

Оригінальна стаття

<https://doi.org/10.26565/2075-3810-2019-41-04>

УДК 535.361:535.555+577.3.0

МЕТОДИ І ЗАСОБИ АЗИМУТАЛЬНО-ІНВАРІАНТНОЇ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ ОПТИЧНО-АНІЗОТРОПНИХ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

**О.В. Олар, В.О. Ушенко, М.Ю. Сахновський, Ю.О. Ушенко, О.В. Дуболазов,
О.Г. Ушенко, А.В. Мотрич**

*Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича,
вул. Коцюбинського, 2, Чернівці, 58002, Україна
e-mail: a.dubolazov@chnu.edu.ua*

Надійшла до редакції 16 квітня 2018 р.

Прийнята 26 жовтня 2018 р.

Актуальність. Серед багаточисельних методів поляриметричного дослідження структури біологічних тканин особливе місце займає Мюллер-матрична поляриметрія (ММП). Даний метод дає виключно повну інформацію про поляризаційні прояви оптичних властивостей полікристалічної структури біологічних тканин різноманітних органів людини. Новим кроком у розвитку даної методики стало координатне картографування розподілів величини матричних елементів – Мюллер-матричних зображень (ММЗ). Проте, практичне застосування Мюллер-матричного методу у рутинній лабораторній практиці обмежено. Величина 12 із 16 елементів матриці Мюллера є залежною від повороту зразку відносно напрямку опромінення. Тому актуальним є подальший розвиток та узагальнення методик ММП з використанням координатних розподілів набору Мюллер-матричних інваріантів (ММІ) – азимутально незалежних елементів матриці Мюллера, їхніх комбінацій, матричних векторів та кутів між ними.

Мета роботи. Робота спрямована на теоретичне обґрунтування та експериментальну розробку методу азимутально-інваріантної поляриметрії частково-деполяризуючих оптично-анізотропних біологічних шарів на основі координатного Мюллер-матричного картографування гістологічних зрізів для диференціальної діагностики змін оптичної анізотропії, які пов'язані з виникненням патологічних станів.

Результати. Запропоновано та обґрунтовано метод азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування на прикладі оптично анізотропних зразків гістологічних зрізів міокарда. Одержано розподіли величини азимутально-інваріантного матричного елементу, суперпозиції матричних елементів та величини матричного вектору.

Висновки. Визначено залежності величин статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величин Мюллер-матричних інваріантів (ММІ) гістологічних зрізів міокарда. Проведено з позицій доказової медицини дослідження можливостей диференціації причини настання смерті внаслідок ішемічної хвороби серця (ІХС) та гострої коронарної недостатності (ГКН).

КЛЮЧОВІ СЛОВА: поляризація; інтерференція; поляриметрія; матриця Мюллера; біологічні тканини.

METHODS AND MEANS OF ASYMUTAL-INVARIANT MULLER MATRIX POLYARIMETRY OF OPTICAL AND ANISOTROPIC BIOLOGICAL LAYERS

**O.V. Olar, V.O. Ushenko, M.Yu. Sakhnovsky, Yu.O. Ushenko, O.V. Dubolazov,
O.G. Ushenko, A.V. Motrich**

Yuri Fedkovich Chernivtsi National University, 2, Kotsyubinskogo st., Chernivtsi, 58002, Ukraine

Background: Among the many methods of biological tissues structure polarimetric research, Muller-matrix polarimetry (MMP) has a special place. This method provides exclusively complete information about polarization manifestations of biological tissues of polycrystalline structure of various human organs optical properties. A new step in development of this technique was the coordinate mapping of the magnitude of the matrix elements distribution – Muller-Matrix images (MMI). However, the practical application of the Müller-matrix method is limited in routine laboratory practice. The size of 12 of 16 Müller matrix elements is dependent on the rotation of the sample relative to the direction of irradiation.

© Олар О.В., Ушенко В.О., Сахновський М.Ю., Ушенко Ю.О., Дуболазов О.В.,
Ушенко О.Г., Мотрич А.В., 2019

Therefore, further development and generalization of the MMP techniques using the coordinate distributions of the Muller-matrix invariant (MMI) set – azimuthally independent elements of the Müller matrix, their combinations, matrix vectors, and the angles between them.

Objectives: The work is aimed at the theoretical substantiation and experimental development of the azimuthally invariant polarimetry method of partially depolarizing optical anisotropic biological layers on the basis of coordinate Muller-matrix mapping of histological sections for differential diagnostics of changes in optical anisotropy, which are associated with the emergence of pathological states.

Results: The method of azimuthally invariant Muller-matrix mapping of optically anisotropic samples of the myocardium is proposed and grounded. The values of azimuthally invariant matrix element, superposition of matrix elements and the magnitude of the matrix vector distributions are obtained.

Conclusion: The magnitude of the 1st-4th order statistical moments' dependences, which characterize the distribution of the Muller-matrix invariant (MMI) of the histological sections of the myocardium are determined. The study of the possibility of differentiating causes of death due to ischemic heart disease (IHD) and acute coronary insufficiency (ACI) conducted from the standpoint of evidence-based medicine.

KEY WORDS: polarization, interference, polarimetry; Müller's matrix, biological tissues.

МЕТОДЫ И СРЕДСТВА АЗИМУТАЛЬНО-ИНВАРИАНТНОЙ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЙ ПОЛЯРИМЕТРИИ ОПТИЧЕСКИ-АНИЗОТРОПНЫХ БИОЛОГИЧЕСКИХ СЛОЕВ

О.В. Олар, В.О. Ушенко, М.Ю. Сахновский, Ю.О. Ушенко, О.В. Дуболазов,

О.Г. Ушенко, А.В. Мотрич

*Черновицкий национальный университет имени Юрия Федьковича,
ул. Коцюбинского, 2, Черновцы, 58002, Украина*

Актуальность. Среди многочисленных методов поляриметрического исследования структуры биологических тканей особое место занимает Мюллер-матричная поляриметрия (ММП). Данный метод дает исключительно полную информацию о поляризационных проявлениях оптических свойств поликристаллической структуры биологических тканей различных органов человека. Новым шагом в развитии данной методики стало координатное картографирование распределений величины матричных элементов – Мюллер-матричных изображений (ММИ). Однако, практическое применение Мюллер-матричного метода в рутинной лабораторной практике ограничено. Размер 12 из 16 элементов матрицы Мюллера является зависимым от поворота образца относительно направления облучения. Поэтому актуальным является дальнейшее развитие и обобщение методик ММП с использованием координатных распределений набора Мюллер-матричных инвариантов (ММИ) – азимутально независимых элементов матрицы Мюллера, их комбинаций, матричных векторов и углов между ними.

Цель работы. Работа направлена на теоретическое обоснование и экспериментальную разработку метода азимутально-инвариантной поляриметрии частично-деполяризующих оптически анизотропных биологических слоев на основе координатного Мюллер-матричного картографирования гистологических срезов для дифференциальной диагностики изменений оптической анизотропии, связанные с возникновением патологических состояний.

Результаты. Предложен и обоснован метод азимутально-инвариантного Мюллер-матричного картографирования на примере оптически анизотропных образцов гистологических срезов миокарда. Получены распределения величины азимутально-инвариантного матричного элемента, суперпозиции матричных элементов и величины матричного вектора.

Выводы: Определены зависимости величины статистических моментов 1-го – 4-го порядков, характеризующих распределения величины Мюллер-матричных инвариантов (ММИ) гистологических срезов миокарда. Проведено с позиций доказательной медицины исследование возможности дифференциации причины наступления смерти в результате ишемической болезни сердца (ИБС) и острой коронарной недостаточности (ОКН).

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: поляризация; интерференция; поляриметрия; матрица Мюллера; биологические ткани.

Серед багаточисельних напрямків оптичної діагностики біологічних тканин [1-3] важливе місце займає Мюллер-матрична поляриметрия (ММП) [4-6]. Даний метод дає виключно повну інформацію про поляризаційні прояви оптичних властивостей біологічних тканин. Традиційно методи і засоби ММП розвивалися у межах двох граничних наближень. Перше – пошук взаємозв'язків між кутовими (індикатрисами) і

координатними (Мюллер-матричні зображення – ММЗ) розподілами елементів матриці Мюллера та структурою оптично-товстих, деполаризуючих біологічних тканин [7]. Друге – ММП оптично-тонких, недеполаризуючих біологічних шарів [8-10] з наступним відтворенням розподілів параметрів фазової та амплітудної анізотропії [11-20]. Разом з тим, більшість (12 з 16) елементів матриці Мюллера є азимутально-залежними. Тому актуальним є подальший розвиток та узагальнення методик ММП з використанням набору Мюллер-матричних інваріантів (ММІ).

Робота спрямована на розробку метода азимутально-інваріантної поляриметрії частково-деполаризуючих оптично-анізотропних біологічних шарів. Даний метод базується на визначенні та діагностичному використанні набору фізичних взаємозв'язків між розподілами азимутально-інваріантних поляризаційних параметрів, які характеризують оптичну анізотропію частково-деполаризуючих шарів біологічних тканин, і розподілами параметрів лінійного та циркулярного двоприменезаломлення таких об'єктів.

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

Мюллер-матричні інваріанти

Сукупність ММІ, які характеризують оптичну анізотропію біологічних шарів, має наступні аналітичні вирази:

– елементи матриці Мюллера

$$f_{11}, f_{14}, f_{41}, f_{44}; \quad (1)$$

– суперпозиції елементів матриці Мюллера

$$\Phi_{22+33} = (f_{22} + f_{33}), \quad (2)$$

$$\Phi_{23-32} = (f_{23} - f_{32}); \quad (3)$$

– довжини математичних векторів

$$\begin{cases} V_{12+13} = \sqrt{f_{12}^2 + f_{13}^2}, \\ V_{21+31} = \sqrt{f_{21}^2 + f_{31}^2}, \\ V_{42+43} = \sqrt{f_{42}^2 + f_{43}^2}, \\ V_{24+34} = \sqrt{f_{24}^2 + f_{34}^2}; \end{cases} \quad (4)$$

– кути

$$\cos(V_{42+43}, V_{24+34}) = \frac{\sqrt{(f_{42}^2 + f_{43}^2)}}{\sqrt{(f_{24}^2 + f_{34}^2)}}, \quad (5)$$

$$\begin{cases} \{V_{12;13}\} = \frac{1}{\sqrt{f_{12}^2 + f_{13}^2}} \begin{pmatrix} f_{12}^2 - f_{13}^2 \\ 2f_{12}f_{13} \end{pmatrix}, \\ \{V_{21;31}\} = \frac{1}{\sqrt{f_{21}^2 + f_{31}^2}} \begin{pmatrix} f_{21}^2 - f_{31}^2 \\ 2f_{21}f_{31} \end{pmatrix}, \\ \{V_{42;43}\} = \frac{1}{\sqrt{f_{42}^2 + f_{43}^2}} \begin{pmatrix} f_{42}^2 - f_{43}^2 \\ 2f_{42}f_{43} \end{pmatrix}, \\ \{V_{24;34}\} = \frac{1}{\sqrt{f_{24}^2 + f_{34}^2}} \begin{pmatrix} f_{24}^2 - f_{34}^2 \\ 2f_{24}f_{34} \end{pmatrix}, \end{cases} \quad (6)$$

$$V_{22;33;23;32} = \sqrt{(f_{22} - f_{33})^2 + (f_{23} - f_{32})^2}. \quad (7)$$

Таким чином, шляхом використання набору ММІ (співвідношення (1) – (7)) можна розширити можливості Мюллер-матричного картографування на статистичні або скрінінгові лабораторні дослідження зразків біологічних шарів (гістологічні зрізи та полікристалічні плівки) органів людини у різноманітних завданнях біомедичної діагностики.

Оптична схема Мюллер-матричної поляриметрії

На рис. 1 представлена оптична схема системи зображувальної Мюллер-матричної поляриметрії фазово-неоднорідних біологічних об'єктів. Дана система містить наступні функціональні блоки:

– блок лазерного зондування, що складається з He-Ne ($\lambda = 0,63\mu m$) лазера 1 та коліматора 2, який формує слабо інтенсивний ($W=5,0$ мВт) паралельний опромінюючий пучок діаметром 5 мм;

– блок формування стану поляризації зондуючого лазерного випромінювання, який складається з лінійних поляризаторів 5, 7 (B+W Kaesemann XS-Pro Polarizer MRC Nano) і чвертьхвильової пластинки 6 (Achromatic True Zero-Order Waveplate) та забезпечує формування трьох типів лінійної поляризації ($\alpha_0 = 0^0; 90^0; 45^0$), а також право циркулярно (\otimes) поляризованого лазерного випромінювання;

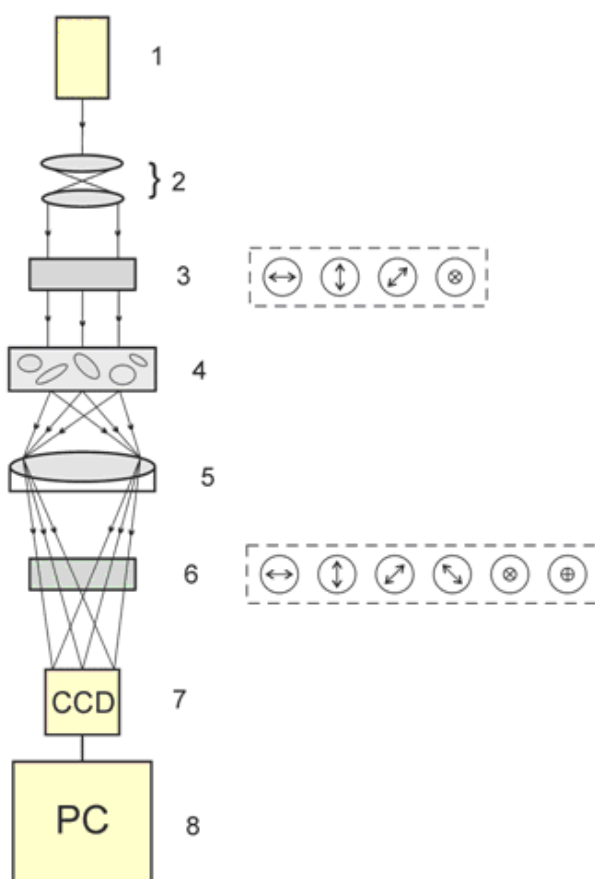


Рис. 1. Оптична схема системи поляризаційної Мюллер-матричної поляриметрії біологічних шарів.
Пояснення у тексті.

– об'єктний блок, який забезпечує кріплення, юстування та обертання зразку біологічного препарату 8;

– проєкційний блок, який за допомогою поляризаційного мікрооб’єктиву 9 (Nikon CFI Achromat P, фокусна відстань – 30мм, числова апертура – 0,1, збільшення – 4x) забезпечує формування мікроскопічного зображення біологічного препарату 8 в площині цифрової камери 12 (The Imaging Source DMK 41AU02.AS, monochrome 1/2" CCD, Sony ICX205AL (progressive scan); роздільна здатність – 1280x960; розмір світлочутливої площадки – 7600x6200мкм; чутливість – 0,05 lx; динамічний діапазон – 8 bit, SNR – 9 bit);

– блок поляризаційного аналізу містить чвертьхвильву пластинку 10 (Achromatic True Zero-Order Waveplate) і поляризатор 11 (B+W Kaesemann XS-Pro Polarizer MRC Nano) і забезпечує поляризаційний аналіз мікроскопічного зображення біологічного шару 8 за наступним алгоритмом $\Omega=0^\circ; 90^\circ; 45^\circ; 135^\circ; \otimes; \oplus$;

– блок цифрової реєстрації поляризаційно-відфільтрованих мікроскопічних зображень – цифрова CCD камера 12;

– блок обробки даних на базі PC 13 забезпечує обчислення координатних розподілів елементів матриці Мюллера $f_{ik}(x, y)$ і Мюллер-матричних інваріантів (ММІ – співвідношення (1) – (7)) частково деполаризуючих біологічних шарів.

Методика обчислення у межах кожного пікселя світлочутливої площадки цифрової камери 10 (рис. 1) сукупності елементів матриці Мюллера f_{ik} зразка частково деполаризуючого біологічного шару базується на традиційних для стокс-поляриметрії алгоритмах, які являють собою суперпозиції величини інтенсивності ортогонально-поляризованих складових амплітуди лазерного випромінювання для різних станів поляризації зондуемого пучка

$$\begin{aligned}
 f_{11} &= 0.5(S_1^0 + S_1^{90}); & f_{21} &= 0.5(S_2^0 + S_2^{90}); \\
 f_{12} &= 0.5(S_1^0 - S_1^{90}); & f_{22} &= 0.5(S_2^0 - S_2^{90}); \\
 f_{13} &= S_1^{45} - f_{11}; & f_{23} &= S_2^{45} - f_{21}; \\
 f_{14} &= S_1^{\otimes} - f_{11}; & f_{24} &= S_2^{\otimes} - f_{21}; \\
 f_{31} &= 0.5(S_3^0 + S_3^{90}); & f_{41} &= 0.5(S_4^0 + S_4^{90}); \\
 f_{32} &= 0.5(S_3^0 - S_3^{90}); & f_{42} &= 0.5(S_4^0 - S_4^{90}); \\
 f_{33} &= S_3^{45} - f_{31}; & f_{43} &= S_4^{45} - f_{41}; \\
 f_{34} &= S_3^{\otimes} - f_{31}; & f_{44} &= S_4^{\otimes} - f_{41}.
 \end{aligned} \tag{8}$$

Тут $S_{i=2;3;4}^{0;45;90;\otimes}$ – сукупність параметрів вектора Стокса в точках цифрового мікроскопічного зображення зразку частково деполаризуючого біологічного шару, що експериментально визначені для серії лінійно ($0^\circ; 45^\circ; 90^\circ$) та правоциркулярно (\otimes) поляризованого зондуемых лазерних пучків за наступними класичними співвідношеннями

$$\begin{aligned}
 S_{i=1}^{0;45;90;\otimes} &= I_0^{0;45;90;\otimes} + I_{90}^{0;45;90;\otimes}; \\
 S_{i=2}^{0;45;90;\otimes} &= I_0^{0;45;90;\otimes} - I_{90}^{0;45;90;\otimes}; \\
 S_{i=3}^{0;45;90;\otimes} &= I_{45}^{0;45;90;\otimes} - I_{135}^{0;45;90;\otimes}; \\
 S_{i=4}^{0;45;90;\otimes} &= I_{\otimes}^{0;45;90;\otimes} + I_{\oplus}^{0;45;90;\otimes}.
 \end{aligned} \tag{9}$$

Тут $I_{0;45;90;135;\otimes;\oplus}$ – поляризаційно-відфільтровані інтенсивності лазерного випромінювання, перетвореного біологічним об’єктом. Операція фільтрація відповідає наступним експериментальним діям – проходженню об’єктного пучка крізь лінійний

поляризатор 9 з кутами обертання осі пропускання Θ : 0° ; 45° ; 90° ; 135° ; 45° ; 90° , а також крізь систему фазової фільтрації “чвертьхвильова пластинка – поляризатор”, що виокремлює право- (\otimes) та ліво- (\oplus) циркулярно поляризовані складові об’єктного лазерного випромінювання.

Для експериментальної апробації можливостей діагностики змін оптичної анізотропії частково-деполяризуючих шарів біологічних тканин методом азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування шляхом визначення координатних розподілів сукупності ММІ f_{44} ; $\Phi_{22+33} = (f_{22} + f_{33})$ і $f_{41}; \{V_{12+13}\} = \sqrt{f_{12}^2 + f_{13}^2}$ було сформовано дві групи зразків міокарда:

- померлі внаслідок ішемічної хвороби серця (ІХС) – група 1 (34 зразки);
- померлі внаслідок гострої коронарної недостатності (ГКН) – група 2 (34 зразки).

Методика виготовлення зразків

Вибір техніки виготовлення гістологічних зрізів у наших поляриметричних дослідженнях оптичної анізотропії біологічних тканин пов’язаний з наступними обставинами.

Стандартне дослідження будови біологічної тканини в діагностичних цілях проводиться на зрізах, отриманих з біопсії матеріалу, зафіксованого розчином формаліну, зневодненого і залитого в парафін або інші синтетичні середовища (наприклад, парапласт, гістопласт і ін.) – санні та роторні мікротомі. Процес обробки тканини, що завершується виготовленням зрізів з парафінових блоків, тривалий і займає більше 42 годин [12].

Для поляриметричних досліджень оптичної анізотропії біологічних тканин такі зразки є непридатними. Це обумовлено тим, що фіксуючі матеріали володіють власною анізотропією, що спотворює поляризаційні прояви двоприменезаломлення і дихроїзму досліджуваних зразків біологічних тканин.

Окрім цього, у патологоанатомічній практиці разом з плановими проводяться термінові гістологічні дослідження – інтраопераційні біопсії. Час, що витрачається на отримання висновку в цих випадках, має становити не більше 20 хв. Парафінові зрізи не задовольняють даній вимозі.

Для швидкого отримання гістологічного препарату в біопсійній діагностиці застосовують швидке заморожування тканини з подальшим виготовленням зрізів за допомогою кріостату або заморожувальної приставки до мікротому. Така технологія, окрім експресності, забезпечує можливість прямого дослідження фазової та амплітудної анізотропії і тому знайшла застосування у всіх провідних світових лабораторіях поляриметричної діагностики структури біологічних тканин [1, 4-6].

Головним недоліком методу заморожувальної кріотомомії був вплив кристалізації води. Проте, отримання якісного замороженого зрізу можливе за рахунок швидкого заморожування тканини, при якому вода не кристалізується, а переходить в стан аморфного льоду [13].

Рішення зазначеної проблеми знайдено в заморожуванні зразка біоптату у n-гексані [14]. В результаті отримуються зрізи високої якості, що дозволяє проводити не тільки поляриметричні, але світлові мікроскопічні дослідження загального малюнку біологічних тканин, а також деталей їх клітинної будови.

Гістологічні зрізи біопсії міокарда виготовлялися на заморожувальному мікротомі за стандартною методикою і мали геометричну товщину $\sim 30 \mu m$. Діапазон зміни показника оптичної товщини складав $\tau = 0,21 \div 0,24$. Ступень деполіризації лежав у межах $\Lambda = 18\% \div 24\%$.

РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ

На серії рисунків (рис. 2 – рис. 5) представлені мапи ((1), (3)) і гістограми ((2), (4)) розподілів величини f_{44} (рис. 2); $\Phi_{22+33} = f_{22} + f_{33}$ (рис. 3), $\{V_{12+13}\} = \sqrt{f_{12}^2 + f_{13}^2}$ (рис. 4) і f_{41} (рис. 5), які характеризують прояви фазової (f_{44} , $\Phi_{22+33} = f_{22} + f_{33}$) та амплітудної $\{V_{12+13}\} = \sqrt{f_{12}^2 + f_{13}^2}$, f_{41} анізотропії гістологічних зрізів міокарда групи 1 і групи 2.

В таблицях 1-4 наведені середні \bar{Z}_i величини Z_i , які характеризують розподіли ММІ, та похибки ($\pm \sigma$) їх визначення.

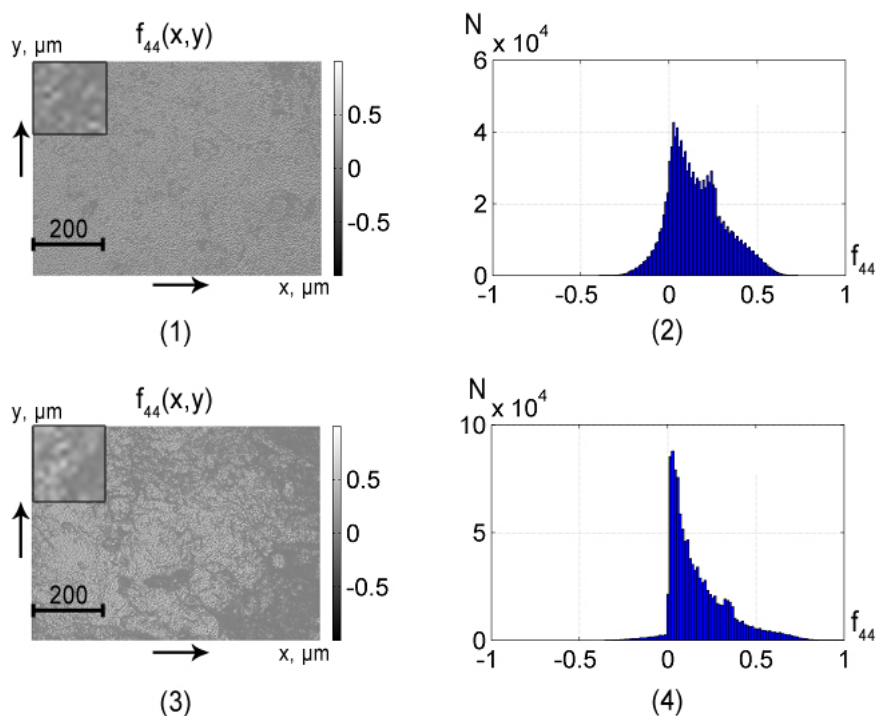


Рис. 2. Мапи (фрагменти (1),(3)) та гістограми розподілу (фрагменти (2),(4)) величини ММІ f_{44} частково деполяризуючих гістологічних зрізів міокарда групи 1 (фрагменти (1),(2)) і групи 2 (фрагменти (3),(4)).

Таблиця 1. Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини f_{44} гістологічних зрізів міокарда, та збалансована точність методу

| Z_i | ІХС ($n = 34$) | ГКН ($n = 34$) | $A_c, \%$ |
|-------|-------------------|-------------------|-----------|
| Z_1 | $0,230 \pm 0,011$ | $0,140 \pm 0,008$ | 76 |
| Z_2 | $0,180 \pm 0,009$ | $0,110 \pm 0,006$ | 69 |
| Z_3 | $0,320 \pm 0,018$ | $0,530 \pm 0,028$ | 93 |
| Z_4 | $0,380 \pm 0,021$ | $0,62 \pm 0,04$ | 95 |

Таблиця 2. Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ММІ $\Phi_{22+33} = f_{22} + f_{33}$ гістологічних зрізів міокарда, та збалансована точність методу

| Z_i | ІХС ($n = 34$) | ГКН ($n = 34$) | $A_c, \%$ |
|-------|-------------------|-------------------|-----------|
| Z_1 | $0,180 \pm 0,011$ | $0,110 \pm 0,007$ | 74 |
| Z_2 | $0,170 \pm 0,011$ | $0,120 \pm 0,008$ | 66 |
| Z_3 | $0,440 \pm 0,026$ | $0,57 \pm 0,03$ | 70 |
| Z_4 | $0,59 \pm 0,03$ | $0,71 \pm 0,04$ | 72 |

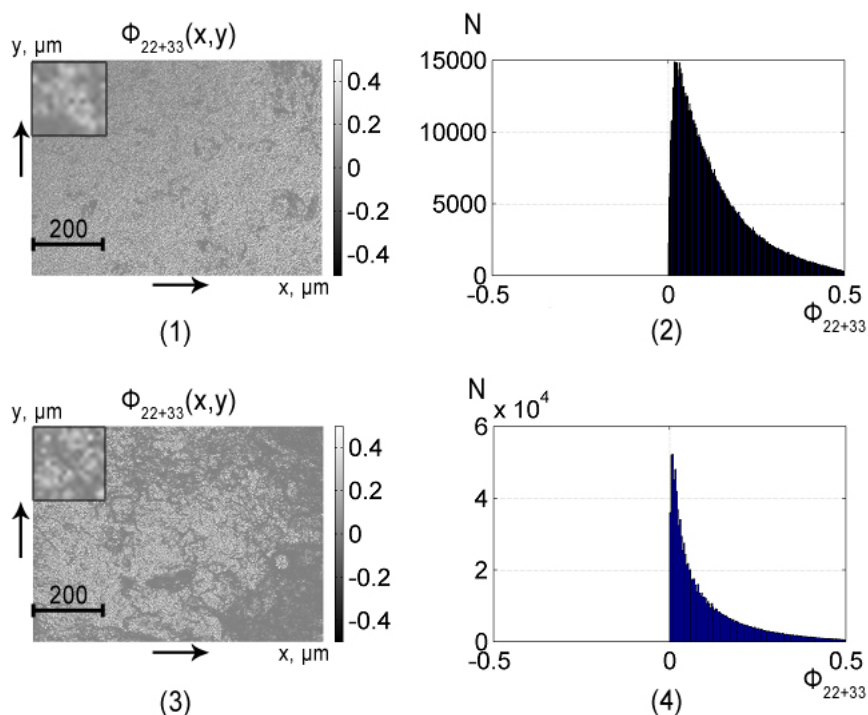


Рис. 3. Мапи (фрагменти (1),(3)) та гістограми розподілу (фрагменти (2),(4)) величини $\Phi_{22+33} = f_{22} + f_{33}$ частково деполаризуючих гістологічних зрізів міокарда групи 1 (фрагменти (1),(2)) і групи 2 (фрагменти (3),(4)).

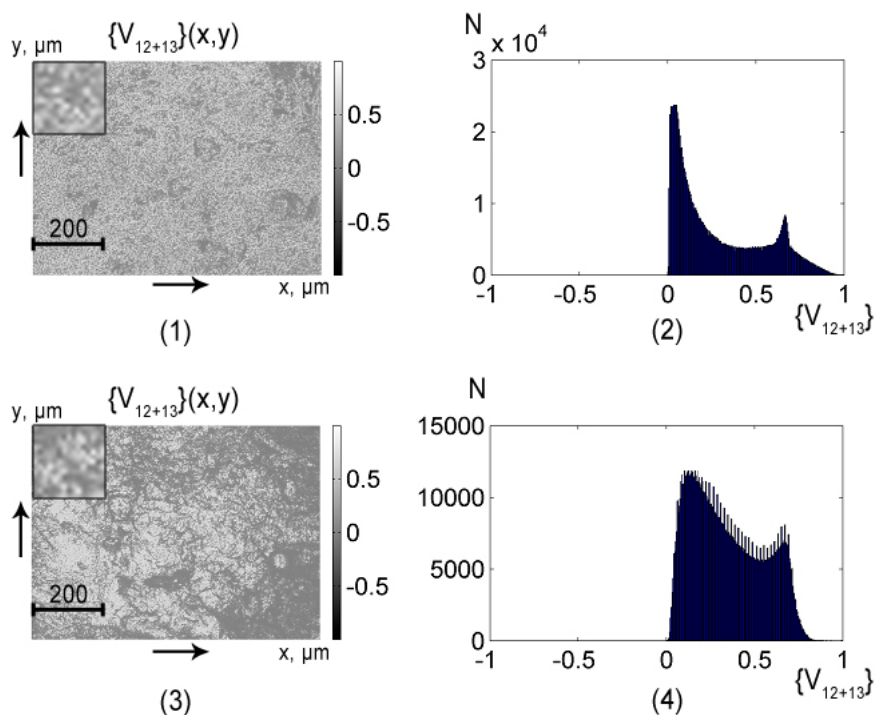


Рис. 4. Мапи (фрагменти (1),(3)) та гістограми розподілу (фрагменти (2),(4)) величини ММІ $\{V_{12+13}\} = \sqrt{f_{12}^2 + f_{13}^2}$ частково деполаризуючих гістологічних зрізів міокарда групи 1 (фрагменти (1),(2)) і групи 2 (фрагменти (3),(4)).

Таблиця 3. Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини ММІ $\{V_{12+13}\} = \sqrt{f_{12}^2 + f_{13}^2}$ гістологічних зрізів міокарда, та збалансована точність методу

| Z_i | ІХС ($n = 34$) | ГКН ($n = 34$) | $Ac, \%$ |
|-------|-------------------|-------------------|----------|
| Z_1 | $0,290 \pm 0,016$ | $0,410 \pm 0,024$ | 76 |
| Z_2 | $0,210 \pm 0,013$ | $0,360 \pm 0,018$ | 70 |
| Z_3 | $0,87 \pm 0,05$ | $0,430 \pm 0,028$ | 92 |
| Z_4 | $0,92 \pm 0,05$ | $0,51 \pm 0,03$ | 90 |

Порівняльний аналіз результатів, які одержані методом азимутально-інваріантного Мюллер-матричного картографування частково-деполяризуючих гістологічних зрізів міокарда з групи 1 (ІХС) та групи 2 (ГКН), виявив найбільші відмінності між розподілами величини ММІ лінійного двопронезаломлення f_{44} (рис. 2) та дихроїзму $\{V_{12+13}\} = \sqrt{f_{12}^2 + f_{13}^2}$ (рис. 4). Зокрема, максимальні відмінності мають місце для значень статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують асиметрію (Z_3) та ексцес (Z_4) розподілів $f_{44}(x, y)$ (1,65 рази – таблиця 1) і $\{V_{12+13}\}(x, y)$ (до 2-х разів – таблиця 3). Це забезпечує високий (відмінний $> 90\%$) рівень збалансованої точності [24] диференціації змін оптичної анізотропії міокарда, що обумовлені патологічними змінами його фібрилярної структури.

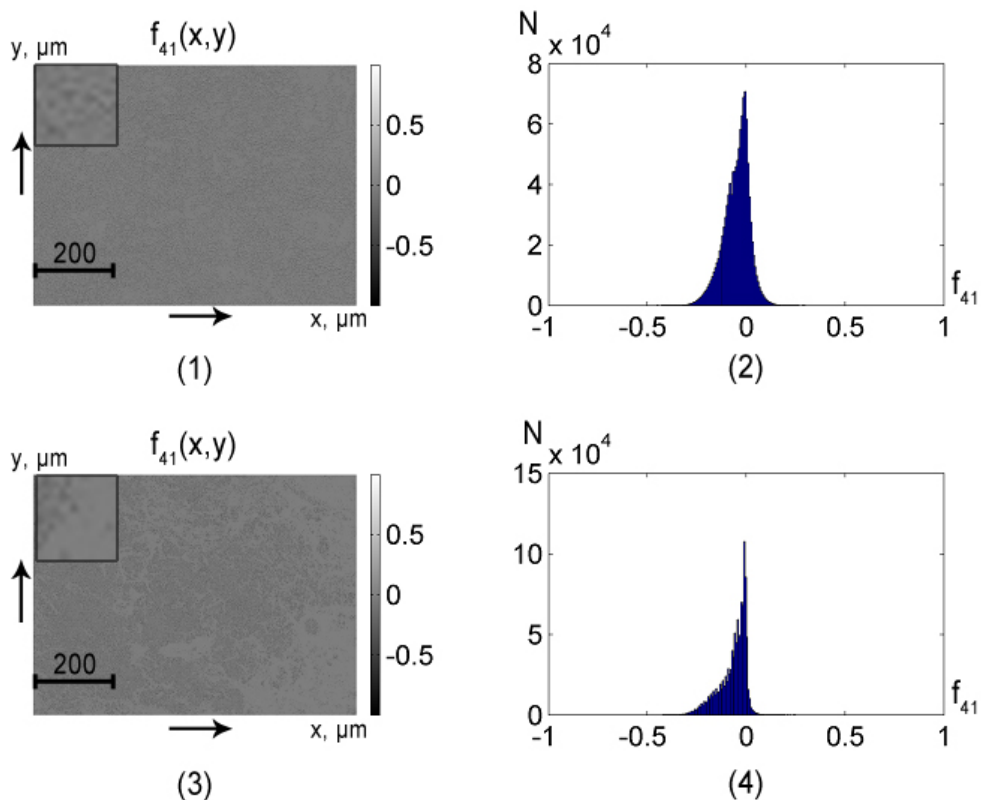


Рис. 5. Мапи (фрагменти (1),(3)) та гістограми розподілу (фрагменти (2),(4)) величини ММІ f_{41} частково деполаризуючих гістологічних зрізів міокарда групи 1 (фрагменти (1),(2)) і групи 2 (фрагменти (3),(4)).

Таблиця 4. Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини MMI f_{41} гістологічних зрізів міокарда, та збалансована точність методу

| Z_i | IXС ($n = 34$) | ГКН ($n = 34$) | $Ac, \%$ |
|-------|------------------|------------------|----------|
| Z_1 | $0,09 \pm 0,006$ | $0,06 \pm 0,004$ | 72 |
| Z_2 | $0,08 \pm 0,005$ | $0,07 \pm 0,005$ | 62 |
| Z_3 | $0,64 \pm 0,038$ | $0,78 \pm 0,043$ | 68 |
| Z_4 | $1,03 \pm 0,058$ | $1,27 \pm 0,075$ | 64 |

Отже, нами вперше реалізовано нове поліпшення широко відомих методів Мюллер-матричної поляриметрії біологічних тканин, які узагальнені в авторитетних оглядах [1, 4, 5], на випадок азимутально-інваріантного матричного картографування [11] реальних частково деполаризуючих біологічних шарів шляхом визначення набору Мюллер-матричних інваріантів лінійного та циркулярного двопронезаломлення. На цій основі, вперше у світовій практиці поляриметрії біологічних тканин [8-10, 15-23] реалізовано диференціацію некротичних змін полікристалічної структури деполаризуючих зразків міокарда.

ВИСНОВКИ

Завдяки вперше застосованому статистичному аналізу координатних розподілів Мюллер-матричних інваріантів біологічних шарів встановлено величини та діапазони зміни величини середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу, що характеризують розподіли f_{44} ; $\Phi_{22+33} = (f_{22} + f_{33})$ і f_{41} ; $\{V_{12+13}\} = \sqrt{f_{12}^2 + f_{13}^2}$ для частково деполаризуючих зразків міокарда ($\tau = 0,21 - 0,27$; $\Lambda = 29\% - 36\%$) з різним ступенем некротичних змін.

Встановлено нові (відсутні на даний час для частково деполаризуючих шарів) критерії диференціації відмінною ($> 90\%$) збалансованою точністю некротичних змін полікристалічної структури міокарда - максимальні відмінності мають місце для значень статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують асиметрію (Z_3) та ексцес (Z_4) розподілів $f_{44}(x, y)$ (1,65 рази) і $\{V_{12+13}\}(x, y)$ (до 2-х разів).

КОНФЛІКТ ІНТЕРЕСІВ


Автори повідомляють про відсутність конфлікту інтересів.

ПОДЯКА

Дана стаття виконана в рамках науково-дослідної роботи, що фінансується за рахунок коштів державного бюджету Міністерством освіти і науки України (номер бюджетної теми: №0116U001446).

Authors' ORCID ID

O. V. Olar  <http://orcid.org/0000-0003-1051-2811>

O. V. Dubolazov  <https://orcid.org/0000-0003-1051-2811>

Yu. A. Ushenko  <http://orcid.org/0000-0003-1767-1882>

REFERENCES

1. Tuchin, V. V., & Tuchin, V. (2007). Tissue optics: light scattering methods and instruments for medical diagnosis.

2. Wang, X., Yao, G., & Wang, L. V. (2002). Monte Carlo model and single-scattering approximation of the propagation of polarized light in turbid media containing glucose. *Applied optics*, 41(4), 792-801.
3. Wang, X., & Wang, L. V. (2002). Propagation of polarized light in birefringent turbid media: a Monte Carlo study. *Journal of Biomedical Optics*, 7(3), 279-291.
4. Ghosh, N., & Vitkin, A. I. (2011). Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook. *Journal of biomedical optics*, 16(11), 110801.
5. Ghosh, N., Wood, M., & Vitkin, A. (2010). Polarized Light Assessment of Complex Turbid Media Such as Biological Tissues Us-ing Mueller Matrix Decomposition. In *Handbook of photonics for biomedical science* (pp. 253–282). CRC Press.
6. Tynes, H. H., Kattawar, G. W., Zege, E. P., Katsev, I. L., Prikhach, A. S., & Chaikovskaya, L. I. (2001). Monte Carlo and multicomponent approximation methods for vector radiative transfer by use of effective Mueller matrix calculations. *Applied Optics*, 40(3), 400-412.
7. Khlebtsov, N. G., Maksimova, I. L., Meglinski, I., Wang, L. V., & Tuchin, V. V. (2016). Introduction to light scattering by biological objects.
8. Ushenko, A. G., & Pishak, V. P. (2004). Laser polarimetry of biological tissue: principles and applications. *Handbook of Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science*, 1, 93-138.
9. Angelsky, O. V., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. A., Pishak, V. P., & Peresunko, A. P. (2010). Statistical, correlation, and topological approaches in diagnostics of the structure and physiological state of birefringent biological tissues. In *Handbook of Photonics for Biomedical Science* (pp. 283-322). CRC Press.
10. Ushenko, Y. A., Boychuk, T. M., Bachynsky, V. T., & Mincer, O. P. (2013). Diagnostics of structure and physiological state of birefringent biological tissues: statistical, correlation and topological approaches. *Handbook of Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental Monitoring, and Materials Science*.
11. Ushenko, V. A., & Gavrylyak, M. S. (2013, September). Azimuthally invariant Mueller-matrix mapping of biological tissue in differential diagnosis of mechanisms protein molecules networks an sotropy. In *Biosensing and Nanomedicine VI* (Vol. 8812, p. 88120Y). International Society for Optics and Photonics. стр. 6-9.
12. Криволапов, Ю. А., & Леенман, Е. Е. (2006). *Морфологическая диагностика лимфом*. КОСТА. ст.6-9
13. Зинкин, А. Н., Зингилевская, Н. Г., & Мусельян, Б. Б. (1997). Кривовоздействие в оториноларингологии. *Методические рекомендации*.
14. Davis, D. A., Pellowski, D. M., & William Hanke, C. (2004). Preparation of frozen sections. *Dermatologic surgery*, 30(12p1), 1479-1485.
15. Ushenko, V. A., & Gorsky, M. P. (2013). Complex degree of mutual anisotropy of linear birefringence and optical activity of biological tissues in diagnostics of prostate cancer. *Optics and Spectroscopy*, 115(2), 290-297.
16. Ushenko, V. A., & Dubolazov, A. V. (2013, September). Correlation and self similarity structure of polycrystalline network biological layers Mueller matrices images. In *Applications of Digital Image Processing XXXVI* (Vol. 8856, p. 88562D). International Society for Optics and Photonics.
17. Ushenko, Y. A., Ushenko, V. A., Dubolazov, A. V., Balanetskaya, V. O., & Zabolotna, N. I. (2012). Mueller-matrix diagnostics of optical properties of polycrystalline networks of human blood plasma. *Optics and Spectroscopy*, 112(6), 884-892.
18. Ushenko, Y. A., Dubolazov, A. V., Balanetskaya, V. O., Karachevtsev, A. O., & Ushenko, V. A. (2012). Wavelet-analysis of polarization maps of human blood plasma. *Optics and Spectroscopy*, 113(3), 332-343.
19. Ushenko, V. O. (2013). Spatial-frequency polarization phasometry of biological polycrystalline networks. *Optical Memory and Neural Networks*, 22(1), 56-64.
20. Ushenko, V. A., Pavlyukovich, N. D., & Trifonyuk, L. (2013). Spatial-frequency azimuthally stable cartography of biological polycrystalline networks. *International Journal of Optics*, 2013, 683174. doi: 10.1155/2013/683174.
21. Ungurian, V. P., Ivashchuk, O. I., & Ushenko, V. O. (2011, November). Statistical analysis of polarizing maps of blood plasma laser images for the diagnostics of malignant formations. In *Tenth International Conference on Correlation Optics* (Vol. 8338, p. 83381L). International Society for Optics and Photonics.
22. Ushenko, V. A., Dubolazov, O. V., & Karachevtsev, A. O. (2014). Two wavelength Mueller matrix reconstruction of blood plasma films polycrystalline structure in diagnostics of breast cancer. *Applied optics*, 53(10), B128-B139.
23. Prysyazhnyuk, V. P., Ushenko, Y. A., Dubolazov, A. V., Ushenko, A. G., & Ushenko, V. A. (2016). Polarization-dependent laser autofluorescence of the polycrystalline networks of blood plasma films in the task of liver pathology differentiation. *Applied optics*, 55(12), B126-B132.
24. Robinson, S. P. (Ed.). (1996). *Principles of forensic medicine*. Cambridge University Press.