

МЕТОДИ І ЗАСОБИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНОГО ВІДТВОРЕННЯ І ДИСКРЕТНОГО ФАЗОВОГО СКАНУВАННЯ ДЖОНС- МАТРИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ ПЛІВОК ДЕГІДРАТОВАНОЇ ЖОВЧІ

Юрій Ушенко^{1*}, Ірина Солтис², Василь Гарасим², Олександр Салега²

¹Кафедра комп'ютерних наук, Навчально-науковий інститут фізико-технічних та комп'ютерних наук, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, вул. Сторожинецька, 101, м. Чернівці, 58029, Україна;

²Кафедра поліграфічних, мультимедійних і оптичних технологій, Навчально-науковий інститут фізико-технічних та комп'ютерних наук, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, вул. Сторожинецька, 101, м. Чернівці, 58029, Україна

*Автор для листування: y.ushenko@chnu.edu.ua

Надійшла до редакції 10 лютого 2025 р. Переглянута 31 жовтня 2025 р.

Прийнята до друку 10 листопада 2025 р.

Актуальність. Сучасні методи Мюллер-матричної поляриметрії спрямовані на визначення критеріїв та практичне застосування таких маркерів у диференціальній діагностиці патологічних і некротичних змін біологічних тканин органів людини. Разом з тим, маловивченими і актуальними є питання, пов'язані із матричними дослідженнями іншого класу об'єктів — дегідратованих (висушених) плівок біологічних рідин (БР), полікристалічна структура яких пов'язана зі складом і співвідношенням розчинених речовин. Поляриметрія дегідратованих плівок БР на макроскопічному рівні забезпечує можливість одержання інформації про її молекулярну мікроструктуру. Окрім цього, БР є більш легкодоступними і не потребують травматичної, часом небезпечної, біопсії.

Мета роботи. Розроблення та експериментальна апробація діагностичної ефективності нової техніки поляризаційно-інтерференційної реконструкції та пошарового фазового сканування об'єктних полів комплексних амплітуд з алгоритмічним відтворенням дійсної та уявної складових Джонс-матричних зображень полікристалічних плівок дегідратованої жовчі здорових донорів і хворих на жовчокам'яну хворобу.

Матеріали і методи. Використано поляризаційну інтерферометрію, цифрове фазове сканування та статистичний аналіз алгоритмічно відтворених дійсної та уявної складових Джонс-матричних зображень плівок дегідратованої жовчі.

Результати. Представлені та фізично проаналізовані результати статистичного аналізу методу поляризаційно-інтерференційного картографування з цифровим Фур'є відтворенням і фазовим скануванням розподілів комплексних амплітуд і алгоритмічним обчисленням дійсної та уявної складових Джонс-матричних зображень зразків плівок жовчі. Установлені максимально чутливі до змін полікристалічної структури дегідратованих плівок жовчі статистичні маркери і продемонстровано високу точність (97,6%) диференціальної діагностики жовчокам'яної хвороби.

Як цитувати: Ушенко Ю., Солтис І., Гарасим В., Салега О. Методи і засоби поляризаційно-інтерференційного відтворення і дискретного фазового сканування джонс-матричних зображень полікристалічних плівок дегідратованої жовчі. Біофізичний вісник. 2025;54:49–70. <https://doi.org/10.26565/2075-3810-2025-54-04>

Citation: Ushenko Y, Soltys I, Harasym V, Saleha O. Methods and means of polarization-interference layer reconstruction and discrete phase scanning of jones matrix images of polycrystalline films of dehydrated bile. Biophysical Bulletin. 2025;54:49–70. <https://doi.org/10.26565/2075-3810-2025-54-04>

Open Access. This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

Висновки. Установлені загальні сценарії трансформації статистичної структури сукупності Джонс-матричних зображень, які відтворені у різних фазових площинах об'єктного поля плівок дегідратованої жовчі. Визначено сукупність найбільш чутливих до патологічних змін структури самозібраних у процесі дегідратації молекулярних мереж (у подальшому надмолекулярних мереж) плівок жовчі діагностичних маркерів. Ними виявилися асиметрія та ексцес, які характеризують координатні розподіли величини дійсних та уявних складових елементів матриці Джонса.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: поляризація; матриця Джонса; оптична анізотропія; біологічна рідина; статистичні моменти; полікристалічні плівки дегідратованої жовчі.

За останні роки у різноманітних галузях медицини широкого та ефективного розповсюдження набули сучасні методи лазерної поляризаційної оптичної діагностики полікристалічної структури біологічних препаратів [1–4]. Методологічним узагальненням та розвитком методів і систем поляриметрії стали техніки Мюллер-матричної поляризаційного картографування, які забезпечують одержання вичерпної повної інформації про оптично анізотропну складову препаратів біологічних тканин і рідин [5–15].

Переважним чином весь арсенал методів і систем Мюллер-матричної поляриметрії спрямований на визначення і практичне застосування критеріїв (маркерів) диференціальної діагностики та динаміки патологічних і некротичних змін біологічних тканин органів людини. При цьому мало вивченими і актуальними на сьогодні є питання, пов'язані із матричними дослідженнями іншого класу об'єктів — полікристалічних плівок дегідратованих біологічних рідин (БР), які є більш легкодоступними і не потребують травматичної, часом небезпечної, біопсії.

БР є однією з найважливіших систем забезпечення життєдіяльності організму. Будь-які, як фізіологічні, так і патологічні процеси, що відбуваються в живому організмі, супроводжуються відповідними змінами на молекулярному рівні і можуть слугувати основою для діагностики різних захворювань на самих ранніх стадіях [16, 17]. Сучасна лабораторна та клінічна діагностика зосереджена в основному на визначенні численних кількісних показників (до прикладу, рівень гемоглобіну, еритроцитарні індекси, рівень гематокриту, кількість ретикулоцитів, швидкість осідання еритроцитів, кількість еритроцитів, тромбоцитів, лейкоцитів, білірубін, лужна фосфатаза, холестерин та багато інших), які характеризують БР. Морфологічні дослідження в біології та медицині зосереджені переважно на клітинних елементах, тоді як морфологічний аналіз БР донедавна залишався недоступним для клінічної практики [3]. Крапля БР, що лежить на горизонтальній площині, є зручною моделлю самоорганізованої системи для дослідження фізико-хімічних процесів, властивості якої визначаються складом розчинених у рідині речовин, умовами зовнішньої дегідратації та матеріалом підкладки [19, 20].

На сьогоднішній день для оцінки зображень дегідратованих плівок БР в основному використовується візуальний аналіз — світлова або поляризаційна мікроскопія [21–23]. При цьому важлива інформація про архітекtonіку надмолекулярних самоорганізованих мереж БР та їх оптичні анізотропні властивості, які можна отримати за допомогою поляризаційної інтроскопії, виявляється невідомою (недоступною). Наразі зроблено лише перші кроки в цьому напрямку. Так, у серії публікацій [24–35] розроблено та експериментально апробовано методи 2D поляризаційного картографування мікроскопічних зображень дегідратованих плівок крові та її плазми, сечі та інших БР з використанням різних (статистичних, кореляційних, Фур'є) алгоритмів обробки даних. В результаті були знайдені перші об'єктивні критерії (маркери), які забезпечили можливість диференціальної діагностики різних патологій в урології, гінекології та онкології. Однак подальший розвиток цих методів був обмежений наявністю деполаризованого багатократно розсіяного фону, який спотворює однозначність

взаємозв'язків між полікристалічною архітектонікою плівок дегідратованих БР і одержаними поляризаційними мапами (координатними розподілами азимута і еліптичності поляризації). Ще одним негативним фактором була відсутність алгоритмів диференціації компонент об'єктного поля з різною кратністю світлорозсіювання в об'ємі полікристалічних плівок дегідратованих БР.

Одним із шляхів подолання цих проблем стали нові лазерні методи пошарової поляризаційно-інтерференційної Мюллер-матричної поляриметрії полікристалічної архітектоніки біологічних тканин і рідин [36–41]. Суть цих методів полягає у можливості алгоритмічного 2D цифрового Фур'є відтворення об'єктних полів комплексних амплітуд з наступним їх дискретним фазовим скануванням. У результаті такого перетворення одержується масив величин ортогональних складових амплітуди і фазових зсувів між ними. Кожному рівню величини фазового зсуву у такому відтвореному полі відповідає певна кратність світлорозсіювання в об'ємі біологічного зразка. Шляхом покрокового фазового сканування можна мінімізувати вплив дифузного деполаризованого фону і виділити складову з мінімальною кратністю світлорозсіювання. Таким чином у даній фазовій вибірці серед множини комплексних амплітуд об'єктного поля реалізуються максимально сприятливі для диференціальної діагностики умови — алгоритмічного відтворення поляризаційних мап, які однозначно пов'язані зі параметрами полікристалічної архітектоніки дегідратованих плівок. Разом з тим, основним вимірюваним параметром в зазначених поляриметричних техніках є вектор Стокса, чотири параметри якого утворюються комбінаціями ортогонально поляризованих складових інтенсивності у точках лазерного об'єктного поля. Внаслідок цього зазначений векторно-параметричний підхід не забезпечує можливості реалізації прямої Фур'є-реконструкції розсіяних полів комплексних амплітуд з подальшим їх покроковим фазовим скануванням. При цьому необхідною умовою є проміжне «перекодування» розподілів дійсних і уявних складових комплексних амплітуд розсіяного лазерного поля в розподіли параметрів вектора Стокса. Одержані Стокс-параметричні масиви є базисом для алгоритмічного розрахунку сукупності Мюллер-матричних зображень для різних фазових вибірок об'єктного поля.

Наша робота спрямована на розроблення та експериментальну апробацію іншої, Джонс-матричної методології, яка більш адаптована до описання поляризаційно-неоднорідних лазерних полів полікристалічних плівок дегідратованих біологічних рідин. Зазначений аналітичний формалізм забезпечує можливість прямої поляризаційно-інтерференційної реконструкції і покрокового фазового сканування об'єктного поля комплексних амплітуд з алгоритмічним відтворенням пошарових дійсної та уявної складових Джонс-матричних зображень. Прикладним аспектом роботи є визначення найбільш чутливих до змін надмолекулярних мереж полікристалічних плівок дегідратованої жовчі статистичних маркерів, які характеризують зміни відповідних пошарових Джонс-матричних зображень. Зазначений підхід забезпечить можливість розширення функціональних можливостей ранньої доклінічної діагностики жовчно-кам'яної хвороби на її «доконкретній» латентній стадії відомими біохімічними і інструментальними (УЗ інтроскопія, комп'ютерна томографія та магнітно-резонансна томографія) методами [42].

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

Коротка теорія

У наближенні однократного розсіювання (коефіцієнт ослаблення $\tau \leq 0,01$) оптичні властивості полікристалічної плівки дегідратованої жовчі можуть бути описані за

допомогою шести типів механізмів оптичної анізотропії [43–46]. Перші три типи механізми пов'язані з формуванням фазових зсувів між лінійно ($0^\circ \div 90^\circ$; $45^\circ \div 135^\circ$) і циркулярно (право- ($\otimes$); ліво- ($\oplus$)) поляризованими ортами комплексної амплітуди оптичної хвилі. Вони одержали назву фазової анізотропії і характеризуються лінійним ($LB(0,90)$; $(45,135)$) і циркулярним $CB \otimes, \oplus$) двопроменезаломленням

$$LB_{0;90} = \frac{2\pi}{\lambda}(n_0 - n_{90})h, \quad (1)$$

$$LB_{45;135} = \frac{2\pi}{\lambda}(n_{45} - n_{135})h, \quad (2)$$

$$CB_{\otimes;\oplus} = \frac{2\pi}{\lambda}(n_{\otimes} - n_{\oplus})h, \quad (3)$$

де $(n_0, n_{90}, n_{45}, n_{135}, n_{\otimes}, n_{\oplus})$ — індекси заломлення-поглинання; $\lambda = 0,6328$ мкм — довжина хвилі (у нашому випадку He-Ne лазера); h — геометрична товщина шару.

Інші три типи механізмів формують амплітудну анізотропію — лінійний ($LD(0,90)$; $(45,135)$) і циркулярний ($CD \otimes, \oplus$) дихроїзм

$$LD_{0;90} = \frac{2\pi}{\lambda}(\chi_0 - \chi_{90})h, \quad (4)$$

$$LD_{45;135} = \frac{2\pi}{\lambda}(\chi_{45} - \chi_{135})h, \quad (5)$$

$$CD_{\otimes;\oplus} = \frac{2\pi}{\lambda}(\chi_{\otimes} - \chi_{\oplus})h, \quad (6)$$

де $(\chi_0, \chi_{90}, \chi_{45}, \chi_{135}, \chi_{\otimes}, \chi_{\oplus})$ — індекси поглинання.

Враховуючи незначне поглинання в червоній області спектру оптично тонкими полікристалічними плівками дегідратованої жовчі ми обмежились розглядом фазових зсувів, які обумовлені механізмами лінійного і циркулярного двопроменезаломлення ((1)–(3)). Поляризаційні прояви кожного з таких механізмів фазової анізотропії з вичерпною повнотою описуються наступними парціальними Джонс матричними операторами [43–46]

$$J(LB_{0;90}) = \begin{vmatrix} \exp(-0.5iLB_{0;90}) & 0 \\ 0 & \exp(0.5iLB_{0;90}) \end{vmatrix}, \quad (7)$$

$$J(LB_{45;135}) = \begin{vmatrix} \cos 0.5LB_{45;135} & -i \sin 0.5LB_{45;135} \\ -i \sin 0.5LB_{45;135} & \cos 0.5LB_{45;135} \end{vmatrix}, \quad (8)$$

$$J(CB_{\otimes;\oplus}) = \begin{vmatrix} \cos C B_{\otimes;\oplus} & \sin C B_{\otimes;\oplus} \\ -\sin C B_{\otimes;\oplus} & \cos C B_{\otimes;\oplus} \end{vmatrix}. \quad (9)$$

У відповідності з (7)–(9) матриця Джонса фазової анізотропії полікристалічної плівки дегідратованої жовчі приймає вигляд

$$\{J\} = \begin{vmatrix} j_{11} & j_{12} \\ j_{21} & j_{22} \end{vmatrix} =$$

$$= \left\| \begin{array}{cc} \cos 0.5|V| - i \frac{LB_{0;90}}{|V|} \sin 0.5|V| & \frac{(CB_{\otimes;\oplus} - iLB_{45;135})}{|V|} \sin 0.5|V| \\ - \frac{(CB_{\otimes;\oplus} + iLB_{45;135})}{|V|} \sin 0.5|V| & \cos 0.5|V| + i \frac{LB_{0;90}}{|V|} \sin 0.5|V| \end{array} \right\|. \quad (10)$$

Тут $|V|$ — модуль узагальненого вектору фазової анізотропії

$$|V| = (LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5}, \quad (11)$$

$$LB = \left((LB^2_{0;90}) + (LB^2_{45;135}) \right)^{0.5}. \quad (12)$$

Тут (12) означає інтегральний рівень лінійного двопронезаломлення.

Аналіз співвідношень (10)–(12) виявив, що кожен з сукупності комплексних елементів J_{ik} матриці Джонса $\{J\}$ є функціоналом параметрів лінійного (LB) і циркулярного ($CB_{\otimes;\oplus}$) двопронезаломлення надмолекулярних мереж полікристалічної плівки дегідратованої жовчі.

Експериментальну (діагностично актуальну) інформацію про структуру матриці Джонса полікристалічного шару дегідратованої жовчі традиційно отримують у вигляді її дійсної ($Re\{J\}$) та уявної ($Im\{J\}$) частин сукупності матричних елементів. У відповідності з цим можна одержати (співвідношення (10)) наступні вирази парціальних «дійсних» і «уявних» матричних операторів

$$Re\{J\} = \left\| \begin{array}{cc} \cos 0.5(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5} & \frac{CB_{\otimes;\oplus}}{(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5}} \sin 0.5(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5} \\ \frac{-CB_{\otimes;\oplus}}{(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5}} \sin 0.5(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5} & \cos 0.5(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5} \end{array} \right\|, \quad (13)$$

$$Im\{J\} = \left\| \begin{array}{cc} \frac{-LB_{0;90}}{(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5}} \sin 0.5(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5} & \frac{LB_{45;135}}{(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5}} \sin 0.5(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5} \\ \frac{LB_{45;135}}{(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5}} \sin 0.5(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5} & \frac{LB_{0;90}}{(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5}} \sin 0.5(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5} \end{array} \right\|. \quad (14)$$

Аналіз (13), (14) виявив аналітичні взаємозв'язки між параметрами двопронезаломлення полікристалічної плівки дегідратованої жовчі і ($Re\{J\}$) та ($Im\{J\}$):

- дійсні частини діагональних матричних елементів $J_{11;22}$ переважним чином визначаються співвідношеннями між фазовими зсувами, які сформовані інтегральним лінійним (12) і циркулярним (3) двопронезаломленням

$$Re(J_{11;22}) \sim LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus}, \quad (15)$$

- дійсні частини недіагональних матричних елементів $J_{12;21}$ переважним чином визначаються проявами циркулярного двопронезаломлення (3)

$$Re(J_{12;21}) \sim CB^2_{\otimes;\oplus}, \quad (16)$$

- за рахунок незначної величини параметрів фазової анізотропії ($\Delta n_{0;90;45;135;\otimes;\oplus} \sim 10^{-3}$) і реалізації відповідної до цього аналітичної умови

$\left(\sin 0.5 (LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5} / (LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})^{0.5} \right) \rightarrow 0.5$ уявні частини діагональних матричних елементів $J_{11;22}$ переважним чином визначаються проявами «орієнтаційного» (2) лінійного двопронезаломлення $LB_{0;90}$

$$Im(J_{11;22}) \sim LB_{0;90}, \quad (17)$$

• уявні частини недіагональних матричних елементів $J_{12;21}$ переважним чином визначаються проявами іншої складової «орієнтаційного» (3) лінійного двопронезаломлення $LB_{45;135}$

$$Im(J_{12;21}) \sim LB_{45;135}. \quad (18)$$

Методика Джонс-матричного картографування полікристалічних плівок дегідратованої жовчі

На рис. 1 приведено оптичну схему поляризаційного інтерферометра Маха-Цандера, яка слугує вимірною платформою для відтворення дійсної та уявної складових елементів матриці Джонса полікристалічних плівок дегідратованої жовчі.

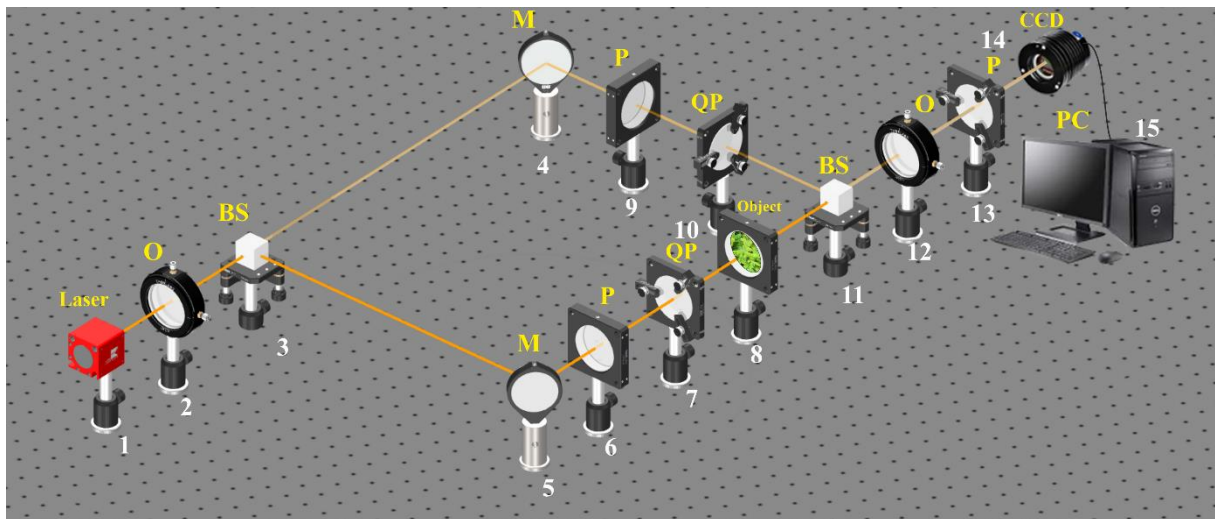


Рис. 1. Оптична схема поляризаційно-інтерференційного вимірювання елементів матриці Джонса: 1 — He-Ne лазер; 2 — коліматор — «О»; 3, 11 — світлоподільники — «BS»; 4, 5 — обертальні дзеркала — «М»; 6, 9, 13 — поляризатори «Р»; 7, 10 — чвертьхвильові пластинки — «QP»; 8 — зразок дегідратованої плівки біологічної рідини; 12 — поляризаційний об'єктив — «О»; 14 — цифрова камера — «CCD»; 15 — персональний комп'ютер — «PC».

Fig. 1. Optical setup of the polarization-interference measurement of the Jones matrix elements: 1 — He-Ne laser; 2 — collimator — «O»; 3, 11 — beam splitters — «BS»; 4, 5 — rotating mirrors — «M»; 6, 9, 13 — polarizers — «P»; 7, 10 — quarter-wave plates — «QP»; 8 — sample of a dehydrated biological-fluid film; 12 — polarization objective — «O»; 14 — digital camera — «CCD»; 15 — personal computer — «PC».

Паралельний пучок ($\varnothing = 2 \times 10^3 \mu m$) He-Ne ($\lambda = 0.6328 \mu m$) лазера 1, який сформований оптичним коліматором 2, за допомогою 50% світлоподільника 3 розділяється на «об'єктний» і «опорний». «Об'єктний» лазерний пучок обертальним дзеркалом 5 спрямовується крізь поляризаційний фільтр 6–7 у напрямку зразка

полікристалічної плівки дегідратованої жовчі 8. Сформоване поляризаційно-неоднорідне зображення зразка жовчі 8 поляризаційним об'єктивом 12 спрямовується у площину світлочутливих пікселів ($a \times b$) цифрової CCD камери 14. «Опорний або референтний» лазерний пучок обертальним дзеркалом 4 спрямовується крізь поляризаційний фільтр 9–10 у площину поляризаційно-неоднорідного мікроскопічного зображення зразка полікристалічної плівки дегідратованої жовчі 8. У результаті формується інтерференційна картина або інтерференційне зображення зразка 8. Сформоване інтерференційне зображення поляризаційно фільтрується шляхом повороту площини пропускання поляризатора-аналізатора 13, який розташований перед цифровою CCD камерою 14.

Методика поляризаційної інтерферометрії розподілів комплексних елементів матриці Джонса містить наступні експериментальні кроки та алгоритмічні дії:

1. Послідовно за допомогою поляризаційного фільтра формуються два колінеарних стани лінійної поляризації в «опромінюючому» (Ir) і «референтному» (Re) паралельних лазерних пучках - $Ir(0^0) - Re(0^0) \equiv p$ і $Ir(90^0) - Re(90^0) \equiv r$.

2. Для кожного сформованого стану лінійної поляризації (p і r) реєструються парціальні інтерференційні картини за допомогою обертання площини пропускання поляризатора-аналізатора 13 на кути $\Omega = 0^0$; $\Omega = 90^0$.

3. Розрахунок елементів матриці Джонса $\{J\}$ (співвідношення (10)) включає послідовне опромінення зразку полікристалічної плівки дегідратованої жовчі лінійно поляризованими пучками з азимутами 0^0 (вектор Джонса $\begin{pmatrix} 1 \\ 0 \end{pmatrix}$) і 90^0 (вектор Джонса $\begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix}$)

$$E^0 = \begin{pmatrix} E_x^0 \\ E_y^0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} j_{11} & j_{12} \\ j_{21} & j_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{pmatrix} j_{11} \\ j_{21} \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{cases} E_x^0 = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} j_{11} \\ j_{12} \end{pmatrix} \Rightarrow j_{11}, \\ E_y^0 = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} j_{11} \\ j_{12} \end{pmatrix} \Rightarrow j_{21}, \end{cases} \quad (19)$$

$$E^{90} = \begin{pmatrix} E_x^{90} \\ E_y^{90} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} j_{11} & j_{12} \\ j_{21} & j_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{pmatrix} j_{12} \\ j_{22} \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{cases} E_x^{90} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} j_{12} \\ j_{22} \end{pmatrix} \Rightarrow j_{21}, \\ E_y^{90} = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} j_{12} \\ j_{22} \end{pmatrix} \Rightarrow j_{22}. \end{cases} \quad (20)$$

4. Для кожного експериментального зареєстрованого координатного розподілу величини інтенсивності у парціальних інтерференційних картинах лазерного об'єктного поля зразка плівки жовчі застосовують цифрове двомірне Фур'є перетворення $\Phi(u, v)$ [36–41]

$$\begin{cases} j_{11} \equiv \Phi_x^0 = \frac{1}{A \times B} \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} E_x^0 (E_x^0)^*(a, b) \exp \left[-i2\pi \left(\frac{a \times v}{A} + \frac{b \times v}{B} \right) \right], \\ j_{21} \equiv \Phi_y^0 = \frac{1}{A \times B} \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} E_y^0 (E_y^0)^*(a, b) \exp \left[-i2\pi \left(\frac{a \times v}{A} + \frac{b \times v}{B} \right) \right], \\ j_{21} \equiv \Phi_x^{90} = \frac{1}{A \times B} \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} E_x^{90} (E_x^{90})^*(a, b) \exp \left[-i2\pi \left(\frac{a \times v}{A} + \frac{b \times v}{B} \right) \right], \\ j_{22} \equiv \Phi_y^{90} = \frac{1}{A \times B} \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} E_y^{90} (E_y^{90})^*(a, b) \exp \left[-i2\pi \left(\frac{a \times v}{A} + \frac{b \times v}{B} \right) \right]. \end{cases} \quad (21)$$

де $E_{x,y}^{0,90}$ — ортогональні компоненти комплексної амплітуди для різних орієнтацій площини пропускання поляризатора-аналізатора $\Omega = 0^0$; $\Omega = 90^0$; * — позначає операцію комплексного спряження; (u, v) — просторові частоти і $(a = 1120, b = 960)$ — кількість пікселів цифрової CCD камери.

5. З виразів (21) обчислюють дійсні (Re) та уявні (Im) складові сукупності елементів матриці Джонса

$$Re \begin{cases} j_{11} \equiv \Phi_x^0 = \frac{1}{A \times B} \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} E_x^0 (E_x^0)^*(a, b) \cos \left[2\pi \left(\frac{a \times v}{A} + \frac{b \times v}{B} \right) \right], \\ j_{21} \equiv \Phi_y^0 = \frac{1}{A \times B} \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} E_y^0 (E_y^0)^*(a, b) \cos \left[2\pi \left(\frac{a \times v}{A} + \frac{b \times v}{B} \right) \right], \\ j_{21} \equiv \Phi_x^{90} = \frac{1}{A \times B} \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} E_x^{90} (E_x^{90})^*(a, b) \cos \left[2\pi \left(\frac{a \times v}{A} + \frac{b \times v}{B} \right) \right], \\ j_{22} \equiv \Phi_y^{90} = \frac{1}{A \times B} \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} E_y^{90} (E_y^{90})^*(a, b) \cos \left[2\pi \left(\frac{a \times v}{A} + \frac{b \times v}{B} \right) \right]. \end{cases} \quad (22)$$

$$Im \begin{cases} j_{11} \equiv \Phi_x^0 = \frac{1}{A \times B} \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} E_x^0 (E_x^0)^*(a, b) \sin \left[2\pi \left(\frac{a \times v}{A} + \frac{b \times v}{B} \right) \right], \\ j_{21} \equiv \Phi_y^0 = \frac{1}{A \times B} \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} E_y^0 (E_y^0)^*(a, b) \sin \left[2\pi \left(\frac{a \times v}{A} + \frac{b \times v}{B} \right) \right], \\ j_{21} \equiv \Phi_x^{90} = \frac{1}{A \times B} \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} E_x^{90} (E_x^{90})^*(a, b) \sin \left[2\pi \left(\frac{a \times v}{A} + \frac{b \times v}{B} \right) \right], \\ j_{22} \equiv \Phi_y^{90} = \frac{1}{A \times B} \sum_{a=0}^{A-1} \sum_{b=0}^{B-1} E_y^{90} (E_y^{90})^*(a, b) \sin \left[2\pi \left(\frac{a \times v}{A} + \frac{b \times v}{B} \right) \right]. \end{cases} \quad (23)$$

Принципи пошарового фазового сканування полів комплексних амплітуд полікристалічних плівок дегідратованої жовчі

У реальному випадку багатократного розсіювання (коефіцієнт ослаблення $\tau > 0,01$) в об'ємі полікристалічної плівки дегідратованої жовчі алгоритмічно відтворені ((21)–(23)) Джонс-матричні зображення являють собою результат інтегрального усереднення по сукупності всіх фазових зсувів між ортогональними складовими комплексних амплітуд.

Для «виокремлення» діагностично актуальної складової об'єктного поля, яка сформована актами мінімального розсіювання ($\tau \rightarrow 0,01$), ми використали наступну методику.

1. Шляхом покрокового цифрового сканування φ_k фазового масиву $\varphi_{xy} = \varphi_{xy}^{90} - \varphi_{xy}^0$ у об'єктному полі комплексних амплітуд визначаються пошарові Джонс-матричні зображення $j_{ik}(\varphi_{xy}, E_x^0, E_y^0, E_x^{90}, E_y^{90})$ надмолекулярних мереж полікристалічних плівок дегідратованої жовчі.

$$\begin{cases} E_x^0 \rightarrow |E_x^0(\Omega = 0^0)|, \\ E_y^0 \rightarrow |E_y^0(\Omega = 90^0)| \exp(i\varphi_{xy}^0), \\ \varphi_{xy}^0 = \varphi_y^0 - \varphi_x^0. \end{cases} \quad (24)$$

$$\begin{cases} E_x^{90} \rightarrow |E_x^{90}(\Omega = 0^0)|, \\ E_y^{90} \rightarrow |E_y^{90}(\Omega = 90^0)| \exp(i\varphi_{xy}^{90}), \\ \varphi_{xy}^{90} = \varphi_y^{90} - \varphi_x^{90}. \end{cases} \quad (25)$$

2. З одержаної сукупності пошарових координатних розподілів (a, b) комплексних Джонс-матричних елементів $j_{ik}(\varphi_{xy}, E_x^0, E_y^0, E_x^{90}, E_y^{90})$ обчислюються дійсні ($Re j_{ik}(a, b)$) і уявні ($Im j_{ik}(a, b)$) складові Джонс-матричних зображень, які переважно сформовані актами одноразової взаємодії (співвідношення (13)–(18)) з надмолекулярними мережами зразків полікристалічних плівок дегідратованої жовчі.

РЕЗУЛЬТАТИ І ОБГОВОРЕННЯ

Етичне схвалення та згода на участь

Це дослідження було проведено відповідно до принципів Гельсінської декларації, а також відповідно до вимог Міжнародної конференції з гармонізації — належної клінічної практики та місцевих регуляторних вимог. Етичне схвалення було отримано від Етичного комітету Буковинського державного медичного університету, м. Чернівці (протокол №7 від 25.03.2025).

Коротка характеристика зразків жовчі

Для дослідження використовувалася пухирна жовч (порції В) здорових донорів (контрольна група 1, 21 зразок) і пацієнтів з жовчнокам'яною хворобою (дослідна група 2, 21 зразок). Для отримання цієї порції проводилося традиційне дуоденальне зондування за допомогою одноразових дуоденальних зондів. Розкриття сфінктера та скорочення жовчного міхура досягалося введенням через зонд збудників скорочення жовчного міхура: 33% розчину магнію сульфату, 10% розчину сорбіту. Отриману жовч виливали на чашки Петрі та відсмоктували клаптики слизу. Нативні препарати полікристалічних плівок жовчі виготовлялися шляхом нанесення краплі рідини (об'ємом 30 мкл) на предметне оптично однорідне скло з подальшою її дегідратацією при кімнатній температурі.

Оптико-геометричні параметри зразків полікристалічних плівок дегідратованої жовчі донорів і хворих пацієнтів наведені у таблиці 1.

Таблиця 1. Оптико-геометричні параметри плівок дегідратованої жовчі

Table 1. Optical-geometrical parameters of dehydrated bile films

Параметри	
Кількість зразків q	42
Геометрична товщина h , мкм	50 ± 5 мкм
Коефіцієнт ослаблення τ	$0,09 \pm 0,01$

Вимірювання геометричної товщини h експериментальних зразків здійснювалося шляхом послідовного фокусування об'єктиву світлового мікроскопа на передню і задню поверхні плівок дегідратованої жовчі. Коефіцієнт ослаблення τ вимірювали згідно зі стандартним методом фотометрії ослаблення інтенсивності освітлювального променя [47] з використанням інтегральної сфери для вимірювання інтенсивності розсіяного випромінювання [48].

Наведені у таблиці 1 параметри вказують на наявність багатократного розсіювання в об'ємі полікристалічних плівок ($\tau \gg 0,01$). Для визначення оптимальної величини фазового зсуву ($\varphi(\tau \rightarrow 0,01)$), яка відповідає одноразово розсіяній компоненті, ми скористалися наступними модельними припущеннями. При однократному ($q = 1$) проходженні лазерного випромінювання з довжиною хвилі $\lambda = 0,6328$ мкм скрізь шар з геометричною товщиною $h \sim 50$ мкм і оптичним двопрomezаломленням $\Delta n \sim 1,5 \times 10^{-3}$ формується фазовий зсув (співвідношення (1), (2), (12)) між ортогональними складовими амплітуди $\varphi \cong \frac{\pi}{4}$.

У нашій роботі ми представили експериментальні результати для двох «граничних» випадків — алгоритмічного відтворення Джонс-матричних зображень за розподілами

комплексних амплітуд дифузно і однократно розсіяних ($\varphi = \frac{\pi}{4}$) компонент об'єктного поля полікристалічних плівок дегідратованої жовчі.

На першому етапі з метою установлення основних закономірностей формування і фазової трансформації координатної і статистичної структури $Re(j_{ik}(a, b))$ і $Im(j_{ik}(a, b))$ досліджувалися зразки полікристалічних плівок дегідратованої жовчі здорових донорів.

«Дійсні» Джонс-матричні зображення дегідратованих плівок жовчі

Результати поляризаційно-інтерференційного картографування з алгоритмічним відтворенням пошарових розподілів величини елементів дійсної складової Джонс-матричних зображень $Re(j_{ik}(a, b))$ (фрагменти (1), (2) і (5), (6)) і гістограм $G(Re(j_{ik}))$ (фрагменти (3), (4) і (7), (8)) дегідратованої плівки жовчі наведені на серії рис. 2 та рис. 3.

Аналіз одержаних даних виявив індивідуальну, відмінну від звичайних мікроскопічних зображень, координатну структуру сукупності розподілів матричних елементів $Re(j_{ik}(a, b))$. Річ у тім, що реконструйовані Джонс-матричні зображення (співвідношення (22)), визначається не поглинанням оптичного випромінювання, а специфікою розподілів лінійного і циркулярного двоприменезаломлення (співвідношення (15), (16)). Окрім цього, величини і положення екстремумів гістограм $G(Re(j_{ik}))$ є залежними від величини фазового зсуву φ_k сканування поля комплексних амплітуд дегідратованої полікристалічної плівки жовчі, — рис. 2 і рис. 3, фрагменти (3), (4) і (7), (8). Даний факт підтверджує припущення про можливість фазової селекції компонент об'єктного поля з різною кратністю світлорозсіяння.

Кількісно цей процес характеризують результати статистичного аналізу інтегрального (рис. 2) і фазового (рис. 3) Джонс-матричних зображень $Re(j_{ik}(a, b))$ дегідратованої полікристалічної плівки жовчі, які наведені у таблиці 2.

Таблиця 2. Статистичні моменти 1-го–4-го порядків Z_i , які характеризують координатні розподіли реальних частин Джонс-матричних зображень $Re(j_{ik}(a, b))$

Table 2. Statistical moments of the 1st–4th orders Z_i , which characterize the spatial distributions of the real parts of the Jones-matrix images $Re(j_{ik}(a, b))$

Z_i	$Re\{J_{11}\}$	$Re\{J_{22}\}$	$Re\{J_{12}\}$	$Re\{J_{21}\}$
Z_1	$0,320 \pm 0,017$	$0,360 \pm 0,017$	$0,470 \pm 0,025$	$0,420 \pm 0,025$
Z_2	$0,240 \pm 0,015$	$0,270 \pm 0,014$	$0,330 \pm 0,017$	$0,310 \pm 0,017$
Z_3	$0,310 \pm 0,016$	$0,290 \pm 0,015$	$0,210 \pm 0,012$	$0,250 \pm 0,012$
Z_4	$0,450 \pm 0,027$	$0,410 \pm 0,021$	$0,310 \pm 0,018$	$0,340 \pm 0,018$
$\varphi_k = \pi/4$				
Z_i	$Re\{J_{11}\}$	$Re\{J_{22}\}$	$Re\{J_{12}\}$	$Re\{J_{21}\}$
Z_1	$0,210 \pm 0,012$	$0,190 \pm 0,011$	$0,240 \pm 0,012$	$0,220 \pm 0,012$
Z_2	$0,150 \pm 0,007$	$0,120 \pm 0,007$	$0,190 \pm 0,011$	$0,160 \pm 0,009$
Z_3	$0,590 \pm 0,029$	$0,63 \pm 0,04$	$0,64 \pm 0,03$	$0,71 \pm 0,04$
Z_4	$0,77 \pm 0,04$	$0,82 \pm 0,05$	$0,89 \pm 0,05$	$0,94 \pm 0,06$

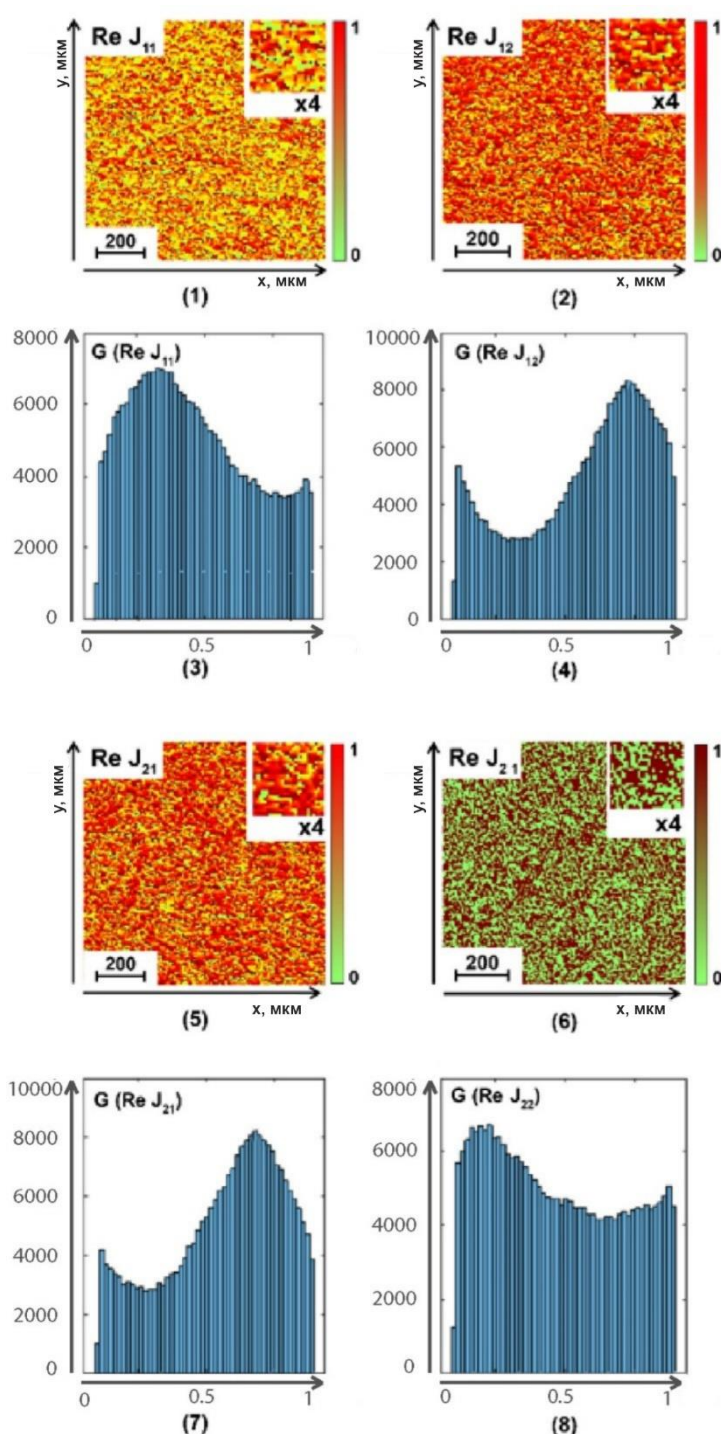


Рис. 2. Координатні мапи (фрагменти (1), (2), (5), (6)) і гістограми (фрагменти (3), (4), (7), (8)) розподілів випадкових значень величини реконструйованих (співвідношення (19)–(21)) реальних складових Джонс-матричних зображень $Re(J_{ik}(a, b))$ полікристалічної плівки дегідратованої жовчі.

Fig. 2. Coordinate maps (fragments (1), (2), (5), (6)) and histograms (fragments (3), (4), (7), (8)) of the distributions of the random values of the reconstructed (relations (19)–(21)) real components of the Jones-matrix images $Re(J_{ik}(a, b))$ of a polycrystalline dehydrated-bile film.

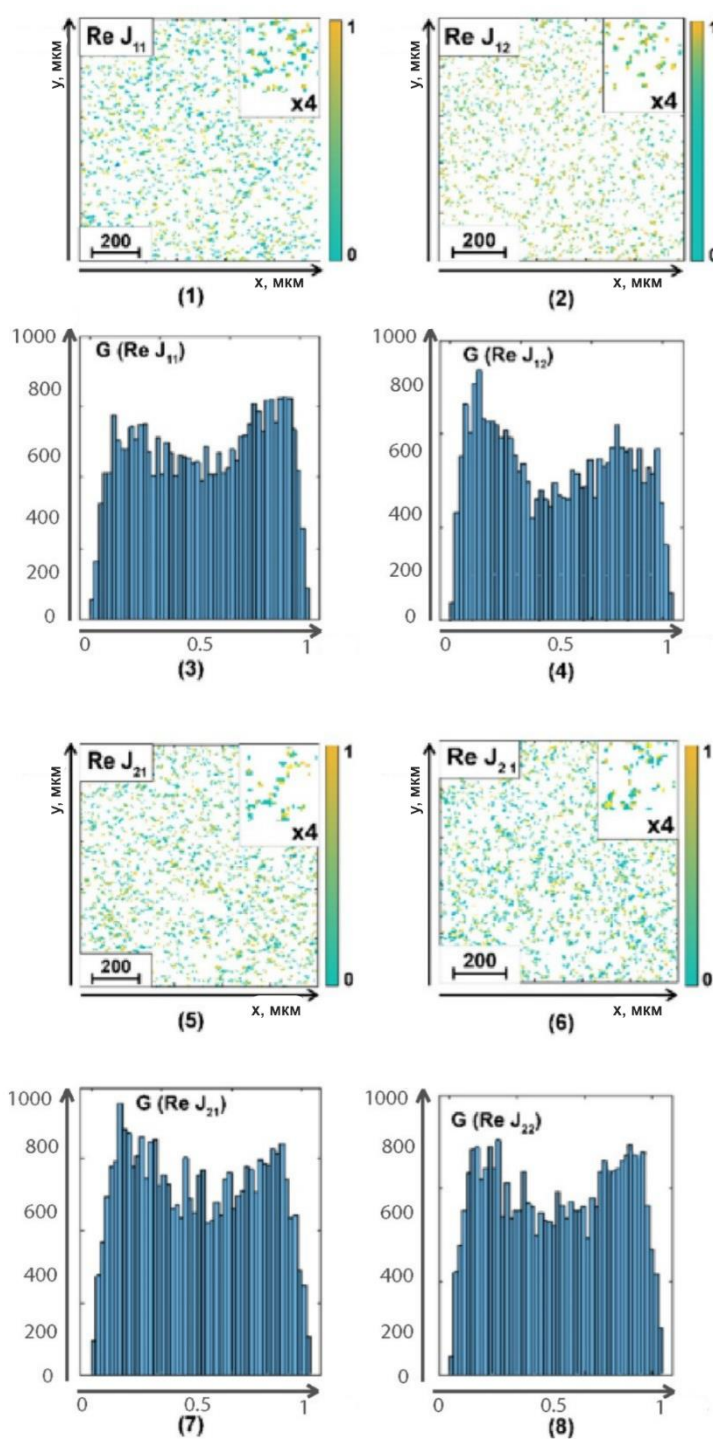


Рис. 3. Координатні мапи (фрагменти (1), (2), (5), (6)) і гістограми (фрагменти (3), (4), (7), (8)) розподілів випадкових значень величини реконструйованих (співвідношення (19)–(21)) у фазовій площині $\varphi = \pi/4$ (співвідношення (22), (23)) реальних складових Джонс-матричних зображень $Re(J_{ik}(a, b))$ полікристалічної плівки дегідратованої жовчі.

Fig. 3. Coordinate maps (fragments (1), (2), (5), (6)) and histograms (fragments (3), (4), (7), (8)) of the distributions of the random values of the reconstructed (relations (19)–(21)) real components of the Jones-matrix images $Re(J_{ik}(a, b))$ in the phase plane $\varphi = \pi/4$ (relations (22), (23)) of a polycrystalline dehydrated-bile film.

Виявлено:

- Статистичну подібність координатних розподілів (a, b) величини дійсної (Re) складової матричних елементів $Z_{i=1\div 4}(Re(J_{11})) \approx Z_{i=1\div 4}(Re(J_{11}))$ і $Z_{i=1\div 4}(Re(J_{12})) \approx Z_{i=1\div 4}(Re(J_{21}))$, — максимальні відмінності між величинами статистичних моментів $Z_{i=1;2;3;4}(Re(j_{ik}(a, b)))$ не перевищують 10%.

- Протилежні тенденції у зміні (зменшені $\downarrow$) величини середнього ($Z_{i=1}$) і дисперсії ($Z_{i=2}$) та (збільшенні $\uparrow$) асиметрії ($Z_{i=3}$) і ексцесу ($Z_{i=4}$), які характеризують трансформацію Джонс-матричних зображень $Re(j_{ik}(a, b))$ у різних фазових площинах $(\varphi_k(a, b))$ полікристалічної плівки жовчі - $\begin{pmatrix} Z_{i=1;2} \downarrow \\ Z_{i=3;4} \uparrow \end{pmatrix}$.

- Величини середнього і дисперсії $Z_{i=1;2}(Re(j_{ik}(a, b)))$ зі збільшенням величини параметру фазового сканування $\varphi_k \uparrow$ незначно зменшуються (у межах від 30% до 50%).

- Величини статистичних моментів вищих порядків $Z_{i=3;4}(Re(j_{ik}(a, b)))$, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів величини дійсної складової матричних елементів $Re(j_{ik})$, зі збільшенням величини параметру фазового сканування $\varphi_k \uparrow$ суттєво зростають до 2-х ($j_{11;22}(a, b)$) і 3-х ($j_{12;21}(a, b)$) разів.

Одержані результати можна пов'язати із наявними літературними даними досліджень процесів кристалізації жовчі [49–53]. Відомо, що жовч являє собою оптично гомогенний міцелярний розчин з невеликою кількістю клітин циліндричного епітелію, лейкоцитів, лейкоцитодів, слизу. До його складу також входять оптично анізотропні голчасті кристали жирних кислот, кристали моногідрату холестерину, кристали білірубінату кальцію.

На етапі дегідратації формується оптично кристалічна — твердо кристалічна фаза, що утворюється за рахунок дендритного та дисклінаційного механізмів кристалізації.

За даними [42, 49–53] нуклеація з жовчі кальцієвими солями холестерину і білірубінату грає ключову роль в утворенні жовчного каміння. Тому в рамках нашого методу відтворення Джонс-матричних зображень такі процеси супроводжуються зростанням параметрів оптичної анізотропії надмолекулярних мереж плівок жовчі. Відповідно до цього найбільш виразно поляризаційні прояви особливостей оптичної анізотропії (співвідношення (15), (16)) характеризуються статистичними моментами $Z_{i=3;4}(Re(j_{11;22}(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})))$ і $Z_{i=3;4}(Re(j_{12;21}(CB^2_{\otimes;\oplus})))$.

Зі зменшенням величини зсуву фазового сканування $\varphi_k \downarrow$ виділяється більш оптично тонкий об'єм дегідратованої плівки жовчі. У результаті має місце зменшення лінійного $LB \downarrow$ і циркулярного $CB_{\otimes;\oplus} \downarrow$ двопроменезаломлення дегідратованих плівок жовчі.

У результаті змінюється статистика Джонс-матричних зображень $Re(j_{11;22}(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus})) - \begin{pmatrix} Z_{i=1;2} \downarrow \\ Z_{i=3;4} \uparrow \end{pmatrix}$ і $Re(j_{12;21}(CB^2_{\otimes;\oplus})) - \begin{pmatrix} Z_{i=1;2} \downarrow \\ Z_{i=3;4} \uparrow \end{pmatrix}$.

Кількісно найбільш чутливими до таких змін полікристалічної архітекtonіки виявилися статистичні моменти 3-го і 4-го порядків, які характеризують асиметрію та ексцес координатних розподілів дійсних складових парціальних елементів $Re(j_{12;21}(CB^2_{\otimes;\oplus}))$ матриці Джонса.

«Уявні» Джонс-матричні зображення дегідратованих плівок жовчі

Рис. 4 та рис. 5 ілюструють результати Джонс матричного поляризаційно-інтерференційного картографування уявних складових Джонс-матричних зображень $Im(j_{ik}(a, b))$ (фрагменти (1), (2) і (5), (6)) і гістограм $G(Im(j_{ik}))$ (фрагменти (3), (4) і (7), (8)) дегідратованої плівки жовчі.

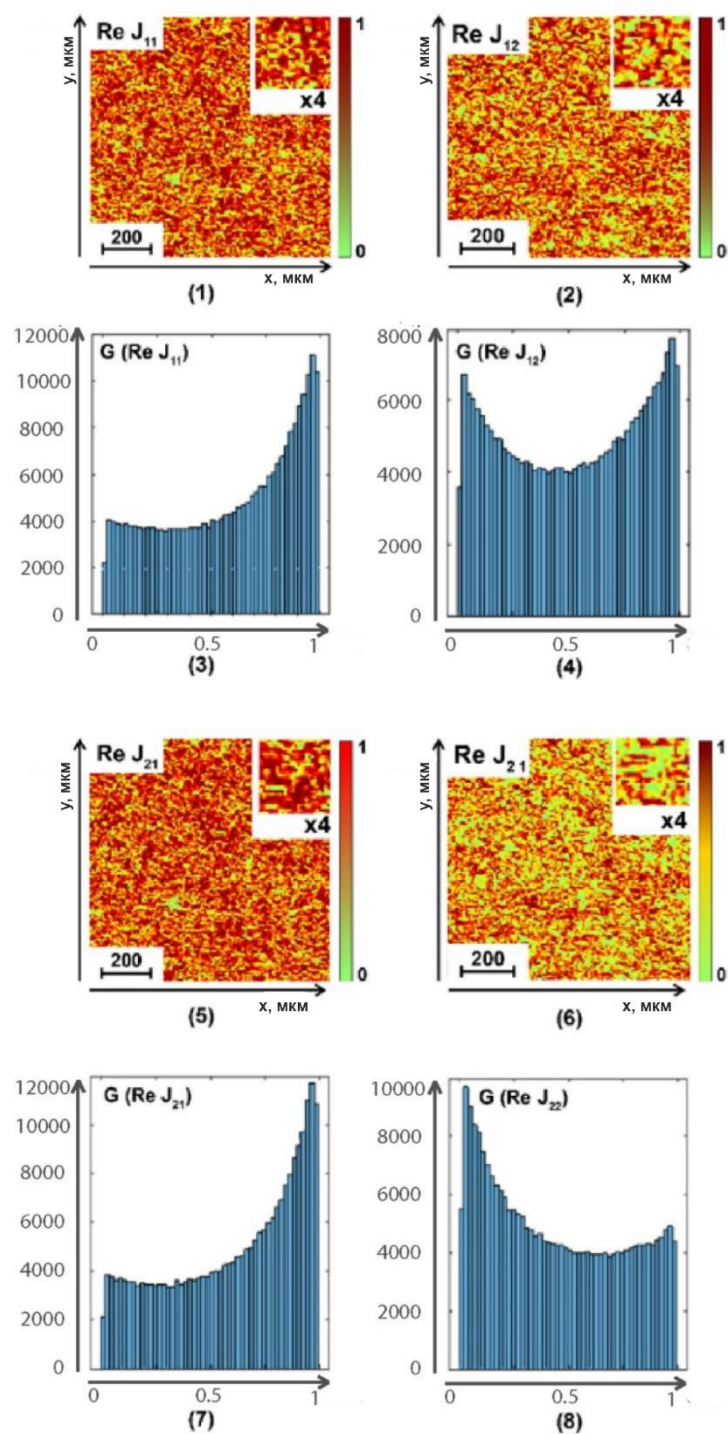


Рис. 4. Координатні мапи (фрагменти (1), (2), (5), (6)) і гістограми (фрагменти (3), (4), (7), (8)) розподілів випадкових значень величини реконструйованих (співвідношення (19)–(21)) уявних складових Джонс-матричних зображень $Im(J_{ik}(a, b))$ полікристалічної плівки дегідратованої жовчі.

Fig. 4. Coordinate maps (fragments (1), (2), (5), (6)) and histograms (fragments (3), (4), (7), (8)) of the distributions of the random values of the reconstructed (relations (19)–(21)) imaginary components of the Jones-matrix images $Im(J_{ik}(a, b))$ of a polycrystalline dehydrated-bile film.

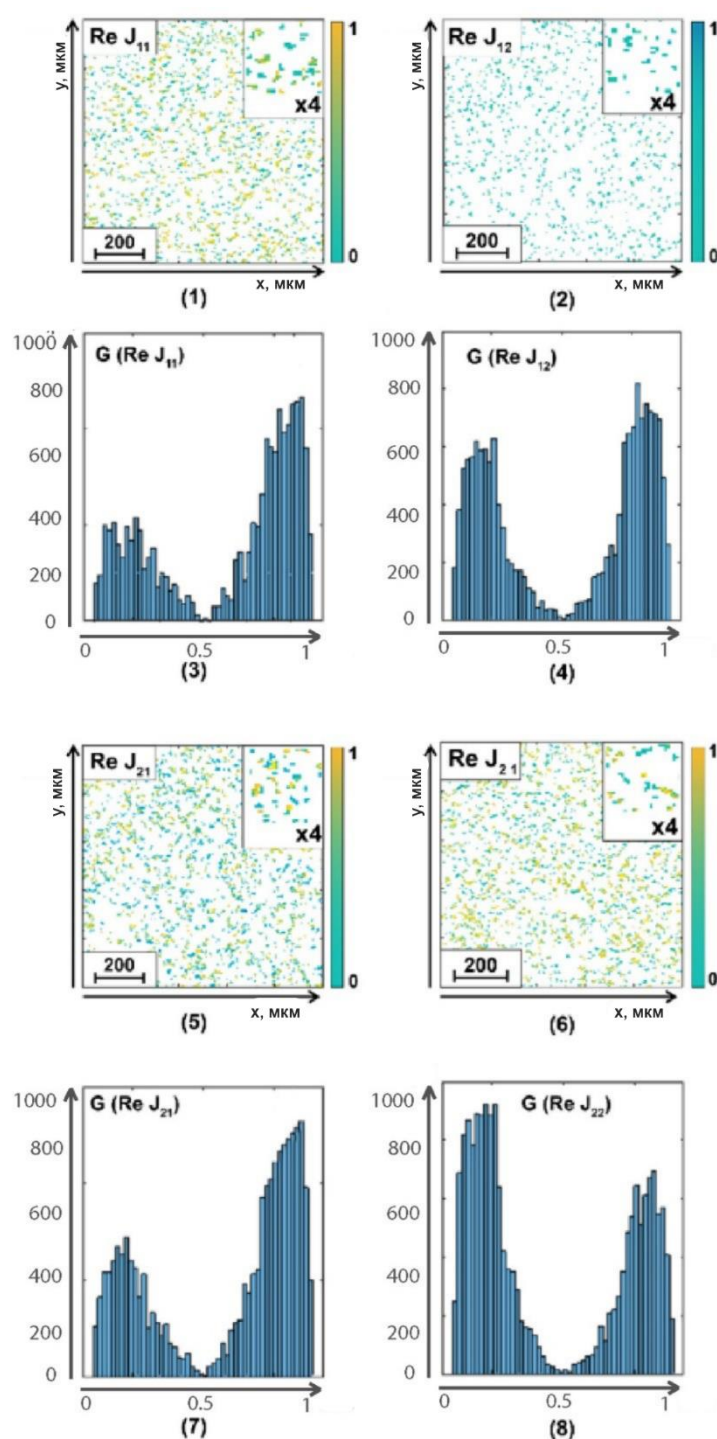


Рис. 5. Координатні мапи (фрагменти (1), (2), (5), (6)) і гістограми (фрагменти (3), (4), (7), (8)) розподілів випадкових значень величини реконструйованих (співвідношення (19)–(21)) у фазовій площині $\varphi = \pi/4$ (співвідношення (22), (23)) уявних складових Джонс-матричних зображень $Im(J_{ik}(a, b))$ полікристалічної плівки дегідратованої жовчі.

Fig. 5. Coordinate maps (fragments (1), (2), (5), (6)) and histograms (fragments (3), (4), (7), (8)) of the distributions of the random values of the reconstructed (relations (19)–(21)) imaginary components of the Jones-matrix images $Im(J_{ik}(a, b))$ in the phase plane $\varphi = \pi/4$ (relations (22), (23)) of a polycrystalline dehydrated-bile film.

Аналіз одержаних даних виявив:

- Кореляцію між модельними (співвідношення (17)–(18)) і експериментальними даними про структуру сукупності уявної складової Джонс-матричних зображень $Im(j_{ik}(a, b))$ полікристалічних мереж дегідратованої плівки жовчі — $Im(j_{11}(a, b)) \approx Im(j_{22}(a, b))$ і $Im(j_{12}(a, b)) \approx Im(j_{21}(a, b))$, — рис. 4 і рис. 5, фрагменти (1), (2) і (5), (6).
- Структура сукупності гістограм $G(Im(J_{11;12;21;22}))$ ймовірнісних розподілів випадкових значень $Im(J_{11;12;21;22})$ полікристалічної плівки дегідратованої жовчі має асиметричну за розташуванням і величиною екстремумів побудову, — рис. 4 і рис. 5, фрагменти (3), (4) і (7), (8).
- При фазовому пошаровому скануванні об'єктного поля, що сформоване в об'ємі оптично анізотропної полікристалічної плівки жовчі, має місце значна залежність (трансформація величини і положення екстремумів, діапазонів зміни гістограм $G(Im(J_{ik}))$) від зміни величини фазового зсуву φ_k , — рис. 4 і рис. 5, фрагменти (3), (4) і (7), (8).

Таблиця 3 ілюструє кількісні дані статистичного аналізу, що характеризують сценарії фазової трансформації Джонс-матричних зображень $Im(J_{ik}(a, b))$ полікристалічної плівки жовчі.

Таблиця 3. Статистичні моменти 1-го–4-го порядків Z_i , які характеризують координатні розподіли уявних частин Джонс-матричних зображень полікристалічної плівки дегідратованої жовчі

Table 3. Statistical moments of the 1st–4th orders Z_i , characterizing the spatial distributions of the imaginary parts of the Jones-matrix images of a polycrystalline dehydrated-bile film

Z_i	$Im\{J_{11}\}$	$Im\{J_{22}\}$	$Im\{J_{12}\}$	$Im\{J_{21}\}$
Z_1	$0,220 \pm 0,021$	$0,270 \pm 0,017$	$0,280 \pm 0,017$	$0,240 \pm 0,017$
Z_2	$0,140 \pm 0,008$	$0,160 \pm 0,008$	$0,170 \pm 0,008$	$0,150 \pm 0,008$
Z_3	$0,330 \pm 0,016$	$0,310 \pm 0,016$	$0,350 \pm 0,016$	$0,320 \pm 0,016$
Z_4	$0,490 \pm 0,021$	$0,420 \pm 0,021$	$0,450 \pm 0,021$	$0,480 \pm 0,021$
$\varphi_k = \pi/4$				
Z_i	$Im\{J_{11}\}$	$Im\{J_{22}\}$	$Im\{J_{12}\}$	$Im\{J_{21}\}$
Z_1	$0,110 \pm 0,005$	$0,160 \pm 0,009$	$0,160 \pm 0,009$	$0,130 \pm 0,005$
Z_2	$0,070 \pm 0,003$	$0,090 \pm 0,017$	$0,110 \pm 0,007$	$0,080 \pm 0,005$
Z_3	$0,96 \pm 0,06$	$1,03 \pm 0,06$	$0,79 \pm 0,04$	$0,83 \pm 0,05$
Z_4	$1,71 \pm 0,09$	$1,78 \pm 0,09$	$1,37 \pm 0,07$	$1,44 \pm 0,08$

У рамках статистичного аналізу виявлено:

- Незначні відмінності (до 10%–15%) між значеннями сукупності статистичних параметрів $Z_{i=1;2;3;4}(Im(J_{ik}(a, b)))$.
- Зі збільшенням величини параметру фазового сканування $\varphi_k \uparrow$ значення центральних статистичних моментів 1-го і 2-го порядків зменшуються $Z_{i=1;2}(Im(J_{ik}(a, b))) \downarrow$ в 1,5–2 рази. Статистичні моменти вищих порядків $Z_{i=3;4}(Im(J_{ik}(a, b)))$, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $Im(J_{11;12;21;22})$, є максимально чутливими і досить стрімко зростають у межах від 3 до 4 разів.

З фізичної точки зору одержані результати можна пояснити тим, що величина уявної складової Джонс матричних елементів $Im(J_{11;22})$ і $Im(J_{12;21})$ переважним чином визначається варіаціями значень параметрів лінійного двопроменезаломлення $LB_{0;90}$ (співвідношення (17)) і $LB_{45;135}$ (співвідношення (18)), відповідно. У результаті

відмінності між значеннями центральних статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(Im(J_{ik}))$, які характеризують розподіли $Im(J_{11,22}(LB_{0,90}))$ і $Im(J_{12,21}(LB_{45,135}))$ є незначними.

У результаті фазового сканування $\varphi_k \downarrow$, з інтегральних орієнтаційних розподілів $\gamma(a, b)$ виділяються різні за розподілами підансамблі напрямів оптичних осей біологічних кристалів — $(\gamma_{0,90;min} \leq \gamma_{0,90} \leq \gamma_{0,90;max})$ і $(\gamma_{45,135;min} \leq \gamma_{45,135} \leq \gamma_{45,135;max})$. Відповідно до цього змінюється статистична структура Джонс-матричних зображень дегідратованих плівок жовчі - $Im(J_{11,22}(\varphi_k, LB_{0,90}))$ і $Im(J_{12,21}(\varphi_k, LB_{45,135}))$. Кількісно це проявляється у порушенні співрозмірності величин центральних статистичних моментів $Z_{i=1,2}(Im(J_{11,22}(\varphi_k))) < Z_{i=1,2}(Im(J_{12,21}(\varphi_k)))$ і $Z_{i=3,4}(Im(J_{11,22}(\varphi_k))) > Z_{i=3,4}(Im(J_{12,21}(\varphi_k)))$.

Біомедичне застосування

У даному розділі наведено приклад дослідження ефективності методу поширювального Джонс-матричного картографування для диференціальної діагностики зразків дегідратованих плівок жовчі здорових донорів (контрольна група 1, 21 зразок) і пацієнтів з жовчнокам'яною хворобою (дослідна група 2, 21 зразок), — таблиця 1.

У межах обох груп обчислювалися середні значення ($\tilde{Z}_{3,4}$), статистичні похибки ($\pm\sigma_{3,4}$) і статистична значимість (p) виявлених найбільш чутливих маркерів (таблиця 2 і таблиця 3), які характеризують асиметрію і ексцес розподілів величини $Re(J_{11,12}(\varphi_k = \pi/4))$ і $Im(J_{11,12}(\varphi_k = \pi/4))$. Далі, згідно постулатів доказової медицини [54] визначалася збалансована точність диференціальної діагностики жовчнокам'яної хвороби (ЖКХ) за наступним алгоритмом

$$Ac = ((C - c) + (D - d)) / (C + D), \quad (24)$$

де c — кількість хибно позитивних заключень; d — кількість хибно негативних заключень.

Одержані результати представлені у таблиці 4.

Таблиця 4. Статистичні параметри розподілів дійсної і уявної частин матричних елементів J_{11} і J_{12} дегідратованих плівок жовчі здорових донорів і хворих на ЖКХ

Table 4. Statistical parameters of the distributions of the real and imaginary parts of the matrix elements J_{11} and J_{12} of dehydrated bile films from healthy donors and patients with gallstone disease (GSD)

Z_i	$Re\{J_{11}(\pi/4)\}$		$Ac, \%$	$Re\{J_{12}(\pi/4)\}$		$Ac, \%$
	Група 1	Група 2		Група 1	Група 2	
$\tilde{Z}_3 \pm \sigma_3$	0,590±0,029	0,380±0,023	92,9	0,69±0,03	0,320±0,017	97,6
p	$p < 0,001$			$p < 0,001$		
$\tilde{Z}_4 \pm \sigma_4$	0,78±0,04	0,51±0,04	92,9	0,91±0,05	0,450±0,024	97,6
p	$p < 0,001$			$p < 0,001$		
Z_i	$Im\{J_{11}(\pi/4)\}$		$Ac, \%$	$Im\{J_{12}(\pi/4)\}$		$Ac, \%$
	Група 1	Група 2		Група 1	Група 2	
$\tilde{Z}_3 \pm \sigma_3$	0,96±0,06	0,71±0,04	83,3	0,79±0,04	0,41±0,02	90,5
p	$p < 0,001$			$p < 0,001$		
$\tilde{Z}_4 \pm \sigma_4$	1,71±0,08	1,38±0,07	83,3	1,43±0,07	0,89±0,03	90,5
p	$p < 0,001$			$p < 0,001$		

Установлено наступні максимальні рівні діагностичної точності диференціальної діагностики ЖКХ шляхом статистичного аналізу у фазовій площині $\varphi_k = \pi/4$:

- розподіли $Re(J_{11}(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus}))$ — точність диференціальної діагностики складає $Ac(Z_{i=3;4}) = 92,9\%$;
- розподіли $Re(J_{12}(CB^2_{\otimes;\oplus}))$ — максимальна точність диференціальної діагностики складає $Ac(Z_{i=3;4}) = 97,6\%$;
- розподіли $Im(J_{11}(LB_{0;90})) - Ac(Z_{i=3;4}) = 83,3$;
- розподіли $Im(J_{12}(LB_{45;135})) - Ac(Z_{i=3;4}) = 90,5\%$.

З фізичної точки одержані результати можна пояснити тим, що для патологічного стану (ЖКХ) процес кристалізації жовчі супроводжується ростом концентрації білірубінату і карбонату кальцію ($CB_{\otimes;\oplus} \uparrow$), а також підвищенням лінійного двопронезаломлення ($LB \uparrow$) кристалів жирних кислот моногідрату холестерину. За рахунок цього зростають величини середнього і дисперсії ($Z_{1;2} \uparrow$), які характеризують розподіли величин $Re(J_{11}(LB^2 + CB^2_{\otimes;\oplus}))$, $Re(J_{12}(CB^2_{\otimes;\oplus}))$ і $Im(J_{11}(LB_{0;90}))$, $Im(J_{12}(LB_{45;135}))$ плівок дегідратованої жовчі пацієнтів хворих на ЖКХ. Навпаки, величини найбільш чутливих до змін параметрів оптичної анізотропії (таблиця 2 і таблиця 3) статистичних маркерів $Z_{3;4} \downarrow$, значно зменшуються. За рахунок цього у межах контрольної і дослідної груп зразків жовчі формуються максимальні відмінності значеннями асиметрії і ексцесу розподілів $Re(J_{11;22})$ і $Im(J_{11;22})$.

З порівняльного аналізу одержаних даних випливає, що домінуючою патологічною ознакою ЖКХ є зростання впливу сферолітної компоненти $CB_{\otimes;\oplus} \uparrow$ самозібраної полікристалічної мережі у процесі дегідратації плівок дегідратованої жовчі. На даний факт вказує максимальна відмінність між статистичними маркерами $Z_{3;4}(Re\{J_{12}(CB_{\otimes;\oplus}, \pi/4)\})$ для обох груп. За рахунок цього і досягається найвищий рівень (97,6%) збалансованої точності диференціальної діагностики ЖКХ.

ЗАКЛЮЧЕННЯ

Представлені та фізично проаналізовані результати експериментальної апробації розробленого нами методу поляризаційно-інтерференційного картографування з цифровим голографічним відтворенням розподілів комплексних амплітуд фазово-неоднорідних об'єктних полів і алгоритмічним обчисленням у серії фазових площин координатних розподілів величини дійсної та уявної складових елементів матриці Джонса плівок полікристалічних плівок дегідратованої жовчі.

1. Статистичний аналіз координатних розподілів величини дійсної (Re) і уявної (Im) складової Джонс-матричних елементів дегідратованих плівок біологічних рідин виявив відмінність від нормальної ($Z_{i=3;4} = 0$) статистики набору Джонс матричних зображень $\begin{pmatrix} Re(j_{ik}(m \times n)) \\ Im(j_{ik}(m \times n)) \end{pmatrix}$ — всі центральні статистичні моменти 1-го–4-го порядків відмінні від нуля — $Z_{i=1;2;3;4} \begin{pmatrix} Re(j_{ik}(m \times n)) \\ Im(j_{ik}(m \times n)) \end{pmatrix} \neq 0$.

2. Установлені сценарії трансформації статистичної структури сукупності Джонс-матричних зображень у різних шарах полікристалічної складової дегідратованих плівок жовчі — $Z_{i=1;2} \left\{ \varphi_k \downarrow, \begin{pmatrix} Re(j_{ik}(m \times n)) \\ Im(j_{ik}(m \times n)) \end{pmatrix} \right\} \downarrow$ і $Z_{i=3;4} \left\{ \varphi_k, \begin{pmatrix} Re(j_{ik}(m \times n)) \\ Im(j_{ik}(m \times n)) \end{pmatrix} \right\} \uparrow$.

3. Визначено сукупність найбільш чутливих до змін надмолекулярних мереж плівок дегідратованої жовчі діагностичних маркерів — статистичні моменти 3-го і 4-го порядків — $Z_{i=3;4} \left\{ \varphi, \left(\begin{matrix} Re(J_{ik}(m \times n)) \\ Im(J_{ik}(m \times n)) \end{matrix} \right) \right\}$.

4. Установлені наступні максимальні діапазони зміни величини $Z_{i=3;4} \left\{ \left(\begin{matrix} Re(J_{ik}(m \times n)) \\ Im(J_{ik}(m \times n)) \end{matrix} \right) \right\}$ зі збільшенням кроку фазового сканування φ_k — від 5 до 8 разів.

ВИСНОВКИ

1. Розроблена аналітична Джонс-матрична модель взаємодії поляризованого лазерного випромінювання з полікристалічними дегідратованими плівками жовчі.

2. Установлені та фізично обґрунтовані діагностично актуальні взаємозв'язки між параметрами лінійного і циркулярного двопротенезаломлення полікристалічних дегідратованих плівок жовчі та дійсною і уявною складовими елементів матриці Джонса.

3. Експериментально апробована нова техніка поляризаційно-інтерференційної реконструкції та пошарового фазового сканування об'єктних полів комплексних амплітуд з алгоритмічним відтворенням дійсної та уявної складових Джонс-матричних зображень полікристалічних плівок дегідратованої жовчі.

4. Продемонстрована висока точність (до 97,6%) Джонс-матричної диференціальної діагностики жовчнокам'яної хвороби.

ПОДЯКА

Дослідження виконано за підтримки гранту Національного фонду досліджень України №2023.03/0174.

КОНФЛІКТ ІНТЕРЕСІВ

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Authors' ORCID ID

Юрій Ушенко  <https://orcid.org/0000-0003-1767-1882>

Ірина Солтис  <https://orcid.org/0000-0003-2156-7404>

Василь Гарасим  <https://orcid.org/0009-0009-4284-2736>

Олександр Салега  <https://orcid.org/0000-0002-0735-3920>

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Ghosh N. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook. J Biomed Opt. 2011;16(11):110801. <https://doi.org/10.1117/1.3652896>
2. Jacques SL. Polarized light imaging of biological tissues. In: Boas D, Pitris C, Ramanujam N, editors. Handbook of Biomedical Optics. 2nd ed. CRC Press; 2011. p. 649–69. <https://doi.org/10.1201/b10951-34>
3. Layden D, Ghosh N, Vitkin IA. Quantitative polarimetry for tissue characterization and diagnosis. In: Wang RK, Tuchin VV, editors. Advanced Biophotonics: Tissue Optical Sectioning. CRC Press; 2013. p. 73–108. <https://doi.org/10.1201/b15256-6>
4. Vitkin A, Ghosh N, de Martino A. Tissue Polarimetry. In: Andrews DL, editor. Photonics: Scientific Foundations, Technology and Applications. John Wiley & Sons; 2015. p. 239–321. <https://doi.org/10.1002/9781119011804.ch7>
5. Pishak VP, Ushenko AG, Gryhoryshyn P, Yermolenko SB, Rudeychuk VM, Pishak OV. Study of polarization structure of biospeckle fields in crosslinked tissues of human organism: 1. Vector structure of skin biospeckles. Proc SPIE Int Soc Opt Eng. 1997;418:418–24. <https://doi.org/10.1117/12.295715>
6. Ushenko AG. Depolarization of a laser emission field as the correlation development of its polarization structure. Int Conf Correlation Opt. 1997;3317:331–39. <https://doi.org/10.1117/12.295701>

7. Ushenko AG, Burkovets DN, Yermolenko SB, Arkheliyuk AD, Pishak VP, Yuzko AM, et al. Stokes polarimetry of biotissues. Fourth Int Conf Correlation Opt. 1999;3904:527–33. <https://doi.org/10.1117/12.370448>
8. Józwicki R, Patorski K, Angelsky OV, Ushenko AG, Burkovets DN, Ushenko YA. Automatic polarimetric system for early medical diagnosis by biotissue testing. Opt Appl. 2002;32(4):603–12. Available from: https://www.dbc.wroc.pl/Content/40764/PDF/optappl_3204p603.pdf
9. Ushenko AG, Pishak VP. Coherent-domain optical methods: biomedical diagnostics, environmental and material science. In: Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications. Boston: Kluwer Academic Publishers; 2004. p. 67–93. https://doi.org/10.1007/0-387-29989-0_3
10. Olar EI, Ushenko AG, Ushenko YA. Correlation microstructure of the Jones matrices for multifractal networks of biotissues. Laser Phys. 2004;14(7):1012–18. <https://doi.org/10.1117/12.797380>
11. Yermolenko S, Ushenko A, Ivashko P, Goudail F, Gruia I, Gavrilă C, et al. Spectropolarimetry of cancer change of biotissues. Ninth Int Conf Correlation Opt. 2009;7388:404–10. <https://doi.org/10.1117/12.853585>
12. Ushenko AG, Fediv AI, Marchuk YF. Correlation and fractal structure of Jones matrices of human bile secret. Eur Conf Biomed Opt. 2009;7368_1Q. https://doi.org/10.1364/ecbo.2009.7368_1q
13. Angelsky OV, Ushenko AG, Ushenko YA, Pishak VP, Peresunko AP. Statistical, Correlation, and Topological Approaches in Diagnostics of the Structure and Physiological State of Birefringent Biological Tissues. In: Handbook of Photonics for Biomedical Science. CRC Press; 2010. p. 283–322. <https://doi.org/10.1201/9781439806296>
14. Angelsky OV, Polyanskii PV, Mokhun II, Zenkova CY, Bogatyryova HV, Felde ChV, et al. Optical measurements: polarization and coherence of light fields. In: Modern Metrology Concerns. Luigi Cocco, ed. 2012. p. 263–316. <https://doi.org/10.5772/36553>
15. Ushenko AG, Dubolazov OV, Ushenko VA, Novakovskaya OY, Olar OV. Fourier polarimetry of human skin in the tasks of differentiation of benign and malignant formations. Appl Opt. 2016;55(12):B56–B60. <https://doi.org/10.1364/AO.55.000B56>
16. Hunter R. Foundations of Colloid Science. Clarendon Press, Oxford University Press; 2001. p. 806. [https://doi.org/10.1016/S0927-7757\(02\)00170-X](https://doi.org/10.1016/S0927-7757(02)00170-X)
17. Chen X, Chen PG, Ouazzani J, Liu Q. Numerical simulations of sessile droplet evaporating on heated substrate. Eur Phys J Spec Top. 2017;226(6):1325–35. <https://doi.org/10.1140/epjst/e2016-60203-y>
18. Dash S, Garimella SV. Droplet evaporation on heated hydrophobic and superhydrophobic surfaces. Phys Rev E. 2014;89(042402):1–8. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.89.042402>
19. Gleason K, Putnam SA. Microdroplet evaporation with a forced pinned contact line. Langmuir. 2014;30(34):10548–55. <https://doi.org/10.1021/la5020863>
20. Hu H, Larson RG. Evaporation of a sessile droplet on a substrate. J Phys Chem B. 2020;106:1334–44. <https://doi.org/10.1021/la501770g>
21. Serra J. Image Analysis and Mathematical Morphology. Academic Press, London. 1982. p. 610. <https://doi.org/10.1002/cyto.990040213>
22. Shirvaikar M, Trivedi M. Developing texture-based image clutter measures for object detection. Opt Eng. 1992;31(12):2628–39. <https://doi.org/10.1117/12.60013>
23. Thiele U. Patterned deposition at moving contact lines. Adv Colloid Interface Sci. 2014;206:399–413. <https://doi.org/10.1016/j.cis.2013.11.002>
24. Ushenko VO, Vanchuliak OYa, Sakhnovskiy MY. Polarization-interference mapping of biological fluids polycrystalline films in differentiation of weak changes of optical anisotropy. Proc SPIE. 2017;10396:103962O. <https://doi.org/10.1117/12.2273794>
25. Trifonyuk L, Sdobnov A, Baranowski W, Ushenko V, Olar O, Dubolazov A., et al. Differential Mueller matrix imaging of partially depolarizing optically anisotropic biological tissues. Lasers Med Sci. 2020;35:877–91. <https://doi.org/10.1007/s10103-019-02878-2>
26. Ushenko AG, Dubolazov AV, Ushenko VA, Ushenko YA, Pidkamin LY, Soltys IV., et al. Mueller-matrix mapping of optically anisotropic fluorophores of molecular biological tissues in the diagnosis of death causes. Proc SPIE. 2016;9971:99712L. <https://doi.org/10.1117/12.2237662>
27. Ushenko VA, Pavlyukovich ND, Trifonyuk L. Spatial-frequency azimuthally stable cartography of biological polycrystalline networks. Int J Opt. 2013;2013:683174. <https://doi.org/10.1155/2013/683174>
28. Dubolazov AV, Pashkovskaya NV, Ushenko YA, Marchuk YF, Ushenko VA, Novakovskaya OY. Birefringence images of polycrystalline films of human urine in early diagnostics of kidney pathology. Appl Opt. 2016;55:B85–B90. <https://doi.org/10.1364/AO.55.000B85>
29. Ushenko AG, Pashkovskaya NV, Dubolazov OV, Ushenko YA, Marchuk YF, Ushenko VA. Mueller matrix images of polycrystalline films of human biological fluids. Rom Rep Phys. 2015;67(4):1467–79. Available from: https://rrp.nipne.ro/2015_67_4/A26.pdf

30. Lee HR, Lotz C, Groeber-Becker FK, Dembski S, Novikova T. Digital histology with Mueller polarimetry and FastDBSCAN. *Appl Opt.* 2022;61(32):9616–24. <https://doi.org/10.1364/AO.461732>
31. Kim M, Lee HR, Ossikovski R, Malfait-Jobart A, Lamarque D, Novikova T. Optical diagnosis of gastric tissue biopsies with Mueller microscopy and statistical analysis. *J Eur Opt Soc Rapid Publ.* 2022;18(2):10. <https://doi.org/10.1051/jeos/2022011>
32. Lee HR, Li P, Yoo TSH, Lotz C, Groeber-Becker FK, Dembski, et al. Digital histology with Mueller microscopy: how to mitigate an impact of tissue cut thickness fluctuations. *J Biomed Opt.* 2019;24(7):076004. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.24.7.076004>
33. Li P, Lee HR, Chandel S, Lotz C, Groeber-Becker FK, Dembski S, et al. Analysis of tissue microstructure with Mueller microscopy: logarithmic decomposition and Monte Carlo modeling. *J Biomed Opt.* 2020;25(1):015002. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.25.1.015002>
34. Lee HR, Yoo TSH, Li P, Lotz C, Groeber-Becker FK, Dembski S, et al. Mueller microscopy of anisotropic scattering media: theory and experiments. *Proc SPIE Unconv Opt Imaging.* 2018;10677:1067718. <https://doi.org/10.1117/12.2306943>
35. Ma H, He H, Ramella-Roman JC. Mueller matrix microscopy. In: Ramella-Roman JC, Novikova T, editors. *Polarized Light in Biomedical Imaging and Sensing.* Springer, Cham. 2023. p. 281–320. https://doi.org/10.1007/978-3-031-04741-1_11
36. Ushenko A, Soltys I, Dubolazov A, Ushenko Y, Bilookyi V, Bilookyi O, et al. 3D Jones-matrix thesiography of biological fluid facies. *J Innov Opt Health Sci.* 2025;18(2):2443002. <https://doi.org/10.1142/S1793545824430028>
37. Ushenko A, Dubolazov A, Zheng J, Litvinenko A, Gorsky M, Ushenko Y, et al. 3D polarization-interference holographic histology for wavelet-based differentiation of the polycrystalline component of biological tissues with different necrotic states. *Forensic applications.* *J Biomed Opt.* 2024;29(5):052920. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.29.5.052920>
38. Ushenko A, Zheng J, Litvinenko A, Gorsky M, Wanchuliak O, Dubolazov A, et al. 3D digital polarization-holographic wavelet histology in determining the duration of mechanical damage to the myocardium. *J Biophotonics.* 2024;17(3):e202300372. <https://doi.org/10.1002/jbio.202300372>
39. Ushenko A, Pavlyukovich N, Khukhlina O, Pavlyukovich O, Soltys I, Dubolazov A, et al. Blood plasma film multifractal scanning in COVID-19 consequences diagnostics. *J Biophotonics.* 2024;17(11):e202400356. <https://doi.org/10.1002/jbio.202400356>
40. Ushenko A, Dubolazov A, Zheng J, Bakun O, Gorsky M, Ushenko Y, et al. Mueller matrix polarization interferometry of optically anisotropic architectonics of biological tissue object fields: the fundamental and applied aspects. *Front Phys.* 2024;11:1302254. <https://doi.org/10.3389/fphy.2023.1302254>
41. Ushenko O, Bilookyi O, Zheng J, Dubolazov A, Olar O, Ushenko Y, et al. 3D digital holographic polarimetry of laser speckle fields formed by polycrystalline blood films: a tool for differential diagnosis of thyroid pathology. *Front Phys.* 2024;12:1426469. <https://doi.org/10.3389/fphy.2024.1426469>
42. Thamer SJ. Pathogenesis, Diagnosis and Treatment of Gallstone Disease: A Brief Review. *Biomed Chem Scsi.* 2022;1(2):70–7. <https://doi.org/10.48112/bcs.v1i2.99>
43. Jones CR. A New calculus for the treatment of optical systems. VII Properties of the N-matrices. *J Opt Soc Am.* 1948;38(8):671–85. <https://doi.org/10.1364/josa.38.000671>
44. Azzam RMA. Propagation of partially depolarized light through anisotropic media with or without depolarization: A differential 4×4 matrix calculus. *J Opt Soc Am.* 1978;68(12):1756–67. <https://doi.org/10.1364/JOSA.68.001756>
45. Arteaga O, Canillas A. Analytic inversion of the Mueller-Jones polarization matrices for homogeneous media. *Opt Lett.* 2010;35(4):559–61. <https://doi.org/10.1364/OL.35.000559>
46. Barakat R. Exponential versions of the Jones and Mueller–Jones polarization matrices. *J Opt Soc Am A.* 1996;13(1):158–63. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.13.000158>
47. Marchesini R, Bertoni A, Andreola S, Melloni E, Sichirollo AE. Extinction and absorption coefficients and scattering phase functions of human tissues in vitro. *Appl Opt.* 1989;28(12):2318–24. <https://doi.org/10.1364/AO.28.002318>
48. Edwards DK, Gier JT, Nelson KE, Roddick RD. Integrating sphere for imperfectly diffuse samples. *J Opt Soc Am.* 1961;51(11):1279–88. <https://doi.org/10.1364/JOSA.51.001279>
49. Hahm JS, Sung IK, Yang SC, Rhee JC, Lee MH, Kee CS, et al. Biliary proteins in patients with and without gallstones. *Korean J Intern Med.* 1992;7(1):18–24. <https://doi.org/10.3904/kjim.1992.7.1.18>
50. Portincasa P, Moschetta A, Calamita G, Margari A, Palasciano G. Pathobiology of cholesterol gallstone disease: from equilibrium ternary phase diagram to agents preventing cholesterol crystallization and stone formation. *Curr Drug Targets Immune Endocr Metab Disord.* 2003;3(1):69–84. <https://doi.org/10.2174/1568008033340397>

51. Portincasa P, Moschetta A, van Erpecum KJ, Calamita G, Margari A, van Berge-Henegouwen GP, et al. Pathways of cholesterol crystallization in model bile and native bile. *Dig Liver Dis.* 2003;35(2):118–26. [https://doi.org/10.1016/s1590-8658\(03\)00009-4](https://doi.org/10.1016/s1590-8658(03)00009-4)
52. Portincasa P, van Erpecum KJ, Di Ciaula A, Wang DQH. The physical presence of gallstone modulates ex vivo cholesterol crystallization pathways of human bile. *Gastroenterol Rep (Oxf).* 2019;7(1):32–41. <https://doi.org/10.1093/gastro/goy044>
53. Helen H Wang, Piero Portincasa, Min Liu, David Q-H Wang. Effects of biliary phospholipids on cholesterol crystallization and growth in gallstone formation. *Adv Ther.* 2023;40(3):743–68. <https://doi.org/10.1007/s12325-022-02407-8>
54. Principles of forensic medicine. SP Robinson, ed. Greenwich Medical Media, 1996, p. 192.

METHODS AND MEANS OF POLARIZATION-INTERFERENCE LAYER RECONSTRUCTION AND DISCRETE PHASE SCANNING OF JONES MATRIX IMAGES OF POLYCRYSTALLINE FILMS OF DEHYDRATED BILE

Yuriy Ushenko^{1*}, Iryna Soltys², Vasyi Harasym², Oleksandr Saleha²

¹*Department of Computer Science, Educational and Scientific Institute of Physical-Technical and Computer Sciences, Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 101 Storozhynetska St., Chernivtsi, 58029, Ukraine;*

²*Department of Optics and Publishing-Printing Business, Educational and Scientific Institute of Physical-Technical and Computer Sciences, Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 101 Storozhynetska St., Chernivtsi, 58029, Ukraine*

*Corresponding author: y.ushenko@chnu.edu.ua

Submitted February 10, 2025; Revised October 31, 2025;

Accepted November 10, 2025

Background: Modern methods of Mueller matrix polarimetry are aimed at determining the criteria and practical application of such markers in the differential diagnosis of pathological and necrotic changes in biological tissues of human organs. At the same time, little-studied and relevant are the issues related to matrix studies of another class of objects — dehydrated (dried) films of biological fluids (BF), the polycrystalline structure of which is associated with the composition and ratio of dissolved substances. Polarimetric analysis of the BF dehydrated film at the macroscopic level enables the retrieval of information about its molecular microstructure. In addition, BF are more easily accessible and do not require traumatic, sometimes dangerous, biopsy.

Objectives: Development and experimental testing of the diagnostic efficiency of a new technique of polarization-interference reconstruction and layer-by-layer phase scanning of object fields of complex amplitudes with algorithmic reproduction of the real and imaginary components of Jones matrix images of polycrystalline films of dehydrated bile from healthy donors and patients with cholelithiasis.

Materials and methods: Polarization interferometry, digital phase scanning and statistical analysis of algorithmically reproduced real and imaginary components of Jones matrix images of dehydrated bile films were used.

Results: The results of the statistical analysis of the polarization-interference mapping method with digital Fourier reconstruction and phase scanning of complex amplitude distributions and algorithmic calculation of the real and imaginary components of Jones matrix images of bile film samples are presented and physically analyzed. Statistical markers that are most sensitive to changes in the polycrystalline structure of dehydrated bile films are established and high accuracy (97.6%) of differential diagnosis of cholelithiasis is demonstrated.

Conclusions: General scenarios for the transformation of the statistical structure of the set of Jones matrix images, which are reproduced in different phase planes of the object field of dehydrated bile films, are established. A set of structures of self-assembled molecular networks (hereinafter referred to as supramolecular networks) formed during the dehydration of bile films, which are diagnostic markers most sensitive to pathological changes, has been identified. They turned out to be asymmetry and kurtosis, which characterize the coordinate distributions of the values of the real and imaginary components of the Jones matrix.

KEYWORDS: polarization; Jones matrix; optical anisotropy; biological fluid; statistical moments; polycrystalline films of dehydrated bile.