папілома» і «меланома», зареєстрованих на робочих довжинах хвиль 660 нм, 450 нм та 405 нм і візуалізованих у середовищі LabVIEW, наведено на рисунку 4.

На рисунку 5 наведено розподіли АКФ азимутів для гістологічних зрізів дерми шкіри (групи 1 та 2) на довжині хвилі 660 нм.

Результати вимірювань статистичних $M_1 - M_4$ та кореляційних $Q_1 - Q_4$ моментів координатних розподілів азимутів $\alpha(m,n)$ та еліптичностей $\beta(m,n)$ зразків гістологічних зрізів дерми шкіри з групи 1 та групи 2 на трьох довжинах хвиль представлені у таблиці 1.

З метою автоматизації процесу діагностики проводиться аналіз отриманих статистичних даних та пошук об'єктивних маркерів, з яких формується вектор інформативних ознак. Зокрема, на довжині хвилі 660 нм визначальними параметрами виступають статистичні моменти азимутів (M_1, M_3) та їхніх автокореляційних функцій (Q_1, Q_3, Q_4).

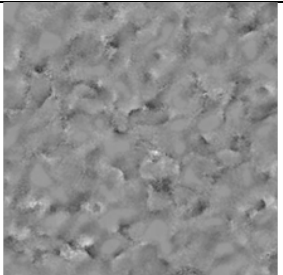
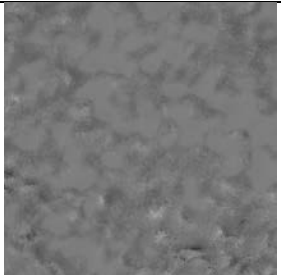
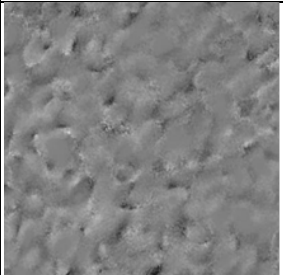
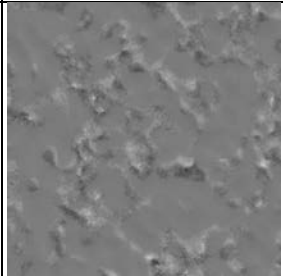
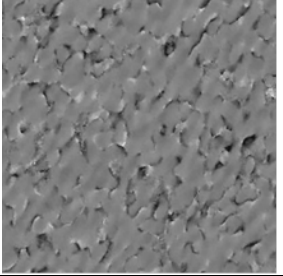
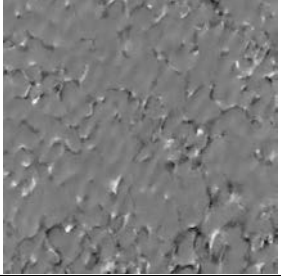
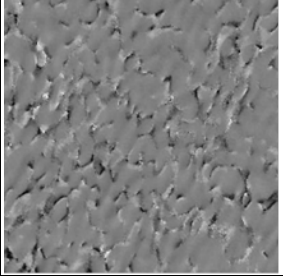
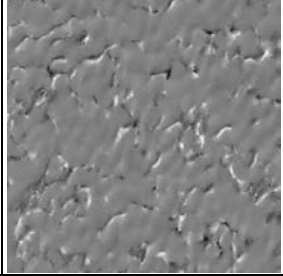
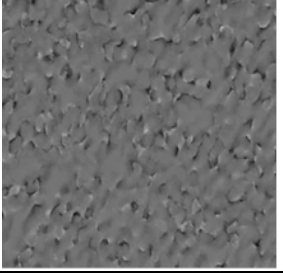
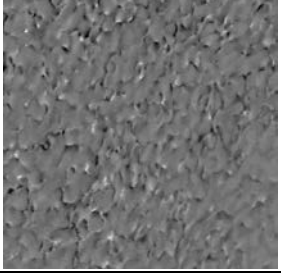
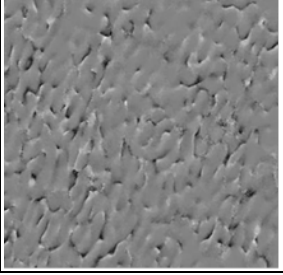
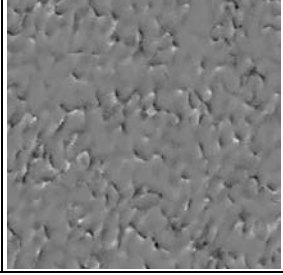
	Папілома (група 1)		Меланома (група 2)	
	$\alpha(m,n)$	$\beta(m,n)$	$\alpha(m,n)$	$\beta(m,n)$
660 nm				
450 nm				
405 nm				

Рисунок 4 – Розподіли $\alpha(m,n)$ та $\beta(m,n)$ зразків гістологічних зрізів дерми шкіри з групи 1 та групи 2 на довжинах хвилі 660 нм 450 нм та 405 нм

Аналіз вказує на зменшення середніх значень (M_1, Q_1) та зростання параметрів Q_3 і Q_4 . Водночас у групі зразків із меланомаю спостерігається тенденція до зменшення значень асиметрії (M_3) для мап азимутів, що свідчить про більшу симетрію їхнього координатного розподілу.

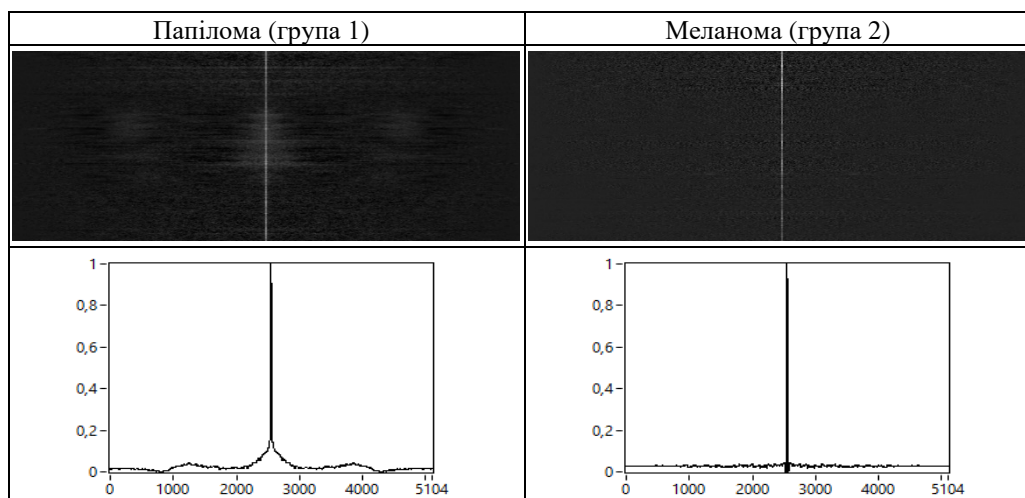


Рисунок 5 – Розподіли АКФ азимутів $\alpha(m, n)$ для гістологічних зрізів дерми шкіри з групи 1 та групи 2 на довжині хвилі 660 нм

Для довжини хвилі 450 нм вектор ознак доповнюється параметрами еліптичностей. У патологічних зразках фіксується зменшення середнього значення (M_1) і зростання ексцесу (M_4) азимутів, зміна абсолютної величини асиметрії (M_3) еліптичностей, а також збільшення значень АКФ (Q_1).

Таблиця 1 - Статистичні $M_1 - M_4$ та кореляційні $Q_1 - Q_4$ моменти координатних розподілів азимутів $\alpha(m, n)$ та еліптичностей $\beta(m, n)$ на довжинах хвилі $\lambda_1 = 660$ нм, $\lambda_2 = 450$ нм та $\lambda_3 = 405$ нм

λ	Параметр	Азимути $\alpha(m, n) \pm$ СКВ		Еліптичності $\beta(m, n) \pm$ СКВ	
		Папілома (група 1)	Меланома (група 2)	Папілома (група 1)	Меланома (група 2)
$\lambda_1 = 660$ нм	M_1	0,328 \pm 0,106	0,223 \pm 0,021	0,441 \pm 0,028	0,507 \pm 0,001
	M_2	0,025 \pm 0,003	0,021 \pm 0,003	0,050 \pm 0,008	0,045 \pm 0,006
	M_3	-0,668 \pm 0,175	-0,182 \pm 0,136	-0,623 \pm 0,371	0,596 \pm 0,140
	M_4	3,913 \pm 2,177	3,479 \pm 0,616	5,160 \pm 0,634	5,948 \pm 1,065
	Q_1	0,019 \pm 0,005	0,014 \pm 0,004	0,015 \pm 0,003	0,014 \pm 0,002
	Q_2	0,044 \pm 0,002	0,040 \pm 0,001	0,042 \pm 0,001	0,040 \pm 0,001
	Q_3	14,722 \pm 1,532	17,944 \pm 0,605	16,476 \pm 0,923	17,920 \pm 0,491
	Q_4	257,954 \pm 39,910	356,250 \pm 22,782	310,491 \pm 26,617	354,515 \pm 18,044
$\lambda_2 = 450$ нм	M_1	0,415 \pm 0,061	0,310 \pm 0,084	0,460 \pm 0,022	0,504 \pm 0,001
	M_2	0,035 \pm 0,004	0,031 \pm 0,004	0,064 \pm 0,008	0,061 \pm 0,007
	M_3	-1,188 \pm 0,157	-0,950 \pm 0,092	-0,277 \pm 0,399	0,622 \pm 0,153
	M_4	6,158 \pm 1,628	8,019 \pm 0,928	8,125 \pm 1,534	9,083 \pm 1,026
	Q_1	0,009 \pm 0,002	0,017 \pm 0,006	0,009 \pm 0,002	0,029 \pm 0,012
	Q_2	0,032 \pm 0,001	0,030 \pm 0,001	0,031 \pm 0,001	0,030 \pm 0,001
	Q_3	23,297 \pm 0,539	24,923 \pm 0,394	24,311 \pm 0,608	24,859 \pm 0,405
	Q_4	598,978 \pm 24,181	679,578 \pm 21,108	649,086 \pm 30,078	672,731 \pm 21,672
$\lambda_3 = 405$ нм	M_1	0,397 \pm 0,078	0,279 \pm 0,080	0,435 \pm 0,023	0,483 \pm 0,001
	M_2	0,033 \pm 0,004	0,027 \pm 0,003	0,058 \pm 0,006	0,051 \pm 0,006
	M_3	-1,201 \pm 0,149	-0,882 \pm 0,115	-0,678 \pm 0,235	-0,086 \pm 0,204
	M_4	5,466 \pm 1,274	7,814 \pm 0,790	6,408 \pm 0,796	8,614 \pm 0,834
	Q_1	0,009 \pm 0,002	0,011 \pm 0,003	0,010 \pm 0,002	0,013 \pm 0,016
	Q_2	0,033 \pm 0,001	0,031 \pm 0,001	0,032 \pm 0,001	0,031 \pm 0,001
	Q_3	22,320 \pm 1,058	24,745 \pm 0,476	22,769 \pm 1,399	24,312 \pm 0,615
	Q_4	556,304 \pm 41,677	668,607 \pm 24,965	582,324 \pm 58,944	645,961 \pm 29,980

Аналогічно до попереднього випадку, тут спостерігається тенденція до зменшення значень асиметрії (M_3) для мап азимутів, що вказує на їхню більшу симетрію.

На довжині хвилі 405 нм формується комплекс маркерів – M_1 – M_4 для азимутів; M_3 , M_4 для еліптичностей; Q_4 , Q_1 для їхніх АКФ. Координатні розподіли демонструють зменшення дисперсії (M_2) та зростання ексцесу (M_4) поряд зі збільшенням параметрів АКФ (Q_4 , Q_1). Як і на інших довжинах хвиль, у групі з меланою фіксується тенденція до зменшення значень асиметрії (M_3) мап азимутів.

На всіх досліджуваних довжинах хвиль у зразках групи 2 (меланома) спостерігається тенденція до зменшення значень асиметрії для мап азимутів, що вказує на їхню більшу симетрію. Фізичним механізмом, що зумовлює такі зміни поляризаційних параметрів, є просторова хаотизація колагенових волокон. У тканинах меланоми, на відміну від доброякісної папіломи, відбувається втрата виділеного напрямку їхньої орієнтації. Відповідна перебудова полікристалічної мережі є об'єктивним маркером онкологічної деструкції сполучної тканини пухлинним процесом.

На основі визначеного комплексу інформативних ознак розроблено модель класифікатора для диференціації зазначених фізіологічних станів біологічних шарів.

Практичною реалізацією цієї моделі є автоматизована підсистема підтримки прийняття рішень (ППР), інтелектуальною основою якої виступає ансамбль класифікаторів.

Для візуалізації алгоритму роботи даної системи, графічну інтерпретацію структури та ієрархії логічних правил одного із репрезентативних дерев рішень, сформованих алгоритмом Random Forest за критерієм мінімізації інформаційної ентропії, наведено на рисунку 6.

Процес оптимізації моделі на базі алгоритму RandomForestClassifier здійснювався у два етапи. На початковій стадії навчання класифікатора проводилося з використанням масиву даних, отриманих для двох робочих довжин хвиль – $\lambda_1 = 660$ нм та $\lambda_2 = 450$ нм. За результатами крос-валідації було встановлено, що точність диференціації фізіологічних станів біологічних шарів для такої конфігурації системи становила 88%.

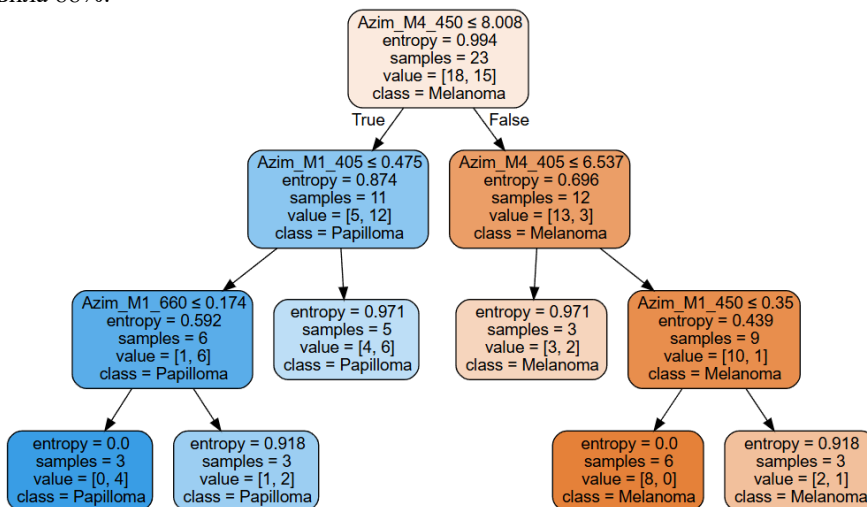


Рисунок 6 – Одне із репрезентативних дерев рішень, сформованих алгоритмом Random Forest після завершення циклу навчання на даних трьох довжин хвиль $\lambda_1 = 660$ нм, $\lambda_2 = 450$ нм та $\lambda_3 = 405$ нм

З метою підвищення розпізнавальної здатності методу набір вхідних інформаційних ознак було розширено шляхом інтеграції даних, зареєстрованих на третій робочій довжині хвилі ($\lambda_3 = 405$ нм). Додавання інформативних ознак третьої довжини хвилі забезпечило приріст ефективності класифікації, загальна точність якої зросла до 89,5%. Це підтверджує гіпотезу про те, що мультиспектральний підхід дозволяє отримати більш повну інформацію про структурну анізотропію тканин.

ВИСНОВКИ

Знайшов подальший розвиток метод картографування та аналізу поляризаційних зображень БШ в лазерній системі для диференціації фізіологічних станів біоб'єктів шляхом картографування азимутів та еліптичностей поляризації БШ, проведеного на трьох довжинах хвиль (660 нм, 450 нм, 405 нм), із подальшою їх бінарною класифікацією на основі аналізу статистичних та кореляційних моментів.

Розширено функціональні можливості системи лазерної поляриметрії БТ за рахунок введення третього напівпровідникового лазера в блок поляризаційного опромінення в комплексі із модернізацією бінарного класифікатора при диференціації станів «меланома»-«папілома» дерми шкіри.

Встановлено, що розширення набору інформаційних ознак зображень азимутів та еліптичностей поляризації за рахунок даних, отриманих на трьох довжинах хвиль випромінювання трьох напівпровідникових лазерів, та їх класифікації дозволило забезпечити підвищення точності диференціації станів «папілома» та «меланома» з 88,0% до 89,5%.

ПОДЯКА

Дослідження виконано за підтримки проєкту (№ держреєстрації 0126U002063) Міністерства освіти і науки України

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Ghosh, N. and Vitkin, I. A., "Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook," *Journal of Biomedical Optics* 16(11), 110801 (2011).
2. Ushenko, Yu. A., Dubolazov, O. V., and Karachevtsev, A. O., "Statistical Structure of Skin Derma Mueller Matrix Images in the Process of Cancer Changes," *Optical Memory and Neural Networks (Information Optics)* 20(2), 145-154 (2011).
3. Alalia, S. and Vitkin, A., "Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment," *Journal of Biomedical Optics* 20(6), 061104 (2015).
4. Заболотна Н.І., Окарський Г.Г., "Система автоматизованої двохвильової муллер-поляриметрії для оцінювання анізотропної структури гістологічних зрізів," *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. №39(1). С. 27–37. (2020).
5. He C. et al., "Polarisation optics for biomedical and clinical applications: a review," *Light: Science & Applications*, 10:194 (2021) <https://doi.org/10.1038/s41377-021-00639-x>.
6. Pierangelo, A., Manhas, S., Benali, A. et al., "Multispectral Mueller polarimetric imaging detecting residual cancer and cancer regression after neoadjuvant treatment for colorectal carcinomas," *Journal of Biomedical Optics* 18(4), 046014 (2013).
7. Shvydiuk, O.S., Zabolotna, N.I., "Analysis of methods and systems for multiwavelength polarimetric diagnostics of biological layers," *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології* №48(2). С. 183–189. (2024).
8. Швидюк О.С., Шолота В.В., «Особливості реалізації вимірювального каналу макету трихвильового поляриметра для діагностики біологічних об'єктів», X Міжнародна науково-практична конференція «Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем» «(СПРН -2025)» URL: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/spirn/spirn2025/author/downloadFile/26032/91869/1>
9. Zabolotna, N. I., Sholota, V. V., Okarskyi, H. H., "Methods and systems of polarization reproduction and analysis of the biological layers structure in the diagnosis of pathologies," *Proc. SPIE*. 11369, 113691S.
10. Шолота, В.В., "Аналіз методів підтримки прийняття рішень в системах поляризаційної інтроскопії біологічних тканин та рідин," *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. № 49(1). С. 185-192. (2025).

REFERENCES

1. Ghosh, N. and Vitkin, I. A., "Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook," *Journal of Biomedical Optics* 16(11), 110801 (2011).
2. Ushenko, Yu. A., Dubolazov, O. V., and Karachevtsev, A. O., "Statistical Structure of Skin Derma Mueller Matrix Images in the Process of Cancer Changes," *Optical Memory and Neural Networks (Information Optics)* 20(2), 145-154 (2011).
3. Alalia, S. and Vitkin, A., "Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment," *Journal of Biomedical Optics* 20(6), 061104 (2015).

4. Zabolotna N.I., Okarskyi H.H., “Systema avtomatyzovanoi dvokhvylevoi miuller-poliaryometrii dlia otsiniuvannia anizotropnoi struktury histolohichnykh zriziv,” *Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii*. №39(1). S. 27–37. (2020).
5. He C. et al., “Polarisation optics for biomedical and clinical applications: a review,” *Light: Science & Applications*, 10:194 (2021) <https://doi.org/10.1038/s41377-021-00639-x>.
6. Pierangelo, A., Manhas, S., Benali, A. et al., “Multispectral Mueller polarimetric imaging detecting residual cancer and cancer regression after neoadjuvant treatment for colorectal carcinomas,” *Journal of Biomedical Optics* 18(4), 046014 (2013).
7. Shvydiuk, O.S., Zabolotna, N.I., “Analysis of methods and systems for multiwavelength polarimetric diagnostics of biological layers,” *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології* №48(2). С. 183–189. (2024).
8. Zabolotna N.I., Okarskyi H.H., “Systema avtomatyzovanoi dvokhvylevoi miuller-poliaryometrii dlia otsiniuvannia anizotropnoi struktury histolohichnykh zriziv,” *Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii*. №39(1). S. 27–37. (2020).
9. Zabolotna, N. I., Sholota, V. V., Okarskyi, H. H., “Methods and systems of polarization reproduction and analysis of the biological layers structure in the diagnosis of pathologies,” *Proc. SPIE*. 11369, 113691S.
10. Sholota, V.V., “Analiz metodiv pidtrymky pryiniattia rishen v systemakh poliaryzatsiinoi introskopii biolohichnykh tkanyn ta ridyn,” *Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii*. № 49(1). S. 185-192. (2025).

Дата надходження: 15.01.2026

Дата прийняття до друку після рецензування: 28.02.2026

Дата публікації: 18.06.2026

*Ця робота ліцензується відповідно до
[Creative Commons Attribution 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)*

ЗАБОЛОТНА НАТАЛІЯ ІВАНІВНА – д.т.н., доцент, професор кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна,
e-mail: Natalia.zabolotna@gmail.com, <https://orcid.org/0009-0006-2209-8573>

ШВИДЮК ОЛЕГ СЕРГІЙОВИЧ – аспірант, факультет інформаційних електронних систем, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, *e-mail:* olehshvydiuk@gmail.com
<https://orcid.org/0009-0004-1213-3190>

Nataliia ZABOLOTNA, Oleh SHVYDIUK

**LASER SYSTEM AND METHOD OF THREE-WAVE MAPPING AND ANALYSIS OF
POLARIZATION IMAGES OF BIOLOGICAL LAYERS IN DIFFERENTIATION OF
PHYSIOLOGICAL STATES OF BIOOBJECTS**
Vinnytsia National Technical University