

УДК 681.784.7:615.849.19

Ю. О. УШЕНКО, В. М. СКЛЯРЧУК, О. В. ДУБОЛАЗОВ, І. В. СОЛТИС,
О. В. ОЛАР, М. С. ГАВРИЛЯК, М. П. ГОРСЬКИЙ, В. Г. ЖИТАРІЮК

СИСТЕМА МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЇ ІНТЕРФЕРОМЕТРІЇ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ ПЛІВОК ВИПОТУ ДЛЯ ДИФЕРЕНЦІАЛЬНОЇ ДІАГНОСТИКИ НЕКРОТИЧНИХ ЗМІН РАН БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, м. Чернівці, Україна

Анотація. Представлено короткий теоретичний опис процесів формування поляризаційних мап однократно розсіяної складової об'єктного поля полікристалічних плівок випоту колото-різаних ран щурів. Методом Мюллер-матричної поляризаційної інтерферометрії одержана серія поляризаційних мап азимута і еліптичності цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок випоту для різних часів після нанесення uszkodження. Визначено статичні маркери детектування ступеня важкості некротичних змін ушкоджених біологічних тканин. Наведено основні напрями перспективних досліджень з використанням принципів лазерно-індукованої автофлуоресцентної поляриметрії.

Ключові слова: поляризація, матриця Мюллера, інтерференція, статистичні моменти, полікристалічні плівки, випіт, некротичні зміни, рани

Abstract. A brief theoretical description of the processes of formation of polarization maps of the single-scattered component of the object field of polycrystalline films of exudate from punctured wounds of rats is presented. A series of polarization maps of azimuth and ellipticity of digital microscopic images of polycrystalline effusion films for different times after damage was obtained using the Mueller-matrix polarization interferometry method. Statistical markers for detecting the severity of necrotic changes in damaged biological tissues have been determined. The main directions of promising research using the principles of laser-induced autofluorescence polarimetry are presented.

Key words: polarization, Mueller matrix, interference, statistical moments, polycrystalline films, effusion, necrotic changes, wounds

DOI: 10.31649/1681-7893-2024-47-1-111-119

ВСТУП

У циклі наукових праць [1-6] продемонстрована можливість Мюллер-матричної поляриметричної диференціації зразків фібрилярних біологічних тканин здорових і хворих людей. При цьому досягається висока чутливість методів лазерної поляриметрії патологічних змін оптичної анізотропії полікристалічної архітекtonіки біологічних препаратів.

Одним з головних “інформаційних продуктів” зазначених лазерних технік є алгоритмічно відтворені поляризаційні мапи цифрових або піксельних мікроскопічних зображень – координатні розподіли азимута і еліптичності поляризації [7-10].

Одержані результати обробляються у рамках статистичного підходу шляхом обчислення набору центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують середнє, дисперсію, асиметрію та ексцес розподілів параметрів анізотропії.

У результати визначаються кількісні діагностично актуальні взаємозв'язки між статистичними моментами та патологічними або некротичними змінами просторово-орієнтаційної структури полікристалічної архітекtonіки біологічних тканин органів людини (міокард, матка, простата, нирка, мозок, щитовидна залоза та ін.). На цій основі визначаються найбільш чутливі до змін оптичної анізотропії статистичні моменти – маркери патологічних або некротичних змін.

О. В. ОЛАР, М. С. ГАВРИЛЯК, М. П. ГОРСЬКИЙ, В. Г. ЖИТАРЮК, 2024

Застосування таких Мюллер-матричних маркерів у рамках доказової медицини забезпечило високий рівень диференціальної діагностики раку та його стадій, можливість детектування давності і причин настання смерті, давності травматичних ушкоджень [11-16].

Разом з тим, основним недоліком Мюллер-матричного картографування виявилася залежність експериментальних даних від величини деполаризації лазерного випромінювання, яка не тільки інтегрально усереднює поляризаційні розподіли, але й “руйнує” однозначність взаємозв’язків між поляризаційно-неоднорідними об’єктними полями та параметрами полікристалічних шарів біологічних тканин. Окрім цього, клінічне одержання зразків біологічних тканин потребує травматичної операції біопсії і не завжди є безпечним.

Тому актуальним є подолання негативного впливу багаторазово розсіяного деполаризованого фону, а також імплементація принципів Мюллер-матричної томографії для іншого, більш легко доступного класу об’єктів – біологічних рідин органів людини.

Наша робота спрямована на вирішення цих проблем у рамках експериментальної медицини шляхом дослідження можливостей Мюллер-матричної інтерферометрії поляризаційних мап цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок випоту колото-різаних ран щурів у диференціальній діагностиці важкості некротичних змін біологічних тканин.

КОРОТКА ТЕОРІЯ ФОРМУВАННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ СТРУКТУРНОСТІ ОБ’ЄКТНОГО ПОЛЯ ПЛІВОК ВИПОТУ

У даній частині наведено короткий теоретичний огляд процесів формування поляризаційної структурності однократно розсіяної компоненти об’єктного лазерного поля полікристалічної плівки випоту, - рис. 1.

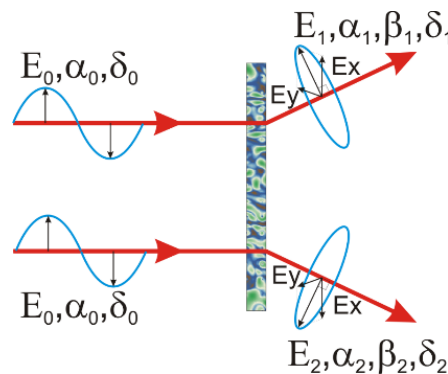


Рисунок 1 - Розсіювання з переважаючими однократними актами взаємодії

Зазначимо, що така компонента є найбільш інформативною про полікристалічну архітектоніку полікристалічної плівки випоту і може бути виділена шляхом фазового сканування алгоритмічно відтвореного поля комплексних амплітуд в схемі інтерферометра Маха-Цандера [17-23], - рис. 2.

Для реалізації умов азимутально-інваріантної відновлюваності даних серійних вимірювань опромінювання полікристалічної плівки випоту здійснюємо циркулярно поляризованим (⊗) лазерним пучком. Вектор Стокса такого пучка має вигляд $VS^0(\otimes)$

$$VS^0(\otimes) = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}. \quad (1)$$

За умов однократної взаємодії ($l = 1$) з фазово анізотропним доменом (лінійне LB і циркулярне CB двопронезаломлення) з геометричним розміром l і орієнтацією оптичної осі y у кожній точці з координатою (r) ми використовуємо наступний Мюллер-матричний оператор []

$$\{Q\}_{l=1}(r) = \{CB\}_{l=1}\{LB\}_{l=1} = \left(\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & q_{22}(\gamma; \delta; \xi) & q_{23}(\gamma; \delta; \xi) & q_{24}(\gamma; \delta; \xi) \\ 0 & q_{32}(\gamma; \delta; \xi) & q_{33}(\gamma; \delta; \xi) & q_{34}(\gamma; \delta; \xi) \\ 0 & q_{42}(\gamma; \delta; \xi) & q_{43}(\gamma; \delta; \xi) & q_{44}(\gamma; \delta; \xi) \end{bmatrix} \right)_{l=1} (r). \quad (2)$$

Тут $\{CB\}_{l=1}$ – матриця Мюллера циркулярного двопронезаломлення або оптичної активності

$$\{CB\}_{l=1}(r) = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \omega_{22} & \omega_{23} & 0 \\ 0 & \omega_{32} & \omega_{33} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}, \omega_{ab} = \begin{cases} \omega_{22} = \omega_{33} = \cos 2\xi; \\ \omega_{23} = -\omega_{32} = \sin 2\xi. \end{cases} \quad (3)$$

Лінійне двопронезаломлення характеризується наступним Мюллер-матричним оператором $\{LB\}_{l=1}(r)$

$$\{LB\}_{l=1}(r) = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & d_{22} & d_{23} & d_{24} \\ 0 & d_{32} & d_{33} & d_{34} \\ 0 & d_{42} & d_{43} & d_{44} \end{vmatrix}(r), d_{ab} = \begin{cases} d_{22} = \cos^2 2\gamma + \sin^2 2\gamma \cos \delta; \\ d_{23} = d_{32} = \cos 2\gamma \sin 2\gamma (1 - \cos \delta); \\ d_{33} = \sin^2 2\gamma + \cos^2 2\gamma \cos \delta; \\ d_{42} = -d_{24} = \sin 2\gamma \sin \delta; \\ d_{34} = -d_{43} = \cos 2\gamma \sin \delta; \\ d_{44} = \cos \delta. \end{cases} \quad (4)$$

Тут q_{ab} – матричні елементи, $\delta = (2\pi/\lambda)\Delta nh$ – LB фазовий зсув; ξ – CB кут повороту оптичної активності; λ – довжина хвилі; h – геометрична товщина.

Узагальнений вигляд матриці Мюллера фазової анізотропії полікристалічної плівки випоту може бути представлений наступним чином

$$\{Q\}_{l=1}(\gamma; \delta; \xi, r) = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & (\omega_{22}d_{22} + \omega_{23}d_{32})_{22} & (\omega_{22}d_{23} + \omega_{23}d_{33})_{23} & (\omega_{22}d_{24} + \omega_{23}d_{34})_{24} \\ 0 & (\omega_{32}d_{22} + \omega_{33}d_{32})_{32} & (\omega_{32}d_{23} + \omega_{33}d_{33})_{33} & (\omega_{32}d_{24} + \omega_{33}d_{34})_{34} \\ 0 & d_{42} & d_{43} & d_{44} \end{vmatrix}(r) \quad (5)$$

З використанням (5) запишемо матричне рівняння процесу локальної ($l = 1$) однократної (\odot) зміни поляризаційної структури лазерного зонда $VS^0(\otimes)$

$$VS_{l=1}^{\odot}(r, \alpha_i, \beta_i) = \{Q\}_{l=1}(r)VS^0(\otimes). \quad (6)$$

У результаті формуються наступні значення азимута $\alpha_{l=1}^{\odot}$ і еліптичності $\beta_{l=1}^{\odot}$ поляризації

$$\begin{cases} \alpha_{l=1}^{\odot}(r) = 0.5 \arctan \left(VS_{3;l=1}^{\odot} / VS_{2;l=1}^{\odot} \right)(r); \\ \beta_{l=1}^{\odot}(r) = 0.5 \arcsin \left(VS_{4;l=1}^{\odot} / VS_{1;l=1}^{\odot} \right)(r). \end{cases} \quad (7)$$

Тут $(VS_{t=1;2;3;4}^{\odot}(r))_{l=1}$ – компоненти вектора Стокса одноразово розсіяного пучка у точці r .

У розгорнутому вигляді (з урахуванням (1) and (5)) рівняння (7) набувають наступного вигляду

$$\begin{cases} \alpha_{l=1}^{\odot}(r) = 0.5 \arctan \left((\omega_{32}d_{24} + \omega_{33}d_{34})_{34} / (\omega_{22}d_{24} + \omega_{23}d_{34})_{24} \right) = \\ \quad = 0.5 \arctan(\cotan 2(\gamma + \xi))(r); \\ \beta_{l=1}^{\odot}(r) = 0.5 \arcsin(d_{44}) = 0.5 \arcsin(\cos \delta)(r). \end{cases} \quad (8)$$

Рівняння (8) є аналітичним взаємозв'язком між поляризаційними параметрами цифрового зображення і параметрами оптичної анізотропії полікристалічної плівки випоту у кожній точці (r).

Відповідні цифрові поляризаційні мапи приймають наступний вигляд

$$\begin{cases} Az^\ominus((\gamma; \delta; \xi), m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^\ominus(\gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^\ominus(\gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^\ominus(\gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^\ominus(\gamma; \delta; \xi). \end{pmatrix}; \\ Ell^\ominus((\gamma; \delta; \xi), m, n) = \begin{pmatrix} \beta_{11}^\ominus(\gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{1n}^\ominus(\gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \beta_{m1}^\ominus(\gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{mn}^\ominus(\gamma; \delta; \xi). \end{pmatrix}. \end{cases} \quad (9)$$

Тут $(x, y) \equiv (m, n)$ – пікселі цифрової камери.

МЮЛЛЕР-МАТРИЧНИЙ МЕТОД ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ ІНТЕРФЕРОМЕТРІЇ

На рис. 2 представлена оптична схема поляризаційного-інтерферометра Маха-Цандера, яка реалізує методіку покрокового фазового сканування алгоритмічно відтвореного поля комплексних амплітуд полікристалічної плівки випоту.

Детальний опис схеми, характеристика її оптичних і оптоелектронних елементів, а також методіка цифрового Фур'є відтворення комплексних амплітуд за розподілами інтенсивностей поляризаційно відфільтрованих інтерференційних картин у площині зображення біологічного зразку детально представлена у циклі наукових праць [17-23].

У даній роботі ми наводимо результати експериментального вимірювання поляризаційних мап однократно розсіяної компоненти об'єктного поля зразків полікристалічних плівок випоту колото-різаних ран щурів з різним ступенем некротичних змін.

Часовий моніторинг проводився на протязі 48 годин з інтервалами по 6 годин.

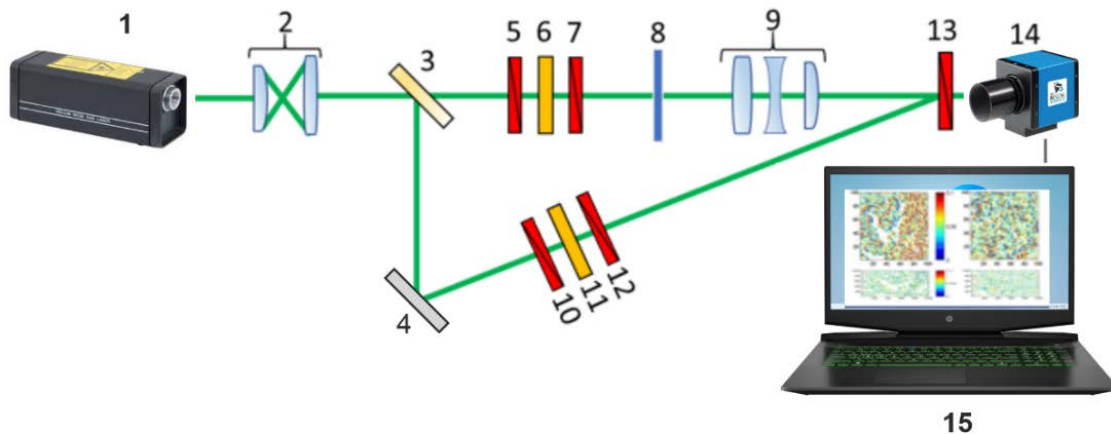


Рисунок 2 – Мюллер-матричний поляризаційний інтерферометр.

1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3 – напівпрозорий світлоподільник; 5,7,10,12 і 13 – поляризатори; 6 і 11 – чвертьхвильові пластинки; 8 – експериментальний зразок; 9 – проєкційний об'єктив; 14 – цифрова камера; 15 – комп'ютер.

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

На серії фрагментів рис. 3 – рис. 5 представлені поляризаційні мапи і гістограми розподілів азимута (верхній рядок) і еліптичності (нижній рядок) мікроскопічних зображень полікристалічних плівок випоту колото-різаних ран щурів з різною давністю нанесення ушкодження T , год.

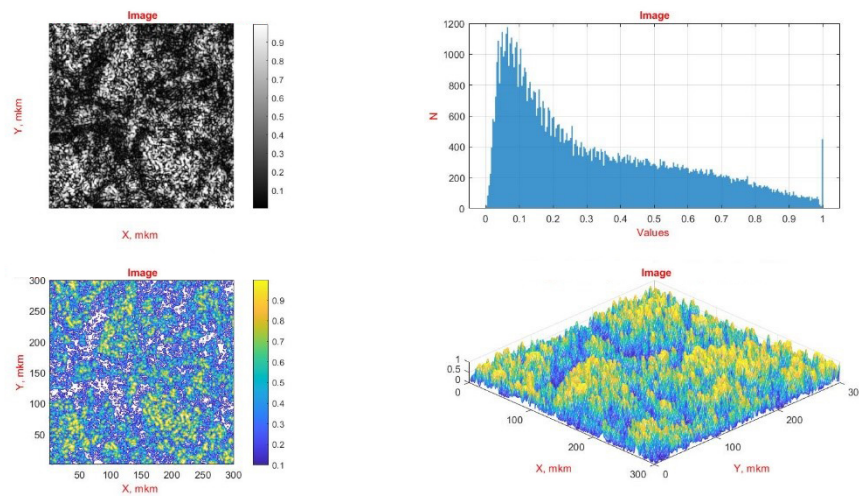


Рисунок 3 – Поляризаційні карти і гістограми розподілів азимута (верхній рядок) і еліптичності (нижній рядок) цифрового мікроскопічного зображення полікристалічної плівки випоту рани з давністю $T = 0$ год.

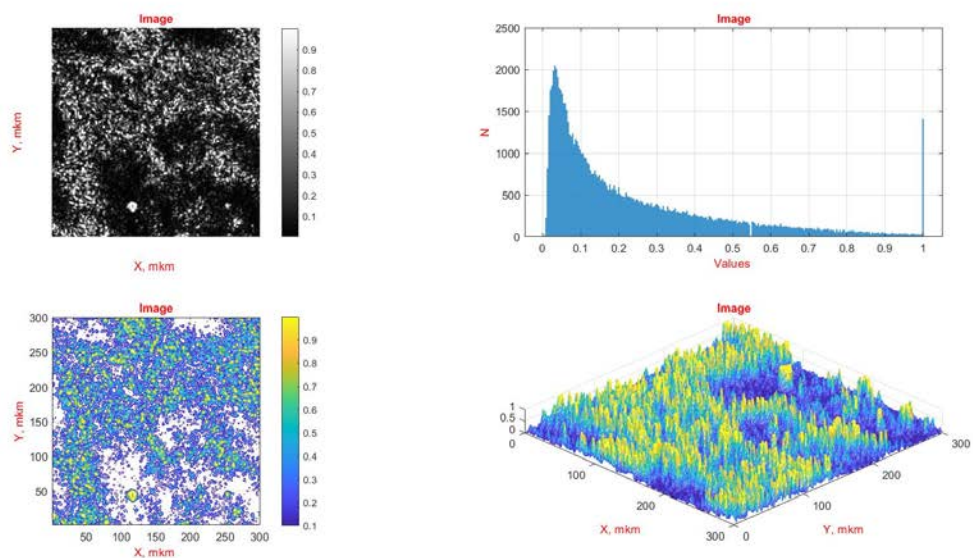


Рисунок 4 – Поляризаційні карти і гістограми розподілів азимута (верхній рядок) і еліптичності (нижній рядок) цифрового мікроскопічного зображення полікристалічної плівки випоту рани з давністю $T = 12$ год.

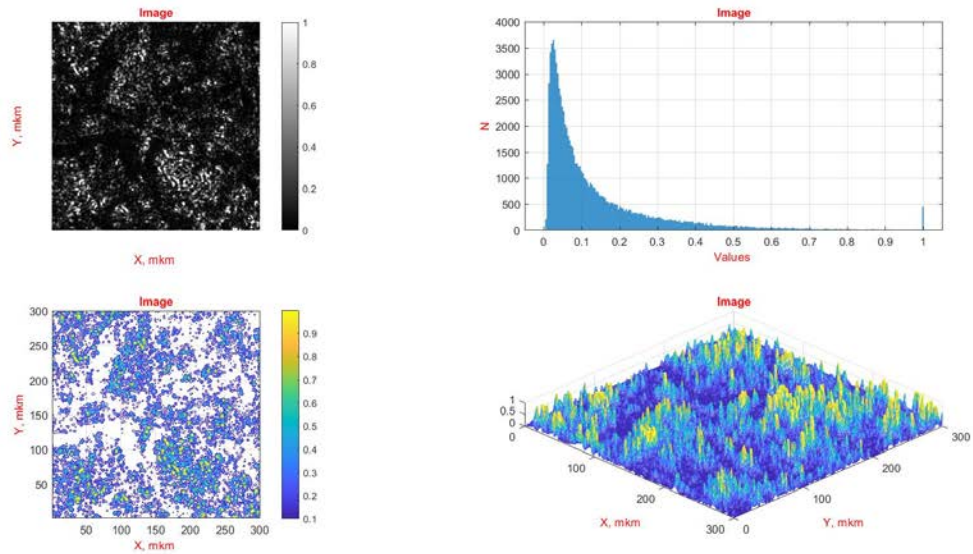


Рисунок 5 – Поляризаційні мапи і гістограми розподілів азимута (верхній рядок) і еліптичності (нижній рядок) цифрового мікроскопічного зображення полікристалічної плівки випоту рани з давністю $T = 24$ год.

Порівняльний аналіз часової динаміки зміни структури поляризаційних мап цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок випоту виявив виразну тенденцію некротичної руйнації оптичної анізотропії надмолекулярних мереж.

Згідно розроблених нами модельних (рис. 1) і теоретичних уявлень процесів формування

$$\text{поляризаційних мап} \begin{cases} Az^\circ(\gamma; \delta; \xi, m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^\circ(\gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^\circ(\gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^\circ(\gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^\circ(\gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}; \\ EU^\circ(\gamma; \delta; \xi, m, n) = \begin{pmatrix} \beta_{11}^\circ(\gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{1n}^\circ(\gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \beta_{m1}^\circ(\gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{mn}^\circ(\gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}. \end{cases} \text{оптично анізотропної}$$

архітектоники полікристалічної плівки випоту (співвідношення (1) – (8)) впливає, що часове зменшення амплітуд і діапазонів зміни розподілів азимута і еліптичності поляризації відповідає зменшенню рівня лінійного і циркулярного двопронезаломлення.

Кількісно виявлені некротичні трансформації оптичної анізотропії полікристалічних надмолекулярних мереж плівок випоту ілюструють результати статистичного аналізу поляризаційних мап, які наведені у таблиці 1.

Таблиця 1

Статистичні моменти поляризаційних мап полікристалічних плівок випоту

Мапи азимута поляризації $Az^\circ(\gamma; \delta; \xi, m, n)$			
Давність рани, $T = 24$ год	$T = 0$	$T = 12$	$T = 24$
Середнє	$0,78 \pm 0,004$	$0,41 \pm 0,02$	$0,26 \pm 0,03$
Дисперсія	$0,46 \pm 0,05$	$0,23 \pm 0,01$	$0,09 \pm 0,005$
Асиметрія	$0,31 \pm 0,02$	$0,57 \pm 0,03$	$0,88 \pm 0,05$
Ексцес	$0,39 \pm 0,03$	$0,69 \pm 0,04$	$1,45 \pm 0,08$
Мапи еліптичності поляризації $EU^\circ(\gamma; \delta; \xi, m, n)$			
Давність рани, $T = 24$ год	$T = 0$	$T = 12$	$T = 24$
Середнє	$0,21 \pm 0,01$	$0,12 \pm 0,007$	$0,07 \pm 0,004$
Дисперсія	$0,13 \pm 0,01$	$0,09 \pm 0,005$	$0,04 \pm 0,002$
Асиметрія	$0,77 \pm 0,04$	$1,27 \pm 0,07$	$2,38 \pm 0,2$
Ексцес	$1,31 \pm 0,08$	$2,22 \pm 0,2$	$3,43 \pm 0,4$

Установлено, що найбільш чутливими (у межах 3-х – 4-х кратної зміни величини) до часових некротичних змін оптично анізотропної архітектоники надмолекулярних мереж полікристалічних плівок ліквору є дисперсія та ексцес координатних розподілів мап

$$\begin{cases} Az^\circ(\gamma; \delta; \xi), m, n = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^\circ(\gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^\circ(\gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^\circ(\gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^\circ(\gamma; \delta; \xi). \end{pmatrix}; \\ Ell^\circ(\gamma; \delta; \xi), m, n = \begin{pmatrix} \beta_{11}^\circ(\gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{1n}^\circ(\gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \beta_{m1}^\circ(\gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{mn}^\circ(\gamma; \delta; \xi). \end{pmatrix}. \end{cases}$$

ПЕРСПЕКТИВИ ПОДАЛЬШИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Розроблена і експериментально апробована система Мюллер-матричної інтерферометрії фазової селекції та відтворення поляризаційних мап однократно розсіяної компоненти об'єктних полів дегідратованих плівок випоту виявилася ефективною у детектуванні ступеня важкості некротичних змін ушкоджених біологічних тканин шурів.

З метою подальшого розширення функціональних можливостей і покращення чутливості та точності Мюллер-матричної інтерференційної системи пропонується використання принципів лазерно-індукованої автофлуоресцентної поляриметрії.

Вказаний метод і система його реалізації забезпечать поєднання принципів поляризаційного аналізу лазерно-індукованої автофлуоресценції окремих молекулярних доменів полікристалічної архітектоники дегідратованих плівок різноманітних біологічних рідин.

Зокрема, перспективним є використання такого підходу для неінвазивного моніторингу та кількісного оцінювання процесів регенерації ран різного генезу.

ВИСНОВКИ

Представлено короткий теоретичний опис процесів формування поляризаційних мап однократно розсіяної складової об'єктного поля полікристалічних плівок випоту колото-різаних ран шурів.

Методом Мюллер-матричної поляризаційної інтерферометрії одержана серія поляризаційних мап азимута і еліптичності цифрових мікроскопічних зображень полікристалічних плівок випоту для різних часів після нанесення ушкодження.

Визначено статичні маркери детектування ступеня важкості некротичних змін ушкоджених біологічних тканин.

Дослідження виконано за підтримки грантів Національного фонду досліджень України 2022.01/0034 і №2023.03/0174.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ / REFERENCES

1. Lee H. R. et al. Digital histology with Mueller polarimetry and Fast DBSCAN. Appl. Opt. (2022). 61(32): 9616-9624.
2. Kim M. et al. Optical diagnosis of gastric tissue biopsies with Mueller microscopy and statistical analysis. J. Europ. Opt. Soc. Rapid Publ. (2022). 18(2):10.
3. Lee H. R. et al. Digital histology with Mueller microscopy: how to mitigate an impact of tissue cut thickness fluctuations. J. Biomed. Opt. (2019). 24(7): 076004.
4. Li P. et al. Analysis of tissue microstructure with Mueller microscopy: logarithmic decomposition and Monte Carlo modeling J. Biomed. Opt. (2020). 25(1): 015002.
5. Lee H. R. et al. Mueller microscopy of anisotropic scattering media: theory and experiments. Proc. SPIE 10677 Unconventional Optical Imaging (2018). 10677:1067718.
6. Ma H., He H., Ramella-Roman J. C. "Mueller matrix microscopy" In: J. C. Ramella-Roman, T. Novikova, editors. Polarized Light in Biomedical Imaging and Sensing. Springer: Cham (2023). p.281-321.

7. Ushenko YA, Koval GD, Ushenko AG, Dubolazov OV, et. al. Mueller-matrix of laser-induced autofluorescence of polycrystalline films of dried peritoneal fluid in diagnostics of endometriosis. *Journal of Biomedical Optics* 2016, 21 (7), 071116-071116.
8. Angelsky PO, Ushenko AG, Dubolazov AV et. al. The singular approach for processing polarization-inhomogeneous laser images of blood plasma layers. *Journal of Optics* 2013, 15 (4), 044030.
9. Angelsky OV, Ushenko AG, Pishak VP, et. al. Coherent introscopy of phase-inhomogeneous surfaces and layers. *Photonics, Devices, and Systems* 1999, 4016, 413-418.
10. Ushenko AG, Dubolazov AV, Ushenko VA, Novakovskaya. OY Statistical analysis of polarization-inhomogeneous Fourier spectra of laser radiation scattered by human skin in the tasks of differentiation of benign and malignant formations. *Journal of Biomedical Optics* 2016, 21 (7), 071110-071110.
11. Yermolenko S, Ushenko A, Ivashko P et. al. Spectropolarimetry of cancer change of biotissues. Ninth International Conference on Correlation Optics 2009, 7388, 404-410.
12. Ushenko VA, Hogan BT, Dubolazov A et.al. Embossed topographic depolarisation maps of biological tissues with different morphological structures. *Scientific Reports* 2021, 11 (1), 3871.
13. Olar EI, Ushenko AG, Ushenko YA. Correlation microstructure of the Jones matrices for multifractal networks of biotissues. *Laser Physics* 2004, 14 (7), 1012-1018.
14. Ushenko A, Sdobnov A, Dubolazov A, Grytsiuk M, Ushenko Y et.al. Stokes-correlometry analysis of biological tissues with polycrystalline structure. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics* 2018, 25 (1), 1-12.
15. Angelsky OV, Ushenko AG, Zenkova CY, Felde CV, et.al. Optical measurements: polarization and coherence of light fields. INTECH Open Access Publisher, 2012.
16. Pishak VP, Ushenko AG, Gryhoryshyn P, et.al. Polarization structure of biospeckle fields in crosslinked tissues of a human organism: 1. Vector structure of skin biospeckles. International Conference on Correlation Optics 1997, 3317, 418-424.
17. Peyvasteh M., Tryfonyuk L., Ushenko V. et al. 3D Mueller-matrix-based azimuthal invariant tomography of polycrystalline structure within benign and malignant soft-tissue tumours. *Laser Physics Letters* (2020). 17 (11):115606.
18. Ushenko V.A., Hogan B.T., Dubolazov A. et al. Embossed topographic depolarisation maps of biological tissues with different morphological structures. *Scientific Reports* (2021). 11 (1): 3871.
19. Zabolotna N.I, Sholota V.V., Maslovskiy V.Iu., Zhumahulova Sh. Nechitki modeli pryiniattia rishennia pry lazernii poliaryzatsiino invariantnii diahnozytsii ishemii miokarda. *Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii*. 2023. №1. S.97-105.
20. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). *Information Technology in Medical Diagnostics II*. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618.
21. *Metody i systemy lazernoi poliarymetrii optychnoi anizotropii zhovchi liudyny*. T. 2 / Ushenko O.H., Pavlov S.V., Zabolotna N.I. ta in. Vinnytsia: Edelveis, 2019. 337 s.
22. Perspectives of the application of medical information technologies for assessing the risk of anatomical lesion of the coronary arteries / Pavlov S. V., Mezhiievska I. A., Wójcik W. [et al.]. *Science, Technologies, Innovations*. 2023. №1(25), 44-55 p.
23. Wójcik, W.; Mezhiievska, I.; Pavlov, S.V.; et. al. Medical Fuzzy-Expert System for Assessment of the Degree of Anatomical Lesion of Coronary Arteries. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2023, 20, 979.

Надійшла до редакції 5.03.2024 р.

УШЕНКО ЮРІЙ ОЛЕКСАНДОРОВИЧ – д.ф.м.н., професор, зав. кафедрою комп'ютерних наук Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, м. Чернівці, Україна,
e-mail: yu.ushenko@chnu.edu.ua

СКЛЯРЧУК ВАЛЕРІЙ МИХАЙЛОВИЧ – д.ф.м.н., доцент кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, м. Чернівці, Україна,
e-mail: v.skliarchuk@chnu.edu.ua

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

ДУБОЛАЗОВ ОЛЕКСАНДР ВОЛОДИМИРОВИЧ – д.ф.м.н., професор кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, м. Чернівці, Україна, *e-mail: o.dubolazov@chnu.edu.ua*

СОЛТИС ІРИНА ВАСИЛІВНА – к.ф.м.н., доцент кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, м. Чернівці, Україна, *e-mail: i.soltys@chnu.edu.ua*

ОЛАР ОЛЕКСАНДР ВАЛЕРІУВИЧ – к.ф.м.н., асистент кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, м. Чернівці, Україна, *e-mail: o.olar@chnu.edu.ua*

ГАВРИЛЯК МИХАЙЛО СТЕПАНОВИЧ – к.ф.м.н., доцент кафедри кореляційної оптики Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, м. Чернівці, Україна, *e-mail: m.gavriliak@chnu.edu.ua*

ГОРСЬКИЙ МИХАЙЛО ПЕТРОВИЧ – к.ф.м.н., доцент кафедри комп'ютерних наук Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, м. Чернівці, Україна, *e-mail: m.gorskiy@chnu.edu.ua*

ЖИТАРЮК ВІКТОР ГРИГОРОВИЧ – к.ф.м.н., доцент кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, м. Чернівці, Україна, *e-mail: v.zhitariuk@chnu.edu.ua*

Yuriy USHENKO, Valeriy SCKLIARCUK, Olexander DUBOLAZOV, Irina SOLTYS, Olexander OLAR,
Mike GAVRILIAK, Mike GORSKIY, Victor ZHITARIUK

SYSTEM OF MUELLER-MATRIX INTERFEROMETRY OF POLYCRYSTALLINE FILMS OF EXHAUST FOR DIFFERENTIAL DIAGNOSTICS OF NECROTIC CHANGES IN WOUNDS OF BIOLOGICAL TISSUES

Yuriy Fedkovich Chernivtsi National University