

УДК 681.7: 616-71

В.В. ШОЛОТА

ДЖОНС-МАТРИЧНА РЕКОНСТРУКЦІЯ ОПТИЧНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ПЛІВОК БІОЛОГІЧНИХ РІДИН В ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНІЙ СИСТЕМІ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ ІНТРОСКОПІЇ ПРИ ОЦІНЮВАННІ ПАТОЛОГІЙ

Вінницький національний технічний університет, 21021, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна, e-mail: lada.sholota@vntu.edu.ua

Анотація. В статті розглянуто метод Джонс-матричної поляризаційної реконструкції двовимірних розподілів лінійного та циркулярного дихроїзму дегідратованих плівок біологічних рідин на основі вимірювання інтенсивностей, покладений в основу оцінювання патологій в інтелектуалізованій системі поляризаційної інтроскопії. Застосовується багатопараметричний аналіз вимірних мап на основі вейвлет-перетворення, статистичного оброблення та нечітких класифікаційних моделей. Досягнуто підвищення достовірності оцінювання станів «норма»-«патологія» в системі за рахунок багатопараметричного інтелектуалізованого аналізу в порівнянні із аналогами на 1,5%-1,7% в залежності від масштабних коефіцієнтів вейвлет-перетворення.

Ключові слова: дегідратована плівка біологічної рідини, матриця Джонса, система поляризаційної інтроскопії, інтелектуалізований аналіз, оцінювання патологій, вейвлет-аналіз, статистичний аналіз, нечіткі моделі класифікації, діагностика калькульозного холециститу.

Abstract. The article considers the method of Jones-matrix polarization reconstruction of two-dimensional distributions of linear and circular dichroism of dehydrated films of biological fluids based on intensity measurements, which is used as the basis for assessing pathologies in an intelligent polarization introscopy system. Multiparametric analysis of measured maps based on wavelet transform, statistical processing and fuzzy classification models is applied. An increase in the reliability of assessing the "normal"- "pathological" states in the system was achieved due to multiparametric intellectualized analysis compared to analogues by 1.5%-1.7%, depending on the scale coefficients of the wavelet transform.

Key words: dehydrated film of biological fluid, Jones matrix, polarization introscopy system, intelligent analysis, pathology assessment, wavelet analysis, statistical analysis, fuzzy classification models, diagnosis of calculous cholecystitis.

DOI: 10.31649/1681-7893-2026-51-1-235-242

ВСТУП

В результаті проведеного аналізу відомих оптичних методів і оптико-електронних засобів, покладених в основу новітніх технологій ранньої діагностики функціонального стану внутрішніх органів людини, встановлено перспективність поляризаційної інтроскопії дегідратованих плівок біологічних рідин (БР) [1-3], зміна текстури яких відображає наявність змін гомеостазу.

При дегідратації біологічної рідини шляхом випаровування (жовч, слина, синовіальна рідина та ін.) формується надмолекулярна біохімічна мережа, дослідження властивостей якої дозволяє оцінювати так звану «приховану» анізотропію [4-6]. На ранніх етапах захворювання, де традиційні біохімічні методи дослідження БР ще не дозволяють виявити мінімальні зміни, поляризаційні методи дослідження зображень дегідратованих плівок БР є надчутливими.

Традиційно найбільш повну характеристику «прихованої» анізотропії дають вектор-параметричні та матричні методи Мюллера і Джонса.

При використанні оптичного когерентного зонduючого поляризованого випромінювання для вивчення оптично тонких БР більш адекватним є застосування Джонс-матричного формалізму [7 -10]. Комплексні елементи матриці Джонса несуть інформацію про амплітуду та фазу перетвореного біооб'єктом поляризованого випромінювання, що пов'язано із анізотропією самого біооб'єкту. За умов однократного розсіювання зонduючого поляризованого випромінювання в моделі його взаємодії із оптично тонкою БР наявний однозначний зв'язок між елементами матриці Джонса та «прихованою» анізотропією БР. Вилучення її з БР дозволить визначити нові маркери для оцінювання патологій на ранніх стадіях.

Відомі методи та системи Джонс-матричного картографування оптично тонких БР дозволяють визначити комплексні елементи матриці Джонса [11], мапи амплітудних та фазових значень їх елементів [12] через набір поляризаційно відфільтрованих інтенсивностей трансформованого випромінювання. В результаті статистичного та подальшого класифікаційного аналізу вимірних мап амплітуд та фаз БР різних внутрішніх органів в роботах [12, 13] визначено критерії диференціальної діагностики різних патологій з достовірністю понад 90%.

В той же час, беручи до уваги зв'язок між елементами матриці Джонса та параметрами амплітудної та фазової анізотропії досліджуваних БР [8-10], виникає об'єктивна потреба у реконструкції лінійного та циркулярного дихроїзму надмолекулярних мереж БР та їх інтелектуалізованому аналізу в системах поляризаційної інтроскопії при оцінюванні патологічних станів.

Враховуючи позитивні результати підвищення достовірності оцінювання патологічних ділянок гістологічних зрізів при застосуванні масштабно-селективного вейвлет-аналізу до їх Мюллер-матричних зображень [14], варто долучити запропонований підхід до інтелектуалізованого аналізу [15] реконструйованих Джонс-матричних мап анізотропних параметрів в системі поляризаційної інтроскопії.

Метою даної роботи є покращення достовірності оцінювання патологічних станів внутрішніх органів людини в системі поляризаційної інтроскопії дегідратованих плівок БР шляхом розвитку методу Джонс-матричної реконструкції оптичної анізотропії біологічних шарів в поєднанні із удосконаленим інтелектуалізованим аналізом вимірних 2D мап лінійного та циркулярного дихроїзму.

РЕКОНСТРУКЦІЯ ТА АНАЛІЗ 2D МАП АМПЛІТУДНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ПЛІВОК БІОЛОГІЧНИХ РІДИН В ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНІЙ СИСТЕМІ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ ІНТРОСКОПІЇ

Відома форма запису матриці Джонса $J_{2 \times 2}$ об'єкту містить значення дійсної $\text{Re}(J_{kl})$ та уявної $\text{Im}(J_{kl})$ частини кожного елемента матриці, які можуть бути подані також за модулем амплітуди R_{kl} та фазовими кутами θ_{kl} у вигляді

$$J_{2 \times 2} = \begin{bmatrix} \text{Re}(J_{11}) + i \text{Im}(J_{11}) & \text{Re}(J_{12}) + i \text{Im}(J_{12}) \\ \text{Re}(J_{21}) + i \text{Im}(J_{21}) & \text{Re}(J_{22}) + i \text{Im}(J_{22}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} \exp(i\theta_{11}) & R_{12} \exp(i\theta_{12}) \\ R_{21} \exp(i\theta_{21}) & R_{22} \exp(i\theta_{22}) \end{bmatrix}. \quad (1)$$

Напряму виміряти дійсні та уявні елементи матриці Джонса в системах лазерної поляриметрії, як це відбувається при вимірюванні матриці Мюллера, неможливо, оскільки детектори реєструють інтенсивності, а не модулі амплітуди та фазові кути сигналів. Тому застосовують експериментальне відтворення 2D-мап комплексних значень елементів матриці Джонса за відомою послідовністю дій, запропонованою Джерардом в роботі [16]. Її реалізованою алгоритмічно за допомогою експериментальної установки системи багатопараметричної інтелектуалізованої системи поляризаційної лазерної інтроскопії біологічних шарів, наведеної на рисунку 1, створеної на кафедрі біомедичної інженерії та оптико-електронних систем Вінницького національного технічного університету. Методика вимірювань та обчислень модулів амплітуди та фази елементів матриці Джонса описана детально в [12].

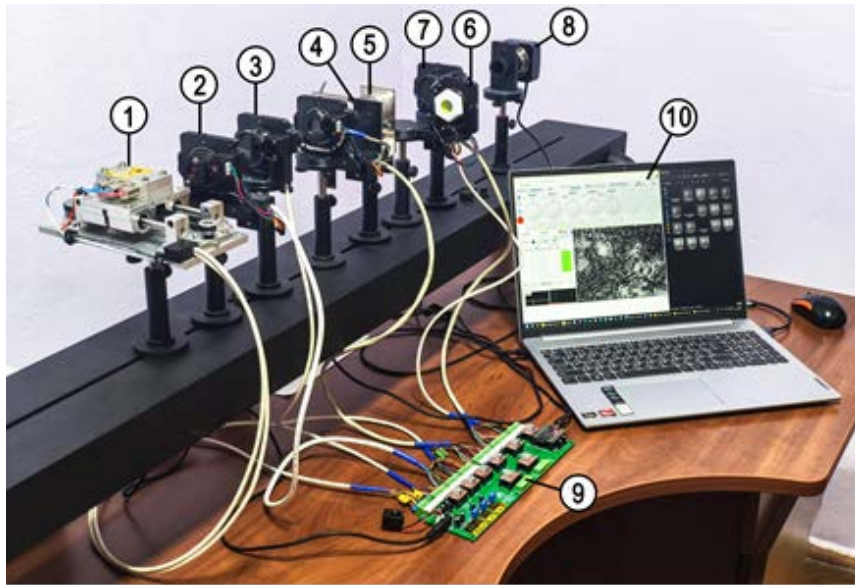


Рисунок 1 – Експериментальна установка багатопараметричної інтелектуалізованої системи поляризаційної лазерної інтроскопії біологічних шарів

Вимірювальний канал установки розташовано на оптичній лаві. Він містить модуль джерел лазерного випромінювання із трьох лазерних діодів, що працюють в різних спектральних ділянках оптичного випромінювання: 632 нм, 450 нм, 405 нм. Традиційно модуль поляризаційного випромінювання, утворений фазовою пластинкою 2 та поляризатором лінійним 3, служить для формування необхідного типу поляризації для пучка, яким зондують досліджуваний біооб'єкт у вигляді нанесеної на склі дегідратованої плівки БР, розташованої на предметному столику 4. Трансформоване плівкою БР поляризоване випромінювання змінює свої характеристики, що виявляється за допомогою модуля поляризаційного аналізу, утвореного фазовою пластинкою 6 та аналізатором 7. Оптичне зображення, утворене за допомогою проекційного блоку 5, із трансформованими характеристиками поляризації реєструє камера 8, зв'язана із комп'ютером. Комп'ютер служить для візуалізації зображень вимірних розподілів параметрів, а також для їх інтелектуалізованого аналізу. Крім того, до складу системи входить блок керування у вигляді окремої плати. За його допомогою реалізують керування положенням основних оптичних елементів 2, 3, 6, 7, які можуть обертатись на необхідний кут повороту та можуть бути усунені зі шляху розповсюдження зондувального та трансформованого поляризаційного лазерного променя згідно з алгоритмами вимірювань.

Отже, в результаті поляризаційної реконструкції 2D-мап елементів матриці Джонса дегідратованих плівок БР на основі вимірювання поляризаційно перетворених інтенсивностей зондувального випромінювання в вищенаведеній системі [12] отримуємо набір мап дійсної частини $\text{Re}(J_{kl}(x, y)), k = 1:2; l = 1:2$ та уявної частини $\text{Im}(J_{kl}(x, y)), k = 1:2; l = 1:2$ матриці Джонса. Розмірність кожної мапи узгоджена із роздільною здатністю камери (X, Y) в системі.

Розвиваючи цей метод, проведемо реконструкцію 2D мап амплітудної анізотропії надмолекулярних мереж БР із визначенням мап лінійного $|LD(x, y)|$ та циркулярного $CD(x, y)$ дихроїзму [17]

$$|LD(x, y)| = \sqrt{((\text{Re}(J_{22}(x, y)) - \text{Re}(J_{11}(x, y))))^2 + (\text{Re}(J_{12}(x, y)) + \text{Re}(J_{21}(x, y))))^2}, \quad (2)$$

$$CD(x, y) = \left(\frac{\arccos 0.5(\text{Re}(J_{11}(x, y)) + \text{Re}(J_{22}(x, y)))}{\sin(\arccos 0.5(\text{Re}(J_{11}(x, y)) + \text{Re}(J_{22}(x, y)))} \right) \cdot (\text{Im}(J_{12}(x, y)) - \text{Im}(J_{21}(x, y))). \quad (3)$$

Запропонований підхід до багатопараметричного аналізу реконструйованих мап лінійного та циркулярного дихроїзму наведено на рисунку 2. Принципово важливим є те, що для визначення «прихованої» анізотропії, яка може бути недоступною для звичайної мікроскопії, будемо застосовувати вейвлет-аналіз 2D реконструйованих мап. Він дозволить отримати амплітуди вейвлет-коефіцієнтів $W_a^b(LD(x))$, $W_a^b(CD(x))$, де a та b - коефіцієнти масштабу та зміщення відповідно при кроковій дискретизації Δx , за формулою:

$$W_a^b = \frac{\Delta x}{\sqrt{a}} \sum_{n=1}^N \left(f(x_n) \cdot \Psi \left(\frac{x_n - b}{a} \right) \right). \quad (4)$$

В формулі (4) в якості функції $f(x)$ використовуються реконструйовані мапи $|LD(x, y)|$ та $CD(x, y)$, а вейвлет визначається як: $\Psi \left(\frac{x_n - b}{a} \right) = \text{MHAT} \left(\frac{x_n - b}{a} \right)$.

В результаті подальшого статистичного аналізу розподілів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів отримують кількісні оцінки їх середнього $M(W_a^b(LD(x)))$, $M(W_a^b(CD(x)))$, і середньоквадратичного відхилення $S(W_a^b(LD(x)))$, $S(W_a^b(CD(x)))$. Саме ці характеристики реконструйованих мап амплітудної анізотропії утворюють елементи вектору інформативних ознак, за якими проводять класифікацію для формування рекомендацій по прийняттю діагностичного рішення при оцінюванні патології.

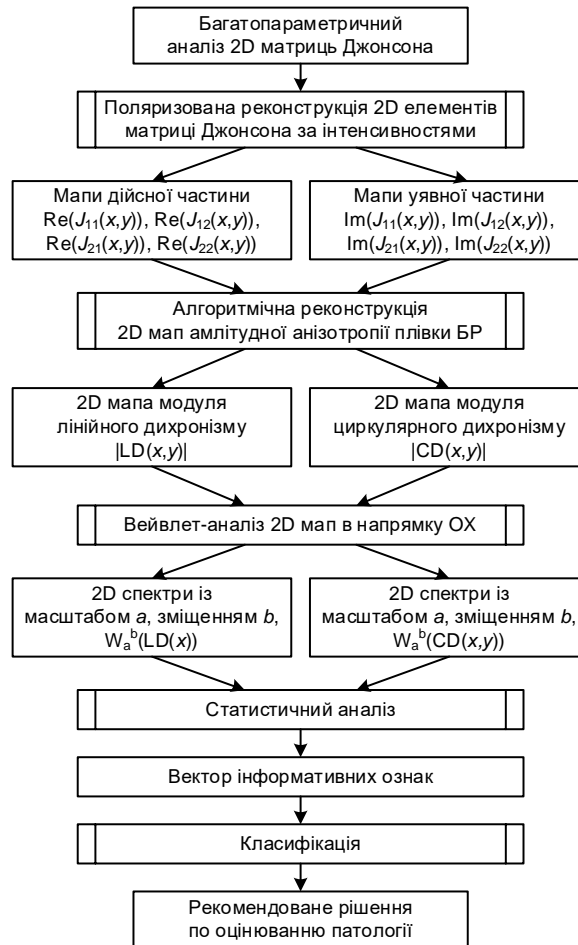


Рисунок 2 – Багатопараметричний аналіз 2D мап Джонса

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

Було розроблено відповідне програмне забезпечення для реалізації в системі багатопараметричного аналізу реконструйованих 2D мап амплітудної анізотропії з використанням модулів системи прикладних програм MATLAB та можливостей мови Java.

З широкого спектру доступних методів класифікації векторів ознак було обрано метод на принципах нечіткої логіки [18]. Нечіткі моделі прийняття рішення розглянуто нижче для встановлення діагностичних відмінностей калькульозного холециститу при дослідженні реконструйованих параметрів анізотропії дегідратованих плівок жовчі.

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА АПРОБАЦІЯ МЕТОДУ В СИСТЕМІ ПРИ ВСТАНОВЛЕННІ ДІАГНОСТИЧНИХ ВІДМІННОСТЕЙ КАЛЬКУЛЬОЗНОГО ХОЛЕЦИСТИТУ

Проведено експериментальне дослідження системи та методу Джонс-матричної реконструкції мап лінійного та циркулярного дихроїзму дегідратованих плівок БР та їх інтелектуалізованого аналізу на прикладі диференціації станів жовчного міхура «норма» – «калькульозний холецистит». В дослідженні використано 42 зразки дегідратованих плівок жовчі із верифікованими станами жовчного міхура: група 1 (21 зразок, «норма») та група 2 (21 зразок, «калькульозний холецистит»).

В результаті статистичного опрацювання 2D розподілів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів $W_a^b(LD(x))$, $W_a^b(CD(x))$, отриманих в кожній групі при значеннях коефіцієнтів масштабу $a_1 = 15; a_2 = 55$ для функції *MHAT*, в таблиці 1 представлено їх середнє M значення та середньоквадратичне відхилення S . На основі цих даних розроблено моделі вирішальних правил при оцінюванні патології жовчного міхура, основані на принципах нечіткої логіки.

Застосування нечіткої логіки, на відміну від бінарної класифікації, дозволяє зменшити вплив випадкових викидів даних на результат оцінювання фізіологічного стану.

Таблиця 1 – Статистичні оцінки амплітуд вейвлет-коефіцієнтів $W_a^b(LD(x))$, $W_a^b(CD(x))$ реконструйованих мап дихроїзму плівок жовчі для груп «норма» та «калькульозний холецистит»

	M(LD)	S(LD)	M(CD)	S(CD)
$a = 15, p < 0.001$				
Група 1	0.044±0.003	0.074±0.004	0.22±0.013	0.34±0.019
Група 2	0.059±0.004	0.094±0.005	0.34±0.016	0.56±0.029
$a = 55, p < 0.001$				
Група 1	0.047±0.003	0.063±0.004	0.18±0.011	0.29±0.018
Група 2	0.061±0.004	0.082±0.005	0.27±0.013	0.41±0.023

До вагомих переваг нечітких моделей прийняття рішення над методами глибинного навчання, такими як нейронні мережі, дерева рішень, тощо, слід віднести можливість побудувати математичну модель при достатньо невеликій кількості даних у вибірці даних.

Модель вирішального правила було виведено як функції належності станів «норма» μ^{g^1} і «калькульозний холецистит» μ^{g^2} у вигляді диз'юнкції кон'юнкцій $\mu^i(x), i = H, HC, BC, B$, які є позначеннями рівнів «низький», «нижче середнього», «вище середнього», «високий» досліджуваного параметру x [18].

Нижче наведено приклад функції належності стану «норма» μ^{g^1} :

$$\begin{aligned}
 \mu^{s1}(M(LD), S(LD), M(CD), S(CD)) = & \{[\mu^H(M(LD)) \wedge \mu^H(S(LD)) \wedge \mu^H(M(CD)) \wedge \\
 & \mu^H(S(CD))] \vee [\mu^H(M(LD)) \wedge \mu^H(S(LD)) \wedge \mu^H(M(CD)) \wedge \mu^{HC}(S(CD))] \vee \\
 & [\mu^H(M(LD)) \wedge \mu^H(S(LD)) \wedge \mu^{HC}(M(CD)) \wedge \mu^H(S(CD))] \vee [\mu^H(M(LD)) \wedge \\
 & \mu^H(S(LD)) \wedge \mu^{HC}(M(CD)) \wedge \mu^{HC}(S(CD))] \vee [\mu^H(M(LD)) \wedge \mu^{HC}(S(LD)) \wedge \\
 & \mu^H(M(CD)) \wedge \mu^H(S(CD))] \vee [\mu^H(M(LD)) \wedge \mu^{HC}(S(LD)) \wedge \mu^H(M(CD)) \wedge \\
 & \mu^{HC}(S(CD))] \vee [\mu^H(M(LD)) \wedge \mu^{HC}(S(LD)) \wedge \mu^{HC}(M(CD)) \wedge \mu^H(S(CD))] \vee \\
 & [\mu^H(M(LD)) \wedge \mu^{HC}(S(LD)) \wedge \mu^{HC}(M(CD)) \wedge \mu^{HC}(S(CD))] \vee [\mu^{HC}(M(LD)) \wedge \\
 & \mu^H(S(LD)) \wedge \mu^H(M(CD)) \wedge \mu^H(S(CD))] \vee [\mu^{HC}(M(LD)) \wedge \mu^H(S(LD)) \wedge \\
 & \mu^H(M(CD)) \wedge \mu^{HC}(S(CD))] \vee [\mu^{HC}(M(LD)) \wedge \mu^H(S(LD)) \wedge \mu^{HC}(M(CD)) \wedge \\
 & \mu^H(S(CD))] \vee [\mu^{HC}(M(LD)) \wedge \mu^H(S(LD)) \wedge \mu^{HC}(M(CD)) \wedge \mu^{HC}(S(CD))] \vee \\
 & [\mu^{HC}(M(LD)) \wedge \mu^{HC}(S(LD)) \wedge \mu^H(M(CD)) \wedge \mu^H(S(CD))] \vee [\mu^{HC}(M(LD)) \wedge \\
 & \mu^{HC}(S(LD)) \wedge \mu^H(M(CD)) \wedge \mu^{HC}(S(CD))] \vee [\mu^{HC}(M(LD)) \wedge \mu^{HC}(S(LD)) \wedge \\
 & \mu^{HC}(M(CD)) \wedge \mu^H(S(CD))] \vee [\mu^{HC}(M(LD)) \wedge \mu^{HC}(S(LD)) \wedge \mu^{HC}(M(CD)) \wedge \\
 & \mu^{HC}(S(CD))]\}.
 \end{aligned} \tag{5}$$

Класифікація відбувається на основі порівняння значень функцій належності до станів «норма» та «патологія». Перевага надається більшому значенню.

Провівши експериментальні дослідження над вибіркою із 42 зразків плівок жовчі в розробленій системі було отримано покращені показники достовірності диференціації станів «норма»-«калькульозний холецистит» жовчного міхура за розподілами вейвлет коефіцієнтів реконструйованих мап амплітудної анізотропії:

- оцінка достовірності на рівні 95,2% - для нечіткої моделі класифікації на основі значення масштабу $a_1 = 15$ мапи вейвлет-коефіцієнтів $W_a^b(LD(x))$, $W_a^b(CD(x))$, що на 1,7% краще, ніж в [17];
- оцінка достовірності на рівні 92,8% - для нечіткої моделі класифікації на основі значення масштабу $a_1 = 55$ мапи вейвлет-коефіцієнтів $W_a^b(LD(x))$, $W_a^b(CD(x))$, що на 1,5% краще, ніж в [17].

ВИСНОВКИ

Отримав подальший розвиток метод поляризаційного Джонс-матричного картографування дегідратованих плівок БР на основі вимірювань інтенсивностей при оцінюванні патологічних змін внутрішніх органів за рахунок реконструкції на їх основі 2D мап лінійного та фазового дихроїзму дегідратованих плівок БР.

Застосування вейвлет-аналізу до реконструйованих розподілів, доповнене класифікаційним аналізом на основі вперше отриманих нечітких моделей, дозволило підвищити достовірність встановлення діагностичних відмінностей патологічних станів.

Розширено функціональні можливості інтелектуалізованої системи поляризаційної інтроскопії біологічних тканин та рідин при оцінюванні патологій за рахунок доповнення Джонс-матричною реконструкцією оптичної анізотропії на основі вимірювань інтенсивностей та її багатопараметричним аналізом.

В результаті експериментальної апробації зазначеного методу та системи при диференціації станів «норма»-«хронічний холецистит» жовчного міхура досягнуто підвищення достовірності діагностування на 1,7% при масштабному коефіцієнті $a_1 = 15$ вейвлет-перетворень та 1,5% при $a_1 = 55$, застосованих до вимірних мап лінійного та циркулярного дихроїзму.

ПОДЯКА

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

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Ushenko V. A., Dubolazov O. V., Karachevtsev A. O., "Two wavelength Mueller matrix reconstruction of blood plasma films polycrystalline structure in diagnostics of breast cancer," *Applied Optics*. 53(10), B128-B139 (2014).
2. Prisyazhnyuk V. P., Ushenko Yu. A., Dubolazov A. V., Ushenko A. G., and Ushenko V. A., "Polarization-dependent laser autofluorescence of the polycrystalline networks of blood plasma films in the task of liver pathology differentiation," *Appl. Opt.* 55, B126-B132 (2016).
3. Dubolazov A.V. Pashkovskaya N.V., Ushenko Yu.A., Marchuk Yu.F., Ushenko V.A., Novakovskaya O.Yu., "Birefringence images of polycrystalline films of human urine in early diagnostics of kidney pathology," *Applied Optics*. 55 (12), B85-B90 (2016).
4. 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," *Proceedings of SPIE*. 11369, 113691S, P. 501-513 (2020).
5. Sieryi O., Ushenko Yu., Ushenko V., Dubolazov J., et al., "Optical anisotropy composition of benign and malignant prostate tissues revealed by Mueller-matrix imaging," *Biomed. Opt. Express* 13(11), 6019–6034 (2022).
6. Vasyuk, V.L., Kalashnikov, A.V., Ushenko, A.G. et al., "Digital Information Methods of Polarization, Mueller-Matrix and Fluorescent Microscopy", Springer Nature Singapore, 2023. 102 p.
7. Jiao, S., Wang, L. V. "Jones-matrix imaging of biological tissues with quadruple-channel optical coherent tomography," *J. Biomed. Opt.* 7(3), pp. 350–358 (2002) doi: 10.1117/1.1483878.
8. Jones. C.R. "New calculus for the treatment of optical systems. VII. Properties of the N-matrices," *J. Opt. Soc. Am.* 38, 671-685, 1948.
9. Azzam R.M.A., "Propagation of partially depolarized light through anisotropic media with or without depolarization. A differential 4x4 matrix calculus," *J.Opt.Soc.Am.*, 68, 1756-1767, 1978.
10. Arteaga O., Canillas A., "Analytic inversion of the Mueller-Jones polarization matrices for homogeneous media," *Opt. Lett.* 35, 559-561 (2010).
11. Ushenko, A.G., Zhytaryuk V.G., Vanchulyak, Ya. O. et al., "Statistical and cross-correlation structure of Jones-matrix images of polycrystalline films of biological fluids," *Proc. SPIE 10977, Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics, and Nanotechnologies IX, 109773T, December 2018.* <https://doi.org/10.1117/12.2323586>.
12. Zabolotna, N.I., Sholota V.V. Laser system for mapping and classification of 2-D Jones-matrix elements in the diagnosis of intestinal parenchymal tissues *Proc. SPIE. Vol. 14009, 1400904 (2025).* <https://doi.org/10.1117/12.3093543>
13. Radchenko, K.O., "Intellectualized Mueller-Jones matrix system of laser polarimetry for breast fibroadenoma diagnosis," *Proc. SPIE 10750, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces VI, 107500M (4 September 2018);* doi: 10.1117/12.2320130.
14. Sdobnov, A., Ushenko, V.A., Trifonyuk, L. et al. "Mueller-matrix imaging polarimetry elevated by wavelet decomposition and polarization-singular processing for analysis of specific cancerous tissue pathology," *J. Biomed. Opt.* 28(10), 102903 (2023).
15. Zabolotna N.I., Vlasenko O.V., Sholota V.V. et. all. "Identification of gastric cancer by fuzzy knowledge bases in the system of polarization reconstruction and analysis of the crystal structure of blood plasma," *Proc. SPIE. 2025. Vol. 14009, 140090I* <https://doi.org/10.1117/12.3100539>
16. Gerrard A., Burch J. M.. "Introduction to matrix methods in optics," New York.: A Wiley-Interscience Publication (1975).
17. Sholota V., Pavlov S., Kurek E., "Design and architecture of a multifunctional la-ser introscopy system for polycrystalline architec-ture of human tissues and fluids," *Proc. SPIE 13813, Seventeenth International Conference on Correlation Optics, 138132S (10 November 2025),* <https://doi.org/10.1117/12.3092916>
18. Zabolotna, N. I., Radchenko, K. O. and Karas, O.V., "Method and system of Jones-matrix mapping of blood plasma films with "fuzzy" analysis in differentiation of breast pathology changes," *Proc. SPIE 10612, 106121P (2018).*

REFERENCES

1. Ushenko V. A., Dubolazov O. V., Karachevtsev A. O., "Two wavelength Mueller matrix reconstruction of blood plasma films polycrystalline structure in diagnostics of breast cancer," *Applied Optics*. 53(10), B128-B139 (2014).
2. Prisyazhnyuk V. P., Ushenko Yu. A., Dubolazov A. V., Ushenko A. G., and Ushenko V. A., "Polarization-dependent laser autofluorescence of the polycrystalline networks of blood plasma films in the task of liver pathology differentiation," *Appl. Opt.* 55, B126-B132 (2016).

3. Dubolazov A.V. Pashkovskaya N.V., Ushenko Yu.A., Marchuk Yu.F., Ushenko V.A., Novakovskaya O.Yu. "Birefringence images of polycrystalline films of human urine in early diagnostics of kidney pathology," *Applied Optics*. 55 (12), B85-B90 (2016).
4. 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," *Proceedings of SPIE*. 11369, 113691S, P. 501-513 (2020).
5. Sieryi O., Ushenko Yu., Ushenko V., Dubolazov J., et al., "Optical anisotropy composition of benign and malignant prostate tissues revealed by Mueller-matrix imaging," *Biomed. Opt. Express* 13(11), 6019–6034 (2022).
6. Vasyuk, V.L., Kalashnikov, A.V., Ushenko, A.G. et al., "Digital Information Methods of Polarization, Mueller-Matrix and Fluorescent Microscopy", Springer Nature Singapore, 2023. 102 p.
7. Jiao, S., Wang, L. V. "Jones-matrix imaging of biological tissues with quadruple-channel optical coherent tomography," *J. Biomed. Opt.* 7(3), pp. 350–358 (2002) doi: 10.1117/1.1483878.
8. Jones. C.R. "New calculus for the treatment of optical systems. VII. Properties of the N-matrices," *J. Opt. Soc. Am.* 38, 671-685, 1948.
9. Azzam R.M.A., "Propagation of partially depolarized light through anisotropic media with or without depolarization. A differential 4x4 matrix calculus," *J.Opt.Soc.Am.*, 68, 1756-1767, 1978.
10. Arteaga O., Canillas A., "Analytic inversion of the Mueller-Jones polarization matrices for homogeneous media," *Opt. Lett.* 35, 559-561 (2010).
11. Ushenko, A.G., Zhytaryuk V.G., Vanchulyak, Ya. O. et al., "Statistical and cross-correlation structure of Jones-matrix images of polycrystalline films of biological fluids," *Proc. SPIE 10977, Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics, and Nanotechnologies IX, 109773T, December 2018.* <https://doi.org/10.1117/12.2323586>.
12. Zabolotna, N.I., Sholota V.V. Laser system for mapping and classification of 2-D Jones-matrix elements in the diagnosis of intestinal parenchymal tissues *Proc. SPIE. 2025. Vol. 14009, 1400904* <https://doi.org/10.1117/12.3093543>
13. Radchenko, K.O., "Intellectualized Mueller-Jones matrix system of laser polarimetry for breast fibroadenoma diagnosis," *Proc. SPIE 10750, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces VI, 107500M (4 September 2018);* doi: 10.1117/12.2320130.
14. Sdobnov, A., Ushenko, V.A., Trifonyuk, L. et al. "Mueller-matrix imaging polarimetry elevated by wavelet decomposition and polarization-singular processing for analysis of specific cancerous tissue pathology," *J. Biomed. Opt.* 28(10), 102903 (2023).
15. Zabolotna N.I., Vlasenko O.V., Sholota V.V. et. all. "Identification of gastric cancer by fuzzy knowledge bases in the system of polarization reconstruction and analysis of the crystal structure of blood plasma," *Proc. SPIE. 2025. Vol. 14009, 140090I* <https://doi.org/10.1117/12.3100539>
16. Gerrard A., Burch J. M.. "Introduction to matrix methods in optics," New York.: A Wiley-Interscience Publication (1975).
17. Sholota V., Pavlov S., Kurek E., "Design and architecture of a multifunctional la-ser introscopy system for polycrystalline architec-ture of human tissues and fluids," *Proc. SPIE 13813, Seventeenth International Conference on Correlation Optics, 138132S (10 November 2025),* <https://doi.org/10.1117/12.3092916>
18. Zabolotna, N. I., Radchenko, K. O. and Karas, O.V., "Method and system of Jones-matrix mapping of blood plasma films with "fuzzy" analysis in differentiation of breast pathology changes," *Proc. SPIE 10612, 106121P (2018).*

Дата надходження: 1.03.2026

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/)*

ШОЛОТА ВЛАДИСЛАВА ВЛАДИСЛАВІВНА – асистент кафедри комп'ютерних наук,
Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна,
e-mail: lada.sholota@vntu.edu.ua, <https://orcid.org/0000-0002-7073-8727>

V.V. SHOLOTA

**JONES MATRIX RECONSTRUCTION OF OPTICAL ANISOTROPY OF BIOLOGICAL FLUID
FILMS IN AN INTELLECTUALIZED POLARIZATION INTROS COPY SYSTEM FOR
PATHOLOGIES ASSESSMENT**

Vinnitsia National Technical University