

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ
ФЕДЬКОВИЧА

Кваліфікаційна наукова праця на
правах рукопису

УДК 535.512:616-073.55

МІКІРІН ІВАН СЕРГІЙОВИЧ

ДИСЕРТАЦІЯ

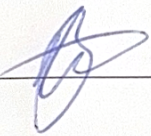
ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-КОРЕЛЯЦІЙНІ МАТРИЦІ МЮЛЛЕРА
ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ МЕРЕЖ ОБ'ЄКТІВ М'ЯКОЇ МАТЕРІЇ

104 - Фізика та астрономія

10 - Природничі науки

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

 I.S. Мікірін

Науковий керівник Ушенко Олександр Григорович, доктор фізико-математичних наук, професор

Чернівці – 2026

АНОТАЦІЯ

Мікірін Іван Сергійович «Поляризаційно-кореляційні матриці Мюллера полікристалічних мереж об'єктів м'якої матерії» – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії за спеціальністю 104 Фізика та астрономія. Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Чернівці, 2026

Наведено і проаналізовано теоретичні відомості, щодо: модельного Мюллер-матричного описання сукупності фізичних механізмів кристалів з лінійним і циркулярним двопроменезаломленням і дихроїзмом; застосування диференціального матричного представлення поляризаційної і деполаризаційної складових матриці Мюллера оптично анізотропної архітектоники шару м'якої матерії; реалізації поляризаційно-інтерференційних принципів пошарового диференціального матричного сканування об'єктних полів біологічних тканин. Визначено аналітичні алгоритми реконструкції координатних розподілів середніх значень і флуктуацій величини параметрів періодичної структури фазової та амплітудної анізотропії полікристалічної архітектоники біологічних тканин за відтвореними поляризаційно-інтерференційними мапами парціальних елементів диференціальних матриць 1-го і 2-го порядків. На основі розробленої моделі диференціального Мюллер-матричного розкладу експериментально визначена сукупність нових об'єктивних діагностично-актуальних статистичних і вейвлет фізичних взаємозв'язків між структурними (фібрилярна тканина нирки і паренхіматозна легенева тканина) і патологічними (доброякісна кіста яєчника і передраковий ендометріоз) морфологічними і топологічними дефектами - трансформаціями і статистичними моментами 1-4-го порядків, що характеризують зміни поляризаційно-інтерференційно відтворених пошарових розподілів парціальних елементів диференціальних матриць 1-го і 2-го порядків і залежностей амплітуд вейвлет коефіцієнтів таких мап для різних масштабів МНАТ функції.

Дисертаційна робота містить новий і системний підхід до розв'язання

актуальної наукової та практичної проблеми фізичних основ багатопараметричної лазерної біомедичної візуалізації топологічних дефектів періодичної структури біологічних кристалів з розробки комплексної системи об'єктивних критеріїв Мюллер-матричного поляризаційного моніторингу змін статистичної і масштабно-селективної (вейвлет) структури координатних розподілів середніх значень і флуктуацій величини параметрів фазової та амплітудної анізотропії полікристалічної архітекtonіки біологічних тканин за відтвореними поляризаційно-інтерференційними спекл-мапами парціальних елементів диференціальних матриць 1-го і 2-го порядків, а також у визначенні та клінічному застосуванні сукупності об'єктивних маркерів орієнтаційних і фазових змін структури оптично анізотропної архітекtonіки біологічних препаратів.

У дослідженні використовувалися наступні методи:

1. Еліпсометрія.
2. Поляризаційно-інтерференційний:
 - Поляризаційно-відфільтровані інтерференційні картини спекл-поля в площині мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин.
3. Цифрової голографічної реконструкції:
 - Алгоритмічне цифрове 2D відтворення розподілів комплексних амплітуд об'єктного поля.
4. Фазового сканування
 - Пошарові розподіли поля комплексних амплітуд.
5. Диференціального Мюллер-матричного картографування
 - Алгоритмічна реконструкція мап парціальних елементів диференціальної матриці 1-го порядку.
 - Алгоритмічна реконструкція мап парціальних елементів диференціальної матриці 2-го порядку.
 - Алгоритмічна реконструкція мап середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму.

- Алгоритмічна реконструкція мап флуктуацій величини лінійного і циркулярного двопротинезаломлення та дитроїзму.
- Обчислення статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи середніх значень параметрів фазової і амплітудної анізотропії нативних препаратів біологічних тканин.
- Обчислення статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи флуктуацій величини параметрів фазової і амплітудної анізотропії нативних препаратів біологічних тканин.
- Вейвлет розклад мап середніх значень і флуктуацій величини параметрів фазової та амплітудної анізотропії та обчислення статистичних моментів 1-го – 2-го порядків, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів на різних масштабах скануючої МНАТ функції.

Експериментально апробовано поляризаційно-інтерференційний метод диференціального Мюллер-матричного картографування поляризаційних параметрів спекл полів оптичної анізотропної полікристалічної архітектури шарів м'якої матерії з цифровим голографічним відтворенням пошарових мап парціальних елементів диференціальних матриць 1-го і 2-го порядку гістологічних зрізів фібрилярних (нирка) і паренхіматозних (легенева тканина) біологічних тканин з різною морфологічною будовою.

2. З одержаних результатів статистичного аналізу мап парціальних елементів диференціальних матриць 1-го порядку гістологічних зрізів фібрилярної тканини нирки встановлено відмінність від нуля всіх центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків і виявлено сценарії зміни їх величини в процесі цифрового фазового сканування спекл поля комплексних амплітуд.

3. З одержаних результатів статистичного аналізу мап парціальних елементів диференціальних матриць 1-го порядку гістологічних зрізів паренхіматозної легеневої тканини встановлено незначні топологічні дефекти і поляризаційні прояви структурної анізотропії у порівнянні із розподілами параметрів хіральної анізотропії.

4. Аналіз статистичних даних про пошарові мапи оптичної анізотропії гістологічних зрізів тканини нирки виявив найбільш чутливі маркери – статистичні моменти вищих порядків, які характеризують асиметрію і ексцес розподілів лінійного двопронезаломлення і дихроїзму.

5. Аналіз статистичних даних про пошарові мапи оптичної анізотропії гістологічних зрізів легеневої тканини виявив найбільш чутливі маркери – статистичні моменти вищих порядків, які характеризують асиметрію і ексцес розподілів циркулярного двопронезаломлення і дихроїзму.

6. Наведено результати вейвлет аналізу алгоритмічно відтворених методом поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування мап середніх значень лінійного і циркулярного двопронезаломлення та дихроїзму полікристалічної фібрилярної і паренхіматозної архітекtonіки нативних гістологічних зрізів м'якої матерії нирки і легеневої тканини.

7. Виявлено, що для фібрилярної архітекtonіки м'якої матерії тканини нирки уставлено статистичну перевагу фізичних механізмів структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$ фібрилярних мереж оптично одновісних біологічних кристалів над оптично активними хіральними молекулярними протеїновими комплексами $\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$. Навпаки, для оптично анізотропної паренхіми м'якої матерії легеневої тканини переважними механізмами оптичної анізотропії є циркулярне двопронезаломлення і дихроїзм хіральних молекулярних протеїнових комплексів.

8. Систематизовані матеріали експериментальних результатів та фізичного обґрунтування діагностичного застосування методу поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування оптично анізотропної архітекtonіки шарів м'якої матерії репродуктивної сфери жінки – гістологічних зрізів біопсії матки.

9. Розглянуто ефективність та визначена точність диференціальної діагностики доброякісних і передракових станів тканини ендометрія з

використанням статистичного аналізу алгоритмічно відтворених мап середніх значень параметрів лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму оптично анізотропної архітекtonіки репрезентативних вибірок зразків нативних гістологічних зрізів стінки матки.

10. Установлено кореляцію експериментальних даних методу поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування зразків нативних гістологічних зрізів ендометрія обох типів і фізичного обґрунтування поляризаційних проявів патологічних станів оптично анізотропної полікристалічної архітекtonіки:

- центральні статистичні моменти 1-го – 2-го порядку, які характеризують середнє і дисперсію координатних розподілів середніх значень параметрів структурної анізотропії зразків ендометрію у передраковому стані зростають у межах від 1,28 до 1,38 разів;

- протилежна тенденція спостерігається для центральних статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують асиметрію і ексцес координатних розподілів середніх значень параметрів структурної анізотропії зразків ендометрію у передраковому стані – має місце зменшення середньостатистичних величин у межах від 1,47 до 1,55 разів;

- найбільш чутливим до патологічних передракових змін оптично анізотропної хіральної складової архітекtonіки нативних гістологічних зрізів ендометрія виявився центральний статистичний момент 4-го порядку, який характеризує гостроту піку сукупності координатних розподілів середніх значень параметрів циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму – його величина якого зростає до 1,34 разів.

11. У рамках інформаційного аналізу діагностичних можливостей поляризаційно-інтерференційного пошарового диференціального Мюллер-матричного картографування установлено наступні максимальні рівні збалансованої точності детектування передракових станів ендометрія:

- хороший ($Ac(\langle LB \rangle) = \%$) і дуже хороший ($Ac(\langle LB, \theta = \pi/8 \rangle) = 94,7\%$) рівні;
- задовільний ($Ac(\langle LD \rangle) = \%$) і хороший ($Ac(\langle LD, \theta = \pi/8 \rangle) = 89,5\%$) рівні;
- задовільний ($Ac(\langle CB \rangle) = 78,9\%$; $Ac(\langle CB, \theta = \pi/8 \rangle) = 84,5\%$) рівень;
- незадовільний ($Ac(\langle CD \rangle) = 73,7\%$; $Ac(\langle CD, \theta = \pi/8 \rangle) = 78,9\%$) рівень.

12. Результати статистичного аналізу лінійних розподілів $A(\mu_k, b)$ випадкових значень амплітуди $A(\mu_k)$ вейвлет коефіцієнтів μ_k пошарових (θ) мап середніх ($\langle \rangle$) значень структурної ($\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$) і хіральної ($\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$) анізотропії зразків нативних гістологічних зрізів м'якої тканини ендометрія продемонстрували кореляцію між експериментальними результатами і висновками фізичного аналізу:

- Для алгоритмічно відтворених пошарових топографічних мап $\langle OA(m, n) \rangle$ середніх значень лінійного і циркулярного двопротомезаломлення і дихроїзму $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$ величини статистичних параметрів $Z_1(a)$ і $Z_2(a)$ є індивідуальними на всіх масштабах a солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

- Статистичну перевагу фізичних механізмів періодичної структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$ фібрилярних мереж оптично одновісних біологічних кристалів над оптично активними хіральними молекулярними протеїновими комплексами $\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$, - $Z_{1;2}(\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle) > Z_{1;2}(\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle)$.

- Для випадків зовнішнього генітального ендометріозу має місце значне збільшення значень центральних статистичних моментів 1-го $Z_1 \uparrow$ (у 1,38 – 1,51 рази) і 2-го $Z_2 \uparrow$ (у 1,42 – 1,98 рази), порядків, які характеризують середнє і дисперсію лінійних залежностей величини амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k, b)$

топографічних мап фазової і амплітудної анізотропії $\langle OA(m, n) \rangle$ на всіх масштабах a солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

13. Інформаційний аналіз з використанням сукупності діагностичних маркерів $Z_{1;2}(\langle OA \rangle)$ виявив наступні рівні збалансованої точності диференціації зразків ендометрія з групи 1 і групи 2:

- $Ac(\langle LB(m, n) \rangle) = 100\%$ - відмінний рівень;
- $Ac(\langle LD(m, n) \rangle) = 94,7\%$ - відмінний рівень;
- $Ac(\langle CB(m, n) \rangle) = 89,5\%$ - дуже хороший рівень;
- $Ac(\langle CD(m, n) \rangle) = 84,2\%$ - хороший рівень.

Ключові слова: оптика, лазер, поляризація, кристал, топологічні дефекти, періодична структура, розсіювання, фаза, спекл, матриця Мюллера, еліпсометрія, плівка, статистичні моменти, дихроїзм, оптична діагностика.

ABSTRACT

Mikirin Ivan. "Muller polarization-correlation matrices of polycrystalline networks of soft matter objects" – Qualification scientific work as a manuscript.

Dissertation for the degree of Doctor of Philosophy, specialty 104 Physics and Astronomy. Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, Chernivtsi, 2026. Thesis for the degree of Doctor of Philosophy in the field of Physics and astronomy

Theoretical information is presented and analysed regarding: the model Müller matrix a description of the set of physical mechanisms underlying crystals exhibiting linear and circular birefringence and dichroism; the application of a differential matrix representation of the polarisation and depolarisation components of the Mueller matrix of the optically anisotropic architectonics of a layer of soft matter; the implementation of polarisation-interference principles of layer-by-layer differential matrix scanning of object fields of biological tissues. Analytical algorithms have been determined for the

reconstruction of coordinate distributions of mean values and fluctuations in the values of the parameters of the periodic phase structure and amplitude anisotropy parameters of the polycrystalline architectonics of biological tissues based on reconstructed polarisation interference maps of partial elements of differential matrices of the 1st and 2nd orders.

Based on the developed model of differential Müller matrix decomposition, a set of new objective diagnostically relevant statistical and wavelet physical relationships between structural (fibrillar kidney tissue and parenchymal lung tissue) and pathological (benign ovarian cyst and precancerous endometriosis) morphological and topological defects – transformations and statistical moments of 1-4 orders, characterising changes in the polarisation-interference-reproduced layer-by-layer distributions of partial elements of differential matrices of the 1st and 2nd orders and dependencies of the amplitudes of wavelet coefficients of such maps for different scales of the MHAT function.

The dissertation contains a new and systematic approach to solving the topical scientific and practical problem of the physical principles of multi-parameter laser biomedical imaging of topological defects in the periodic structure of biological crystals by developing a comprehensive system of objective criteria for Müller-matrix polarisation monitoring of changes in statistical and scale-selective (wavelet) structures of coordinate distributions of mean values and fluctuations in the magnitude of phase and amplitude anisotropy parameters of polycrystalline architectonics of biological tissues based on reproduced polarisation-interference speckle-maps of partial elements of differential matrices of the 1st and 2nd orders, as well as in the determination and clinical application of a set of objective markers of orientation and phase changes in the structure of optically anisotropic architectonics of biological preparations.

The following methods were used in the study:

1. Ellipsometry
2. Polarisation interference:
 - Polarisation-filtered interference patterns speckle-field in the plane of microscopic images of histological sections of biological tissues.
3. Digital holographic reconstruction:

- Algorithmic digital 2D reproduction of complex amplitude distributions of the object field.
4. Phase scanning
 - Layer-by-layer distributions of complex amplitude fields.
 5. Differential Müller matrix mapping
 - Algorithmic reconstruction of maps of partial elements of a 1st order differential matrix.
 - Algorithmic reconstruction of maps of partial elements of a second-order differential matrix.
 - Algorithmic reconstruction of maps of average values of linear and circular birefringence and dichroism.
 - Algorithmic reconstruction of maps of fluctuations in linear and circular birefringence and dichroism.
 - Calculation of statistical moments of the 1st to 4th orders, which characterise maps of average values of phase and amplitude anisotropy parameters of native biological tissue preparations.
 - Calculation of statistical moments of the 1st to 4th orders, which characterise maps of fluctuations in the values of phase and amplitude anisotropy parameters of native biological tissue preparations.
 - Wavelet decomposition of maps of average values and fluctuations in the magnitude of phase and amplitude anisotropy parameters and calculation of statistical moments of the 1st and 2nd orders, which characterise the distributions of the magnitudes of wavelet coefficients at different scales of the scanning MHAT function.

An experimental validation the polarisation-interference method of differential Müller matrix mapping of polarization parameters field speckle of optical anisotropic polycrystalline architectonics of soft matter layers with digital holographic reproduction of layer-by-layer maps of partial elements of differential matrices of the 1st and 2nd order

of histological sections of fibrillar (kidney) and parenchymal (lung tissue) biological tissues with different morphological structures.

2. The results of statistical analysis of maps of partial elements of first-order differential matrices of histological sections of fibrillar kidney tissue showed that all central statistical moments of the first to 4th orders were found to be different from zero, and scenarios for changes in their values during digital phase scanning of the complex amplitude speckle field were identified.

3. The results of statistical analysis of maps of partial elements of first-order differential matrices of histological sections of parenchymal lung tissue revealed insignificant topological defects and polarisation manifestations of structural anisotropy compared to the distributions of chiral anisotropy parameters.

4. Analysis of statistical data on layer-by-layer maps of optical anisotropy of histological sections of kidney tissue revealed the most sensitive markers – statistical moments of higher orders that characterise the asymmetry and excess of linear birefringence and dichroism distributions.

5. Analysis of statistical data on layer-by-layer maps of optical anisotropy of histological sections of lung tissue revealed the most sensitive markers – statistical moments of higher orders that characterise the asymmetry and excess of circular birefringence and dichroism distributions.

6. The results of wavelet analysis of algorithmically reproduced by the polarisation-interference differential Müller matrix mapping of maps of average values of linear and circular birefringence and dichroism of polycrystalline fibrillar and parenchymal architectonics of native histological sections of soft kidney and lung tissue.

7. It has been found that for the fibrillar architectonics of the soft tissue of the kidney, a statistical preference for physical mechanisms of structural anisotropy has been established. $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$ fibrillar networks of optically uniaxial biological crystals over optically active chiral molecular protein complexes $\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$. Conversely, for optically anisotropic parenchyma of soft lung tissue, the predominant mechanisms of optical anisotropy are circular birefringence and

dichroism of chiral molecular protein complexes.

8. Systematised materials of experimental results and physical justification of the diagnostic application of the polarisation-interference differential Müller matrix mapping method of optically anisotropic architectonics of soft tissue layers of the female reproductive sphere – histological sections of uterine biopsy.

9. The effectiveness and accuracy of differential diagnosis of benign and precancerous conditions of the endometrial tissue were examined using statistical analysis of algorithmically reproduced maps of average values of linear and circular birefringence and dichroism parameters of optically anisotropic architectonics of representative samples of native histological sections of the uterine wall.

10. A correlation has been established between experimental data obtained using the polarisation-interference differential Müller matrix mapping method on samples of native histological sections of both types of endometrium and the physical justification of polarisation manifestations of pathological conditions in optically anisotropic polycrystalline architectonics:

- the central statistical moments of the 1st and 2nd order, which characterise the mean and variance of the coordinate distributions of the mean values of the parameters of structural anisotropy of endometrial samples in a precancerous state, increase by a factor of 1.28 to 1.38;

- the opposite trend is observed for the central statistical moments of the 3rd and 4th orders, which characterise the asymmetry and excess of the coordinate distributions of the mean values of the parameters of structural anisotropy of endometrial samples in a precancerous state – there is a decrease in the average statistical values within the range of 1.47 to 1.55 times;

The central statistical moment of the 4th order, which characterises the sharpness of the peak of the set of coordinate distributions of the mean values of the parameters of circular birefringence and dichroism, was found to be the most sensitive to pathological precancerous changes in the optically anisotropic chiral component of the architectonics of native histological sections of the endometrium. Its value increases to , which

characterises the sharpness of the peak of the set of coordinate distributions of the mean values of the parameters of circular birefringence and dichroism – its value increases to 1.34 times.

11. As part of the information analysis of the diagnostic capabilities of polarisation-interference layer-by-layer differential Müller matrix mapping, the following maximum levels of balanced accuracy in detecting precancerous conditions of the endometrium have been established:

- good ($Ac(\langle LB \rangle) = \%$) and very good ($Ac(\langle LB, \theta = \pi/8 \rangle) = 94,7\%$) levels;
- satisfactory ($Ac(\langle LD \rangle) = \%$) and good ($Ac(\langle LD, \theta = \pi/8 \rangle) = 89,5\%$) levels;
- satisfactory ($Ac(\langle CB \rangle) = 78,9\%$; $Ac(\langle CB, \theta = \pi/8 \rangle) = 84,5\%$) level;
- unsatisfactory ($Ac(\langle CD \rangle) = 73,7\%$; $Ac(\langle CD, \theta = \pi/8 \rangle) = 78,9\%$) level.

12. Results of statistical analysis of linear distributions $A(\mu_k, b)$ random amplitude values $A(\mu_k)$ wavelet coefficients μ_k layered (θ) maps of averages ($\langle \rangle$) structural values ($\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$) and chiral ($\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$) Anisotropy of native histological sections of soft endometrial tissue demonstrated a correlation between experimental results and physical analysis conclusions:

- For algorithmically reproduced layer-by-layer topographic maps $\langle OA(m, n) \rangle$ mean values of linear and circular birefringence and dichroism $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$ values of statistical parameters $Z_1(a)$ i $Z_2(a)$ are individual at all scales of the soliton-like MHAT function $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.
- Statistical advantage of physical mechanisms of periodic structural anisotropy $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$ fibrillar networks of optically uniaxial biological crystals over optically active chiral molecular protein complexes $\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$, - $Z_{1;2}(\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle) > Z_{1;2}(\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle)$.

- In cases of external genital endometriosis, there is a significant increase in the values of the central statistical moments of the 1st $Z_1 \uparrow$ (1.38–1.51 times) and 2nd $Z_2 \uparrow$ (by 1.42–1.98 times), orders characterising the mean and variance of linear dependencies of the amplitude of wavelet coefficients $A(\mu_k, b)$ topographic maps of phase and amplitude anisotropy $\langle OA(m, n) \rangle$ at all scales a solute-like MHAT function $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

13. Information analysis using a set of diagnostic markers $Z_{1;2}(\langle OA \rangle)$ revealed the following levels of balanced accuracy in differentiating endometrial samples from group 1 and group 2:

- $Ac(\langle LB(m, n) \rangle) = 100\%$ - excellent level;
- $Ac(\langle LD(m, n) \rangle) = 94,7\%$ - excellent level;
- $Ac(\langle CB(m, n) \rangle) = 89,5\%$ - very good level;
- $Ac(\langle CD(m, n) \rangle) = 84,2\%$ - good level.

Keywords: optics, laser, polarisation, crystal, topological defects, periodic structure, scattering, phase, speckle, Mueller matrix, Ellipsometry, film, statistical moments, dichroism, optical diagnostics.

Список публікацій за темою дисертації

Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації

Наукові праці у періодичних наукових виданнях, проіндексованих у наукометричній базі даних Scopus

1. Dubolazov A., Ushenko A., Panko I., Skliarchuk V., Struk Y., Mikirin I., Zheng J., Tymchuk V. Polarization-holographic phasometry of the layered vector structure of laser object fields of soft matter polycrystalline layers. Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering. 2024. Vol. 12938. Art. no. 1293820. (**Scopus**) (*Внесок авторів: Dubolazov A. – формулювання концепції та методології дослідження; Ushenko A. – наукове керівництво та редагування; Panko I., Skliarchuk V., Struk Y. –*

експериментальні дослідження та обробка результатів; Mikirin I. – програмна реалізація та аналіз отриманих даних; Zheng J., Tymchuk V. – інтерпретація результатів та підготовка матеріалів до публікації).

2. Padure A., Bakun O., Mikirin I., Dubolazov A., Soltys I., Olar O., Ushenko Y., Ushenko O., Palii I., Kumargazhanova S. Differential Mueller-matrix mapping of the polycrystalline component of biological tissues of human organs. *Informatyka, Automatyka, Pomiarы w Gospodarce i Ochronie Środowiska*. 2024. Vol. 14, No. 4. P. 23–27. (**Scopus**) (Внесок авторів: Padure A. – формулювання концепції дослідження; Bakun O. – методологія та організація експерименту; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів диференціального Мюллер-матричного мапінгу та аналіз даних; Dubolazov A., Soltys I., Olar O. – проведення експериментальних вимірювань; Ushenko Y., Ushenko O. – наукове керівництво та редагування; Palii I., Kumargazhanova S. – інтерпретація результатів і підготовка матеріалів до публікації).

3. Ushenko A., Pavlyukovich N., Khukhlina O., Pavlyukovich O., Gorsky M., Soltys I., Dubolazov A., Ushenko Y., Salega O., Mikirin I., Zheng J., Chen Z., Bin L. Layer-by-layer multifractal scanning of optically anisotropic architectonics of blood plasma films: Fundamental and applied aspects. *Photonics*. 2025. Vol. 12, No. 3. Art. no. 215. (**Scopus, Q2**)

<https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=21100833027&tip=sid&clean=0>
(Внесок авторів: Salega O.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ushenko O.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Pavlyukovich N., Khukhlina O., Pavlyukovich O., Gorsky M., Soltys I., Dubolazov A., Ushenko Y., Mikirin I., Zheng J., Chen Z., Bin L. проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів).

4. Ushenko O., Bilookyi O., Ushenko Y., Dubolazov A., Soltys I., Olar O., Mikirin I., Skliarchuk V., Salega O., Karas O., Rakhimbayeva G., Rogovyi Y., Kozan N., Zheng J., Alimbayeva Z., Omiotek Z. 3D polarimetry of laser induced speckle fields for phase

detection thyroid gland polycrystalline structure and traumatic necrosis of human internal organs. Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering. 2024. Vol. 13400. Art. no. 1340006. **(Scopus)** (*Внесок авторів*: Salega O: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ushenko O: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Bilookyi O., Ushenko Y., Dubolazov A., Soltys I., Olar O., Mikirin I., Skliarchuk V., Karas O., Rakhimbayeva G., Rogovyi Y., Kozan N., Zheng J., Alimbayeva Z., Omiotek Z. проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів).

5. Ushenko Y., Dvorzhak V., Dubolazov O., Ushenko O., Mikirin I., Hu Z. Analytical and Computer Polarization-Correlation Processing of Brest Tumors' Laser Fields for Cancer Detection. International Journal of Image, Graphics and Signal Processing. 2023. Vol. 15, No. 6. P. 41–53. **(Scopus)** (*Внесок авторів*: Ushenko Y. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Dvorzhak V., Dubolazov O. – експериментальні вимірювання та збір лазерних полів; Ushenko O. – методологія поляризаційно-кореляційної обробки; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів обробки та аналіз результатів; Hu Z. – інтерпретація отриманих даних і підготовка матеріалів до публікації).

6. Ushenko Y., Trifonyuk L., Soltys I., Dubolazov O., Ushenko O., Mikirin I., Litvinenko O., Wanchuliak O., Sachaniuk-Kavets'Ka N., Dembitska S., Omiotek Z., Oralbekova D., Akhmediarova A. Polarization methods and matrix interference systems for diagnosing the polycrystalline structure of soft matter layers. Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering. 2023, vol. 12985, art. no. 129850P. **(Scopus)** (*Внесок авторів*: Ushenko Y. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Trifonyuk L., Soltys I., Dubolazov O. – експериментальні вимірювання та збір даних; Ushenko O., Litvinenko O., Wanchuliak O. – розробка методології поляризаційного та матричного інтерференційного аналізу; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів аналізу та візуалізація результатів; Sachaniuk-Kavets'Ka N., Dembitska S., Omiotek Z., Oralbekova D., Akhmediarova A. –

інтерпретація отриманих даних і підготовка матеріалів до публікації).

7. Ushenko Y., Ushenko A., Dubolazov A., Gorsky M., Soltys I., Litvinenko O., Bachinsky V., Mikirin I., Salega O., Garasim I., Zheng J., Bin L. Phase waves of local depolarization in biological tissues object speckle fields: Fundamental and applied aspects. Journal of Innovative Optical Health Sciences. 2025. Art. no. 2550009. (**Scopus, Q3** –

<https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=19900192592&tip=sid&clean=0>)

(*Внесок авторів:* Ushenko A.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Salega O.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ushenko Y., Dubolazov A., Gorsky M., Soltys I., Litvinenko O., Bachinsky V., Mikirin I., Garasim I., Zheng J., Bin L. : проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів).

8. Wójcik W., Hu Z., Ushenko Y., Smolarz A., Soltys I., Dubolazov O., Ushenko O., Litvinenko O., Mikirin I., Gordey I., Pavlyukovich O., Pavlov S., Pavlyukovich N., Amirgaliyeva S., Kalizhanova A., Aitkulov Z. Optical sensor system for 3D Jones matrix reconstruction of optical anisotropy maps of self-assembled polycrystalline soft matter films. Sensors. 2024. Vol. 24, No. 5. Art. no. 1589. (**Scopus, Q2** – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=130124&tip=sid&clean=0>) (*Внесок авторів:* Wójcik W., Hu Z., Smolarz A., Soltys I., Pavlov S., Amirgaliyeva S., Kalizhanova A., Aitkulov Z. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Ushenko Y., Ushenko O., Dubolazov O., Litvinenko O. – розробка методології 3D-реконструкції матриці Джонса та експериментальні вимірювання; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів обробки та аналізу даних; Gordey I., Pavlyukovich O., Pavlyukovich N. – інтерпретація результатів і підготовка матеріалів до публікації).

9. Ushenko O., Ushenko Y., Bilookyi O., Dubolazov A., Gorsky M., Soltys I., Rohovy Y., Bilookyi V., Pavlyukovich N., Mikirin I., Salega O., Bin L., Zheng J. Polarization-interference Jones matrix sensors of layer-by-layer scanning of polycrystalline

- dehydrated blood films: Fundamental and applied aspects. *Sensors*. 2025. Vol. 25, No. 20. Art. no. 6262. (**Scopus**, **Q2** – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=130124&tip=sid&clean=0>) (*Внесок авторів*: Ushenko O., Ushenko Y. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Bilookyi O., Dubolazov A., Gorsky M., Soltys I., Rohovy Y., Bilookyi V., Pavlyukovich N. – проведення експериментальних вимірювань та підготовка біологічних зразків; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів аналізу поляризаційно-інтерференційних даних та обробка результатів; Salega O., Bin L., Zheng J. – інтерпретація отриманих даних і підготовка матеріалів до публікації).
10. Ushenko A., Zheng J., Gorsky M., Dubolazov A., Ushenko Y., Soltys I., Mikirin I., Chen Z., Wanchuliak O., Gordey I., Jingxian C. 3D digital holographic polarimetry of diffuse optically anisotropic biological tissue object fields. *Frontiers in Physics*. 2023. Vol. 11. Art. no. 1288935. (**Scopus**, **Q2** – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=21100831025&tip=sid&clean=0>). (*Внесок авторів*: Ushenko A. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Zheng J. – розробка експериментальної схеми цифрової голографічної поляриметрії; Gorsky M., Dubolazov A. – експериментальні вимірювання та первинна обробка даних; Ushenko Y., Soltys I. – методологія аналізу оптично анізотропних структур; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів 3D-реконструкції та аналіз результатів; Chen Z., Wanchuliak O., Gordey I., Jingxian C. – інтерпретація отриманих даних і підготовка матеріалів до публікації).
11. Ushenko Ya.A., Hu Z., Bezhenar I.L., Gorsky M.P., Dubolazov O.V., Bakun O., Mikirin I., Garazdyuk M.S., Pavlyukovych O., Pavlyukovych N. Study of the evolution of phase images of the skin for differentiation of the lifetime and post-mortal skin abrasions and the time of their appearance. *SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology*. 2023. P. 77–93. (**Scopus**) (*Внесок авторів*: Ushenko Ya.A. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Hu Z., Bezhenar I.L., Gorsky M.P. – експериментальні дослідження та збір даних;

Dubolazov O.V., Bakun O. – розробка методології аналізу фазових зображень; Mikiran I. – програмна реалізація алгоритмів обробки та аналізу даних; Garazdyuk M.S., Pavlyukovych O., Pavlyukovych N. – інтерпретація результатів і підготовка матеріалів до публікації).

12. Ushenko O., Bilookyi O., Zheng J., Dubolazov A., Olar O., Ushenko Y., Soltys I., Mikiran I., Skliarchuk V., Chen Z. 3D digital holographic polarimetry of laser speckle fields formed by polycrystalline blood films: A tool for differential diagnosis of thyroid pathology. *Frontiers in Physics*. 2024. Vol. 12. Art. no. 1426469. (**Scopus, Q2** – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=21100831025&tip=sid&clean=0>)

(Внесок авторів: Ushenko O. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Bilookyi O. – клінічний супровід і відбір зразків; Zheng J., Dubolazov A. – розробка експериментальної схеми цифрової голографічної поляриметрії; Olar O., Ushenko Y., Soltys I. – проведення експериментальних вимірювань та первинна обробка даних; Mikiran I. – програмна реалізація алгоритмів 3D-аналізу лазерних спекл-полів і статистична обробка результатів; Skliarchuk V., Chen Z. – інтерпретація отриманих даних та підготовка матеріалів до публікації).

13. Ushenko O., Mikiran I., Zheng J., Chen Z., Bin L., Kyfyak V., Vinnychuk O., Motrich A. Economic prospects of implementation 3D digital polarimetry of diffuse biological tissues objects. *Proceedings of SPIE – Seventeenth International Conference on Correlation Optics*. 2025. Vol. 13813. 1381337. <https://doi.org/10.1117/12.3093288>. (**Scopus**) (Внесок авторів: Mikiran I.: проведення розрахунків, редагування статті, обговорення результатів; Ushenko O.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Zheng J., Chen Z., Bin L.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів; Vinnychuk O., Kyfyak V.: робота над економічною складовою статті; Motrich A.: обговорення результатів)

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	23
ВСТУП	24
РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ І СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ЛАЗЕРНИХ ПОЛІВ.....	33
1.1 Аналітичний огляд методів біомедичного поляризаційного картографування шарів тканин і плівок рідин органів людини	33
1.2. Багатофункціональна поляризаційна і еліпсометрія мікроскопія біологічних шарів.....	35
1.3. Діагностичні застосування методів і систем поляризаційної Мюллер- і Джонс-матричної мікроскопії біологічних тканин і плівок рідин	36
РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ	51
2.1. Дизайн дисертаційного дослідження.....	51
2.2. Коротка теорія та основні аналітичні співвідношення.....	56
2.2.1. Матриці Мюллера основних механізмів оптичної фазової і амплітудної анізотропії.....	56
2.2.2. Узагальнена матриця Мюллера оптично-тонкого біологічного шару з фазовою та амплітудною анізотропією.....	59
2.2.3. Мюллер-матричне моделювання поляризаційних властивостей оптично-товстих полікристалічних шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини з періодичною структурою і топологічними дефектами	60
2.3. Диференціальна поляризаційна томографія поляризаційної складової матриці Мюллера надмолекулярної полікристалічної структури шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини.....	64

2.4. Диференціальна дифузна томографія деполяризаційної складової матриці Мюллера надмолекулярної полікристалічної структури шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини.....	66
2.5. Оптична схема 3D поляризаційно-інтерференційної Стоксполяриметрії спекл полів	69
2.6. Методика Стоксполяриметричного вимірювання фазових мап парціальних елементів диференціальної матриці 1-го порядку	71
2.7. Методика вимірювання диференціальної матриці 2-го порядку	72
2.8. Методика поляризаційно-інтерференційного визначення сукупності елементів матриці Мюллера.	73
2.9. Алгоритми аналітичної обробки експериментальних даних.	76
2.9.1. Статистичний аналіз.	76
2.9.2. Вейвлет аналіз	78
2.9.3. Інформаційний аналіз.	79
2.10. Об'єкти дослідження.	79
2.11. Висновки до розділу 2.	81
РОЗДІЛ 3. ДИФЕРЕНЦІАЛЬНЕ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНЕ КАРТОГРАФУВАННЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ ФІБРИЛЯРНИХ І ПАРЕНХІМАТОЗНИХ ШАРІВ НАТИВНОГО ГІСТОЛОГІЧНОГО ЗРІЗУ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ	82
3.1. Поляризаційно-інтерференційне пошарове диференціальне Мюллер-матричне картографування періодичної структури фібрилярної архітекtonіки нативних гістологічних зрізів нирки.....	83
3.1.1. Координатна і статистична структура мапи елементів диференціальної матриці 1-го порядку топологічних дефектів гістологічних зрізів нирки	83

3.1.2. Координатна і статистична структура пошарових мап елементів диференціальної матриці 1-го порядку гістологічних зрізів нирки.	89
3.2. Пошарові мапи середніх значень оптичної анізотропії фібрилярної архітектоніки гістологічних зрізів нирки.....	96
3.3. Поляризаційно-інтерференційне пошарове диференціальне Мюллер-матричне картографування паренхіматозної архітектоніки нативних гістологічних зрізів легеневої тканини.	103
3.3.1. Координатна і статистична структура мап елементів диференціальної матриці 1-го порядку гістологічних зрізів легеневої тканини.	103
3.4. Мапи середніх значень оптичної анізотропії паренхіматозної архітектоніки гістологічних зрізів легеневої тканини.	110
3.5. Висновки до розділу 3.	117
РОЗДІЛ 4. ВЕЙВЛЕТ АНАЛІЗ АП ОПТИЧНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ ФІБРИЛЯРНОЇ І ПАРЕНХІМАТОЗНОЇ АРХІТЕКТОНІКИ ШАРІВ НАТИВНОГО ГІСТОЛОГІЧНОГО ЗРІЗУ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ	120
4.1. Вейвлет аналіз мап середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму фібрилярних мереж гістологічних зрізів нирки.....	120
4.2. Вейвлет аналіз пошарових мап середніх значень параметрів двопроменезаломлення та дихроїзму гістологічних зрізів нирки	128
4.4. Вейвлет аналіз пошарових мап середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму паренхіми гістологічних зрізів легеневої тканини.....	136
4.5. Висновки до розділу 4.	144
РОЗДІЛ 5. ДІАГНОСТИЧНІ ЗАСТОСУВАННЯ ДИФЕРЕНЦІАЛЬНОГО	

МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОГО КАРТОГРУВАННЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ СКЛАДОВОЇ ШАРІВ НАТИВНОГО ГІСТОЛОГІЧНОГО ЗРІЗУ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ	146
5.1. Коротка характеристика об'єктів дослідження	147
5.2. Диференціальна діагностика патологічних станів зразків ендометрія з топологічними дефектами шляхом статистичного аналізу мап анізотропії полікристалічної архітекtonіки	147
5.2. Диференціальна діагностика патологічних станів зразків ендометрія шляхом статистичного аналізу параметрів вейвлет перетворення мап анізотропії полікристалічної архітекtonіки	162
5.3. Висновки до розділу 5.	181
ВИСНОВОК.....	184
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	187
ДОДАТКИ	207

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

БР	біологічні рідини
БТ	біологічні тканини
ДС	двопроменезаломлюючі структури
ЕП	еліптична поляризація
ІХС	ішемічна хвороба серця
КТ	комп'ютерна томографія
ММІ	зображення матриці мюллера
МРТ	магнітно-резонансна томографія
РМІ	зображення матриці мюллера
ПЧОКТ	поляризаційно-чутлива оптично когерентна томографія
МНАТ	масштаб солетоноподібної вейвлет
МММ	матрична мікроскопія мюллера
ММД	дифузійна томографія матриці
ML	алгоритм машинного навчання
ММ	матриця Мюллера
ММІР	поляриметрична візуалізація за матрицею Мюллера
ММР	параметрами матриці мюллера
SLM	скануючова світлова мікроскопія
ГКН	гостра коронарна недостатність
ММРД	полярний розклад матриці мюллера
JMI	зображення матриці джонса
BPF	плазма крові
SF	Слина

ВСТУП

Обґрунтування вибору теми дослідження.

Поляризаційні дослідження виявилися одними з найбільш діагностично перспективних у виявленні оптичних проявів полікристалічної архітекtonіки біологічних тканин і рідин [1-10]. Успішний діагностичний розвиток поляриметрії біологічних шарів сприяв формуванню нових методів матриці Мюллера, що призвело до створення матричної мікроскопії Мюллера (МММ) як окремої галузі [11-26]. Методологічною основою МММ є різні теоретичні моделі та методи аналізу [27-48]. Найбільш ефективними були регресійна модель оптичної анізотропії та логарифмічне розкладання матриці Мюллера. Отримані результати МММ об'єктивно оцінюються в рамках статистичного аналізу зображень матриці Мюллера та карт оптичної анізотропії [49-75]. Це надало можливість отримання кількісних оптичних метрик для характеристики еволюції тканини шлунку від здорового стану через запалення до раку за допомогою МММ біоптатів шлунка. Подальший розвиток функціональності методів МММ забезпечив використання ширшого класу аналітичних алгоритмів – кореляційного, фрактального, вейвлет, Фур'є, сингулярного аналізу для кількісної обробки даних [76-82].

Однак на даний момент часу невирішеною проблемою для МММ є інтегральний метод реєстрації статистично усереднених (деполяризованих) параметрів поляризації об'єктних полів по всьому об'єму біологічних шарів. В результаті спотворюючого впливу деполяризованого фону прямі зв'язки між поляризаційною структурою об'єктного поля та особливостями полікристалічної архітекtonіки шарів біологічних тканин і рідин «руйнуються».

Одним із способів подолання цієї проблеми стали методи поляризаційно-чутливої оптичної когерентної томографії (ПЧОКТ) [83-93]. Використання принципів прямої інтерференційної реєстрації структури спекл-полів об'єктів забезпечило можливість пошарового вимірювання координатного розподілу елементів матриці Мюллера або зображень матриці Мюллера (ММІ) на різній глибині біологічних об'єктів. Однак чутливість таких систем обмежена високим

рівнем деполяризованого лазерного спекл-фону.

Доповненням та розвитком методик PSOCT стали поляризаційно-інтерференційні методи фазового сканування об'єктних полів з пошаровою цифровою реконструкцією розподілів комплексних амплітуд. В результаті відкрилася можливість значного підвищення чутливості діагностики патологічних станів біологічних тканин та рідин шляхом фазової селекції компонентів об'єктного поля з різними коефіцієнтами розсіювання світла [94-106]. Проте, основною проблемою є неможливість отримання прямої інформації про специфіку розподілів параметрів оптичної анізотропії та взаємозв'язків між ними і фізіологічними станами біологічних тканин органів людини.

Отже, актуальність дисертаційного дослідження обумовлена необхідністю створення нового покоління Мюллер-матричних технологій оптичної візуалізації полікристалічної структури біологічних шарів шляхом синтезу алгоритмів реконструкції мап оптичної анізотропії з використанням логарифмічного розкладу матричних операторів і поляризаційно-інтерференційних методів фазового сканування відтворених об'єктних полів комплексних амплітуд з метою реалізації високоточної (недоступної для традиційних технік МММ) диференціальної діагностики патологічних станів тканин жіночої репродуктивної сфери - виникнення раку ендометрія [107-124].

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертація виконана на кафедрі поліграфічних, мультимедійних та оптичних технологій Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича як складова комплексної науково-дослідної роботи кафедри оптики та видавничо-поліграфічної справи “Новітні методи і системи поляризаційної, кореляційної, спектрофотометричної та сингулярної оптики у задачах комплексної біомедичної та поліграфічної діагностики фазово-неоднорідних середовищ” (№ державної реєстрації 0121U1111779). Автор є співвиконавцем науково-дослідної роботи. Крім цього, дослідження, результати якого представлені в дисертації, виконувалося відповідно в рамках держбюджетних наукових тем “Розроблення новітньої

портативної лазерної поляризаційно-флуоресцентної польової системи експресної домедичної діагностики септичних ускладнень ран військовослужбовців” (№ державної реєстрації 0124U000606) (2024-2026 рр.), «Розробка новітніх методів і систем лазерної поляризаційно-інтерференційної мультифрактальної діагностики та скринінгу найпоширеніших неінфекційних захворювань» (№ державної реєстрації 0125U001578).

Мета дослідження. Розробка і експериментальна апробація нових поляризаційно-інтерференційних і диференціальних методів Мюллер-матричного картографування і реконструкції параметрів оптично анізотропної архітекtonіки нативних препаратів біологічних тканин шляхом цифрового голографічного відтворення і фазового сканування комплексних амплітуд з багатофункціональним статистичним і вейвлет оцінюванням мап середніх значень і флуктуацій лінійного і циркулярного двопротенезаломлення-дихроїзму.

Завдання дослідження:

1. Розробити феноменологічний модельний поляриметричний підхід до реконструкції параметрів оптичної анізотропії нативних препаратів біологічних тканин шляхом розкладу матриці Мюллера у базисі диференціальних матриць 1-го і 2-го порядків.

2. Розробити і експериментально апробувати поляризаційно-інтерференційний метод диференціального Мюллер-матричного картографування з алгоритмічним відтворенням фазових мап середніх значень і флуктуацій величини параметрів лінійного і циркулярного двопротенезаломлення полікристалічної архітекtonіки біологічних тканин різної морфологічної будови і фізіологічного стану.

3. Визначити фізичні взаємозв’язки між структурними (фібрилярна дерма шкіри і паренхіматозна селезінка) і патологічними (аденома і аденокарцинома простати) змінами біологічних тканин і статистичними моментами 1-4-го порядків, які характеризують алгоритмічно відтворені мапи середніх значень і флуктуацій величини параметрів лінійного і циркулярного двопротенезаломлення.

4. У рамках масштабно-селективного вейвлет розкладу алгоритмічно відтворених мап середніх значень і флуктуацій величини параметрів лінійного і циркулярного двопротенезаломлення визначити взаємозв'язки між структурними (фібрилярна дерма шкіри і паренхіматозна селезінка) і патологічними (аденома і аденокарцинома простати) змінами біологічних тканин і статистичними моментами 1-2-го порядків, які характеризують розподіли амплітуд вейвлет коефіцієнтів на різних масштабах скануючої МНАТ функції.

5. Оцінити діагностичні можливості статистичного і вейвлет аналізу даних методів поляризаційно-інтерференційного і диференціального Мюллер-матричного картографування у детектуванні передракового стану тканини ендометрія.

Об'єкт дослідження: зміни поляризаційної структури лазерних мікроскопічних зображень та оптичної анізотропії гістологічних зрізів біологічних тканин різної морфологічної будови і фізіологічного стану.

Предмет дослідження: статистична і масштабно-селективна структура диференціально Мюллер-матрично відтворених розподілів середніх значень і флуктуацій величини параметрів оптичної анізотропії полікристалічної архітектоніки нативних препаратів біологічних тканин; діагностично-актуальні фізичні взаємозв'язки між структурними (фібрилярна дерма шкіри і паренхіматозна селезінка) і патологічними (аденома і аденокарцинома простати) змінами полікристалічної архітектоніки і статистичними моментами 1-4-го порядків, що характеризують статистичні і масштабно-селективні зміни поляризаційно-інтерференційно відтворених пошарових топографічних розподілів середніх значень і величини флуктуацій лінійного і циркулярного двопротенезаломлення-дихроїзму гістологічних зрізів досліджуваних зразків біологічних тканин на різних масштабах солетоноподібної вейвлет (МНАТ) функції.

Методи дослідження: в роботі використовувалося багатоканальне (шість станів поляризації зондуємого лазерного пучка) картографування координатних

розподілів величини інтенсивності двох ортогональних поляризаційних проєкцій інтерференційних розподілів у кожній точці об'єктного поля біологічних тканин; цифрове 2D Фур'є алгоритмічне відтворення і покрокове фазове сканування розподілу комплексних амплітуд об'єктного поля біологічних тканин; алгоритмічна реконструкція (диференціальний розклад матриці Мюллера у базисі парціальних матриць 1-го і 2-го порядків) пошарових фазових мап середніх значень і величини флуктуацій параметрів фазової (двопроменезаломлення) і амплітудної (дихроїзм) анізотропії полікристалічної архітекtonіки біологічних тканин; обчислення статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують пошарові мапи оптичної анізотропії біологічних тканин; вейвлет розклад таких мап і обчислення статистичних моментів 1-го – 2-го порядків, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів на різних масштабах скануючої МНАТ функції.

Наукова новизна отриманих результатів.

1. Уперше запропоновано модельний Мюллер-матричний підхід до диференціації поляризаційних проявів механізмів оптичної анізотропії біологічних тканин і визначено оригінальні аналітичні алгоритми відтворення мап середніх значень і величини флуктуацій лінійного і циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму полікристалічної архітекtonіки нативних гістологічних зрізів біомедичних препаратів.

2. Уперше розроблений дизайн і архітектура багатоканального поляризаційно-інтерференційного картографування об'єктних полів шляхом детектування координатних розподілів величини інтенсивності двох ортогональних поляризаційних проєкцій інтерференційних розподілів з наступним застосуванням цифрового 2D Фур'є алгоритмічного відтворення і покрокове фазове сканування розподілу комплексних амплітуд і реконструкцією пошарових фазових мап середніх значень і величини флуктуацій лінійного і циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму полікристалічної архітекtonіки нативних гістологічних зрізів біомедичних препаратів.

3. Уперше з одержаних результатів статистичного аналізу мап парціальних елементів диференціальних матриць 1-го порядку гістологічних зрізів фібрилярної тканини нирки встановлено основні відмінності між поляризаційними проявами оптичної анізотропії різних фазових шарів архітектонічних мереж нирки спостерігаються для статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію і ексцес розподілів матричних параметрів структурної анізотропії, - діапазон фазової зміни їх власних значень складає від 1,41 до 1,83 разів.

4. З одержаних результатів статистичного аналізу мап парціальних елементів диференціальних матриць 1-го порядку гістологічних зрізів паренхіматозної легеневої тканини вперше встановлено основні відмінності між поляризаційними проявами оптичної анізотропії різних фазових шарів паренхіми легеневої тканини спостерігаються для статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, - діапазон фазової зміни їх власних значень складає від 1,73 до 2,07 разів.

5. Аналіз статистичних даних про пошарову статистику мап парціальних механізмів оптичної анізотропії гістологічних зрізів тканини нирки вперше виявив основні відмінності між статистичними характеристиками алгоритмічно відтворених мап оптичної анізотропії різних фазових шарів архітектонічних мереж нирки спостерігаються для статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію і ексцес розподілів лінійного двоприменезаломлення і дихроїзму, - діапазон фазової зміни їх власних складає від 1,93 до 2,26 разів.

6. Аналіз статистичних даних про пошарову статистику мап парціальних механізмів оптичної анізотропії гістологічних зрізів паренхіматозної легеневої тканини уперше виявив основні відмінності, які спостерігаються для статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію і ексцес розподілів циркулярного двоприменезаломлення і дихроїзму, - діапазон фазової зміни їх власних значень складає від 1,31 до 1.42 разів.

7. Уперше в рамках вейвлет аналізу визначено відмінність від нуля обчислених значень всіх центральних статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, які характеризують середнє і дисперсію розподілів амплітуд вейвлет коефіцієнтів

для мап середніх значень параметрів оптичної анізотропії, які відповідають різним масштабам скануючої вейвлет-функції.

8. Уперше встановлено, що з ростом масштабу вікна скануючої солетоноподібної МНАТ функції збільшуються значення центрального статистичного моменту 1-го порядку, який характеризує середнє лінійних залежностей величини амплітуди вейвлет коефіцієнтів топографічних мап всіх видів фазової і амплітудної анізотропії. Зворотна тенденція має місце для зміни величини центрального статистичного моменту 2-го порядку.

9. Уперше систематизовані матеріали експериментальних результатів та фізичного обґрунтування діагностичного застосування методу поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування оптично анізотропної архітекtonіки шарів м'якої матерії репродуктивної сфери жінки – гістологічних зрізів біопсії матки.

10. Уперше розглянуто ефективність та визначена точність диференціальної діагностики доброякісних і передракових станів тканини ендометрія з використанням статистичного аналізу алгоритмічно відтворених мап середніх значень параметрів лінійного і циркулярного двопронезаломлення і дихроїзму оптично анізотропної архітекtonіки репрезентативних вибірок зразків нативних гістологічних зрізів стінки матки.

Практичне значення отриманих результатів.

Одержані результати дослідження розширюють уявлення про морфологічні й поляризаційні прояви структури оптично анізотропної архітекtonіки нативних препаратів біологічних тканин і є теоретичним підґрунтям для розробки сукупності об'єктивних діагностичних критеріїв диференціальної діагностики доброякісних і передракових станів тканин жіночої репродуктивної сфери.

У рамках інформаційного аналізу діагностичних можливостей поляризаційно-інтерференційного пошарового диференціального Мюллер-матричного картографування встановлено наступні максимальні рівні збалансованої точності детектування передракових станів ендометрія за даними

статистичного аналізу алгоритмічно відтворених мап:

- Лінійного двопроменезаломлення - дуже хороший рівень 94,7%;
- Лінійного дихроїзму - хороший рівень 89,5%;
- Циркулярного двопроменезаломлення - задовільний рівень 84,5%;
- Циркулярного дихроїзму – незадовільний рівень 78,9%.

Результати статистичного аналізу лінійних розподілів випадкових значень величини амплітуди вейвлет коефіцієнтів пошарових мап середніх значень структурної і хіральної анізотропії зразків нативних гістологічних зрізів м'якої матерії тканини ендометрія продемонстрували наступні рівні збалансованої точності диференціації зразків ендометрія з групи 1 і групи 2:

- Лінійне двопроменезаломлення - відмінний рівень 100%;
- Лінійний дихроїзм - відмінний рівень 94,7% ;
- Циркулярне двопроменезаломлення - дуже хороший рівень 89,5%;
- Циркулярний дихроїзм - хороший рівень 84,2%.

Особистий внесок здобувача.

Дисертаційна робота являє собою самостійне наукове дослідження здобувача, який особисто визначав мету та формулював завдання роботи, обирав обсяг і методологічний інструментарій. Також здійснював інформаційний пошук у межах досліджуваної тематики.

Експериментальні оптико-фізичні вимірювання виконано на базі лабораторії поляризаційної та Мюллер-матричної мікроскопії кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича. Наукове опрацювання отриманих даних, формулювання ключових положень і висновків дисертації здійснено безпосередньо здобувачем.

Статистичне опрацювання результатів досліджень виконано здобувачем особисто. Інтерпретацію даних поляризаційних та Мюллер-матричних вимірювань здійснено за наукової консультації доктора фізико-математичних наук, професора Ушенка О.Г., якому здобувач висловлює щирю подяку за надану допомогу.

Весь комплекс експериментальних досліджень, що стосується гістологічного вивчення морфологічних характеристик тканин мозку, печінки, нирок, легень та міокарда біологічного матеріалу осіб, які загинули внаслідок тупої та черепно-мозкових ушкоджень, виконано здобувачем самостійно в повному обсязі.

У працях, опублікованих спільно з науковим керівником та колегами, здобувачеві належать провідна роль у генеруванні наукових ідей, організації та проведенні експериментальної частини, здійсненні гістологічного аналізу, а також підготовці та написанні статей і тез доповідей.

Апробація матеріалів дисертації.

Результати дисертаційного дослідження доповідалися на: “The 16th international conference "Correlation Optics 2023" (Чернівці, Україна, 18 вересня – 21 вересня 2023 р.), “The 17th international conference "Correlation Optics 2025" (Чернівці, Україна, 8 вересня – 12 вересня 2025 р.), а також засіданнях кафедри оптики та видавничо-поліграфічної справи Чернівецького національного університету ім. Юрія Федьковича.

Публікації.

За результатами дисертації опубліковані: 19 статей у закордонних виданнях, проіндексованих у наукометричній базі даних Scopus.

Структура та обсяг дисертації.

Дисертація викладена українською мовою на 214 сторінках комп’ютерного тексту, з яких 162 сторінок основного тексту. Робота складається зі вступу, огляду літератури, матеріалів і методів дослідження, 5 розділів власних досліджень, узагальнення та аналізу результатів дослідження, висновків, практичних рекомендацій, списку використаних джерел, додатків. Дисертація ілюстрована 51 рисунками, 42 таблицями. Список використаної літератури містить 189 джерел.

РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ І СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ЛАЗЕРНИХ ПОЛІВ

1.1 Аналітичний огляд методів біомедичного поляризаційного картографування шарів тканин і плівок рідин органів людини

Поляризаційні дослідження виявилися одними з найбільш діагностично перспективних у виявленні оптичних проявів полікристалічної архітекtonіки біологічних тканин і рідин [1-10].

Успішний діагностичний розвиток поляриметрії біологічних шарів сприяв формуванню нових методів матриці Мюллера, що призвело до створення матричної мікроскопії Мюллера (МММ) як окремої галузі [11-26]. Методологічною основою МММ є різні теоретичні моделі та методи аналізу. Найбільш ефективними були регресійна модель оптичної анізотропії [27-33] та логарифмічне розкладання матриці Мюллера [34-48]. Отримані результати МММ об'єктивно оцінюються в рамках статистичного аналізу зображень матриці Мюллера та карт оптичної анізотропії [76-82]. Це надало можливість отримання кількісних оптичних метрик для характеристики еволюції тканини шлунка від здорового стану через запалення до раку за допомогою мюллерівської мікроскопії біоптатів шлунка [26].

Подальший розвиток функціональності методів МММ забезпечив використання ширшого класу аналітичних алгоритмів – кореляційного, фрактального, вейвлет-, фур'є-, сингулярного аналізу для кількісної обробки даних [76-82].

Однак на даний момент часу невирішеною проблемою для МММ є інтегральний метод реєстрації статистично усереднених (деполяризованих) параметрів поляризації об'єктних полів по всьому об'єму біологічних шарів. В результаті спотворюючого впливу деполяризованого фону прямі зв'язки між поляризаційною структурою об'єктного поля та особливостями полікристалічної

архітектоніки шарів біологічних тканин і рідин «руйнуються» [19-25].

Одним із способів подолання цієї проблеми стали методи поляризаційно-чутливої оптичної когерентної томографії (ПСОКТ) [83-93]. Використання принципів прямої інтерференційної реєстрації структури спекл-полів об'єктів забезпечило можливість пошарового вимірювання розподілу координат елементів матриці Мюллера або зображень матриці Мюллера (ММІ) на різній глибині біологічних об'єктів. В результаті стало можливим точно діагностувати фіброз та диференціювати пухлинні ділянки з низьким рівнем фіброзу. Однак чутливість таких систем була обмежена високим рівнем деполаризованого лазерного спекл-фону. Крім того, системи PSOCT є дорогими, мають незначну (8 мкм – 10 мкм) роздільну здатність та не забезпечують можливості кількісного аналізу оптичних параметрів біологічних тканин, включаючи доброякісні та злоякісні пухлини.

Доповненням та розвитком методик PSOCT стали поляризаційно-інтерференційні методи фазового сканування об'єктних полів з пошаровою цифровою реконструкцією розподілів комплексних амплітуд [94-106]. В результаті відкрилася можливість значного підвищення чутливості діагностики патологічних станів біологічних тканин та рідин шляхом фазової селекції компонентів об'єктного поля з різними коефіцієнтами розсіювання світла.

Поряд із численними перевагами ММІ методи не позбавлені й недоліків. Насамперед це спотворює вплив на отримані результати багаторазово розсіяного деполаризованого фону. Ця обставина значною мірою перешкоджає розвитку методів Мюллер-матричної поляриметрії та аналізу отриманої інформації [1-26]. Іншим, не менш важливим, недоліком “фотометричних” ММІ є недоступність інформації про амплітудно-фазову ($E_{\text{r}}(x, y)$) структуру поля біоспектів. Нарешті, основною проблемою є неможливість отримання прямої інформації про специфіку розподілів параметрів оптичної анізотропії та взаємозв'язків між ними і фізіологічними станами біологічних тканин органів людини.

1.2. Багатофункціональна поляризаційна і еліпсометрія мікроскопія біологічних шарів

До переліку методів багатофункціональної поляризаційної мікроскопії відносяться [1-10]:

1. Двовірна стокс-поляриметрія - вимірювання координатних (у межах площини світлочутливої площадки $m \times n = 1280 \times 960$ пікселів цифрової камери) параметрів вектора Стокса $S_i(m \times n)$ мікроскопічного зображення біологічного препарату. В подальшому розподіли $S_i(m \times n)$ будемо називати стокс-параметричними зображеннями;

2. Поляриметрія мікроскопічних зображень біологічних шарів - вимірювання координатних розподілів значень азимута $\alpha(m \times n)$ та еліптичності $\beta(m \times n)$ поляризації у точках мікроскопічного зображення. В подальшому розподіли $\alpha(m \times n)$ та $\beta(m \times n)$ будемо називати поляризаційними мапами;

3. Фазометрія мікроскопічних зображень біологічних шарів - вимірювання розподілу фазових зсувів $\phi(m \times n)$ між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання у точках мікроскопічного зображення біологічного шару. В подальшому розподіли $\phi(m \times n)$ будемо називати фазовими мапами;

4. Мюллер-матричне картографування - вимірювання координатних розподілів елементів матриці Мюллера $f_{ik}(m \times n)$ у площині біологічного шару. В подальшому розподіли $f_{ik}(m \times n)$ будемо називати мюллер-матричними зображеннями;

5. Фур'є стокс-поляриметрія з використанням просторово – частотної фільтрації на етапі формування поляризаційно-неоднорідних мікроскопічних зображень - вимірювання сукупності високочастотних та низькочастотних складових стокс-параметричних $S_i(m \times n)$ зображень біологічних шарів.

6. Фур'є мюллер-матричне картографування - вимірювання сукупності високочастотних та низькочастотних складових оптичних полів, що формують мюллер-матричні $f_{ik}(m \times n)$ зображення біологічних шарів.

1.3. Діагностичні застосування методів і систем поляризаційної Мюллер-і Джонс-матричної мікроскопії біологічних тканин і плівок рідин

У [106] констатовано, що на сьогоднішній день для оцінки зображень зневоднених плівок (фацій) біологічних рідин в основному використовується візуальний аналіз — мікроскопія з різним збільшенням, освітлення білим або поляризованим світлом, а також використання темного поля. При цьому важлива інформація про архітектуру оптично анізотропних надмолекулярних мереж фацій залишається невідомою (недоступною). На цій основі запропоновано модель оптичної анізотропії архітектури надмолекулярних мереж фацій крові. Розроблено алгоритми та методологію нового багатофункціонального методу поляризаційно-інтерференційної візуалізації матриці Джонса та цифрової пошарової фазової реконструкції карт оптичної анізотропії (тезіограм). В результаті визначено та фізично проаналізовано статистично значущі маркери онкологічних змін у полікристалічній архітектоніці надмолекулярних мереж зразків фацій крові здорових донорів та пацієнтів з папілярним раком щитоподібної залози на різних стадіях онкологічного процесу. У рамках доказової медицини проведено порівняльне дослідження діагностичної ефективності тезіографії матриці Джонса (JT) та дифузійної томографії матриці Мюллера (MDT) зразків фацій крові. Показано основні переваги методу матриці Джонса: його багатофункціональність (комплексне виявлення двозаломлення та дихроїзму), висока точність ранньої (стадія 1: JM — 90,4 % і MDT — 78,8 %) та поточної (стадія 2: JM — 96,2 % і MDT — 88,5 %) діагностики раку, а також відмінний рівень (JM — 94,2 % і MDT — 84,6 %) диференціації стадій папілярного раку щитоподібної залози.

У дослідженні [107] представлено алгоритм машинного навчання (ML) для реконструкції відсутнього рядка часткових зображень матриці Мюллера (MM) 3×4 біологічних тканин. Використано послідовну нейронну мережу для тестування ML на великих поляриметричних наборах даних повних 4×4 MM-зображень,

отриманих на висічених людських тканинах (шийка матки, товста кишка, шкіра, мозок) за допомогою двох різних поляриметрів Мюллера, що працюють у конфігураціях відбиття та пропускання, на різних довжинах хвиль (відповідно 550 нм та 385 нм). Результати продемонстрували точну реконструкцію відсутніх елементів ММ. Одержані висновки свідчать про те, що поєднання швидкого отримання часткових ММ за допомогою камери, чутливої до поляризації, та моделі реконструкції на основі глибокого навчання може забезпечити діагностичну поляриметричну візуалізацію в режимі реального часу в клінічних умовах.

У [108] констатовано, що поляриметричні властивості біологічних тканин часто важко визначити незалежно від їх складних структурних та організаційних особливостей. Традиційні поляриметричні фантими тканин мають добре охарактеризовані оптичні властивості, але є надто спрощеними. Продемонстровано, що інноваційна, біологічно отримана, інженерна тканинна конструкція краще відтворює бажані структурні та поляриметричні властивості природних колагенових тканин, з додатковою перевагою потенційної налаштованості поляриметричної реакції. Це забезпечило можливість заповнення прогалини між небіологічними поляриметричними фантомами та природними тканинами.

У дослідженні [109] вивчаються поляриметричні властивості шкіри, скелетних м'язів, сполучної тканини та жиру за допомогою візуалізації матриці Мюллера з метою порівняння поляриметричних характеристик цих тканин залежно від довжини хвилі. У дослідженні використовується конфігурація зворотного розсіювання та метод диференціального розкладу зображень матриці Мюллера. Для забезпечення надійності аналізу були проведені експерименти *in vivo* та *ex vivo* з використанням однакової конфігурації приладів. Результати показують залежність властивостей тканин від довжини хвилі, зокрема збільшення деполаризації з довжиною хвилі. Спостерігаються значні відмінності в поляриметричних характеристиках м'ясних тканин, особливо скелетних м'язів. у [110] представлені результати діагностичного застосування векторно-

параметричного поляризаційного картування та поляризаційно-інтерференційного фазового сканування, застосованого до шаруватих азимутальних та еліптичних поляризаційних карт, отриманих за допомогою цифрового голографічного відтворення для фазово-неоднорідних тканинних шарів у жіночій репродуктивній системі. Було досліджено диференціальну діагностику патологічних змін в оптично анізотропних полікристалічних компонентах тканин, зокрема «доброякісних (фіброми) та передракових (ендометріоз)». Всі дослідження в репрезентативних групах гістологічних зразків проводилися з використанням кругового поляризованого лазерного випромінювання, що забезпечувало азимутальну інваріантність та надійність вимірювання поляризації. Інтегральні та шаруваті карти, азимути поляризації та гістограми розподілу випадкових змінних еліптичності були отримані з мікроскопічних зображень гістологічних зрізів пухлин жіночої репродуктивної системи. Показано, що статистичні параметри (діагностичні маркери) є найбільш чутливими до доброякісних та передракових змін у тканинах жіночої репродуктивної системи.

У статті [111] представлено матеріали діагностичного застосування методу диференціального Мюллерівського мапування оптично анізотропної архітекtonіки шарів м'яких тканин жіночої репродуктивної сфери – гістологічних зрізів біопсії матки. Ефективність і точність диференціальної діагностики доброякісних і передракових станів ендометріальної тканини розглядаються за допомогою статистичного аналізу алгоритмічно відтворених карт середніх значень лінійних і кругових параметрів двозаломлення та дихроїзму оптично анізотропної архітекtonіки репрезентативних зразків нативних гістологічних зрізів стінки матки.

Питання онкологічної діагностики розглянуто у [112], де констатовано, що рак ротової порожнини є однією з основних причин смертності у світі, особливо в країнах, що розвиваються, де гігієна ротової порожнини часто не приділяється належної уваги. Оптичні властивості тканин мають вирішальне значення для

діагностики, а поляризаційна візуалізація, що з'явилася як безмаркерна техніка підвищення контрастності, широко застосовується в медичних і наукових дослідженнях протягом останніх десятиліть.

У дослідженні [113] представлено новий підхід у галузі рідких біопсій, що використовує техніку 3D-реконструкції зображень за матрицею Мюллера (ММ) для аналізу полікристалічних структур зневоднених мазків крові, які зазнають структурних змін на четвертинному та третинному рівнях на ранніх стадіях таких захворювань, як рак. Ці зміни проявляються у вигляді чітких візерунків у полікристалічній мікроструктурі висушених крапель крові, що дає змогу застосовувати мінімально інвазивний, але високоефективний метод раннього виявлення захворювань. Тут використано новаторську техніку 3D-картографування ММ, інтегровану з цифровою голографічною реконструкцією, для детального пошарового аналізу частково деполяризованих сухих мазків крові. Цей метод дозволяє диференціювати мазки крові здорових осіб та пацієнтів із раком простати. Експериментальна техніка унікальним чином поєднує поляризаційно-голографічні та диференціальні методики ММ для просторової характеристики 3D-полікристалічних структур у мазках крові. Ключовим досягненням дослідження є кількісна оцінка карт оптичної анізотропії з використанням статистичних моментів (від першого до четвертого порядку) лінійного та кругового двозаломлення та розподілу дихроїзму. Цей аналіз забезпечує комплексну характеристику середнього значення, дисперсії, асиметрії та ексцесу цих розподілів, що є вирішальним для виявлення істотних відмінностей між здоровими та раковими зразками.

Поляриметрична візуалізація за матрицею Мюллера (ММІР) є перспективною технікою для дослідження структурних аномалій у патологічній діагностиці [114]. Стабільність характеристик поляризаційних сигнатур, що описуються параметрами матриці Мюллера (ММР), корелює з механічним станом біологічного середовища. У цьому дослідженні розроблено систему ММІР, здатну застосовувати кількісні сили до зразків і вимірювати отримані поляризаційні

сигнатури. Експерименти з механічним розтягуванням проводилися на імітаційному фантомі та зразку тканини з різними масштабами сили. Проаналізовано текстурні особливості та розподіл даних зображень ММР за допомогою індексу структурної подібності. Результати показали, що зміни в механічному мікросередовищі (СММ) можуть спричиняти текстурні коливання в зображеннях ММР, порушуючи стабільність поляризаційних сигнатур. Зокрема, параметри анізотропної орієнтації, затримки та оптичного обертання є найбільш чутливими до СММ, викликаючи різку зміну загальної текстури зображення, тоді як інші параметри (наприклад, поляризація, діатенуація та деполіризація) виявляють локальність у своїй реакції на СММ.

Поляриметричні властивості біологічних тканин часто важко визначити незалежно від їх складних структурних та організаційних особливостей [115]. Традиційні поляриметричні фантоми тканин мають добре охарактеризовані оптичні властивості, але є надто спрощеними. Тут продемонстровано, що інноваційна, біологічно отримана, інженерна тканинна конструкція краще відтворює бажані структурні та поляриметричні властивості природних колагенових тканин, з додатковою перевагою потенційної налаштованості поляриметричної реакції.

Поляриметричні методи широко використовуються в безлічі застосувань, таких як дистанційне зондування, характеристика матеріалів, астрономія та дослідження біологічних тканин [116]. В останньому випадку різні поляриметричні спостережувані величини довели свою ефективність для поліпшення візуалізації зображень. У цій роботі вперше використано набір поляриметричних спостережуваних величин, отриманих шляхом розкладання матриці Мюллера на складові: дескриптори деполіризації, затримки та деполіризації. Зокрема, розглядаються середній коефіцієнт інтенсивності та три індекси поляриметричної чистоти, абсолютні значення та орієнтації Пуанкаре векторів діатенуації, поляризації, затримки на вході та затримки на виході. Результати показують зображення з покращеною візуалізацією або навіть виявляють невидимі структури

в порівнянні зі стандартними зображеннями інтенсивності. Зокрема, завдяки цим метрикам покращено візуалізацію некротичних ділянок листя *Vitis rupestris*. У випадку зразків тварин виявляються межі між різними пучками всередині сухожилля зразка курки *ex vivo*, а також спрямованість волоконних трактів підкіркової білої речовини в мозку корови *ex vivo*. Експериментальні результати показують потенціал біофотонної візуалізації та те, як поляриметричні методи можуть бути корисними для біомедичних і ботанічних застосувань.

Матриця Мюллера 4x4 (MM) виявилася ефективним підходом для розуміння всіх оптичних властивостей будь-якої проби [117]. Вона базується на аналізі трансформованих станів поляризації від збуджуючого світла через взаємодію з оптичним середовищем. Основними викликами для цієї техніки є: (1) кодування та декодування поляризованого світла з частотою затримки пікселя для архітектури скануючої світлової мікроскопії (SLM) та (2) врахування поляриметричних артефактів від оптичних пристроїв, що складають прилад, у простому етапі калібрування.

У роботі [117] описано конструкцію та реалізацію поляриметра з матрицею Мюллера, який використовує поляризаційну камеру як детектор. Ця камера одночасно вимірює перші три компоненти Стокса, що дозволяє визначити три верхні рядки матриці Мюллера після лише $N = 4$ вимірювань за допомогою одного обертового компенсатора, що є достатнім для повної характеристики зразків, що не деполаризуються. Ця установка забезпечує поляриметричний аналіз з мікрометричною роздільною здатністю приблизно за 3 секунди, а також може виконувати зображення подвійного променезаломлення в реальному часі з частотою кадрів камери, фіксуючи компенсатор під статичним кутом 45° .

Можливості діагностичного використання сингулярного підходу до розподілу кількості характеристичних значень ММІ є ефективними для диференціації поляризаційних властивостей гістологічних зрізів біопсії доброякісних і злоякісних пухлин матки та простати [118]. В рамках доказової медицини визначено чутливість, специфічність та точність азимутально-

інваріантного експрес-методу (~15 хв) картування матриці Мюллера поляризаційно-сингулярних станів у диференціальній діагностиці міоми матки та аденокарциноми, а також аденокарциноми простати з різним ступенем диференціації.

Робота [119] спрямована на розробку та експериментальне випробування поляризаційного методу аналізу полікристалічної структури біологічних тканин людини. Виявлено основні залежності між тимчасовими змінами статистичної структури топографічних карт ступеня кристалізації гістологічних зрізів внутрішніх органів людини та варіаціями величин статистичних моментів 1-4-го порядку, що їх характеризують. Показано, що зі збільшенням тривалості ураження статистичні параметри карт лінійної двозаломлення змінюються за таким сценарієм — середні значення та дисперсія зменшуються, а асиметрія та надлишок, навпаки, збільшуються.

Протягом десятиліть у біологічних та клінічних дослідженнях використовується багато методів поляризації, кожен з яких базується на вимірюванні векторних властивостей світла або векторних перетвореннях, що накладаються на світло об'єктами [119]. Було розроблено та впроваджено різні передові методи вимірювання/виявлення векторів, фізичні методи інтерпретації та підходи до аналізу інформації, що має біомедичне значення. У цьому огляді [119] головна увага сконцентрована на узагальненні методологій та застосувань, пов'язаних з поляриметрією тканин, з акцентом на застосуванні формалізму Стокса-Мюллера. Також представлено кілька останніх проривів, тенденцій розвитку та потенційних мультимодальних застосувань у поєднанні з іншими методами.

У дослідженні [120] було використано фрактальний аналіз для визначення набору дескрипторів ознак, які можна застосовувати в процесі діагностики ураження кісток, спричиненого остеопорозом. Об'єктом дослідження були КТ-зображення хребців у грудо-поперековому відділі. Набір даних містив зображення здорових пацієнтів та пацієнтів з діагнозом остеопороз. На основі фрактального

аналізу та відбору ознак за допомогою лінійної покрокової регресії було отримано три дескриптори. Це були два фрактальні виміри, обчислені методом варіації, та фрактальна лакуарність, обчислена методом підрахунку клітинок. Перші два дескриптори були отримані в результаті аналізу сірих зображень, а третій – в результаті аналізу бінарних зображень. Ефективність дескрипторів була перевірена за допомогою шести популярних методів класифікації з наглядом: лінійного та квадратичного дискримінантного аналізу, наївного класифікатора Байєса, дерева рішень, найближчих сусідів та випадкових лісів. Найкращі результати були отримані за допомогою класифікатора K-NN; вони були такими: загальна точність класифікації – 81%, чутливість класифікації – 78%, специфічність класифікації – 90%, позитивна прогностична цінність – 90% і негативна прогностична цінність – 77%. Результати дослідження показали, що фрактальний аналіз може бути корисним інструментом для вилучення ознак зображень КТ хребта в діагностиці остеопоротичних дефектів кісток.

У дослідженні [121] було використано фрактальний аналіз для визначення набору дескрипторів ознак, які можна застосовувати в процесі діагностики ураження кісток, спричиненого остеопорозом. Предметом дослідження були комп'ютерно-томографічні зображення хребців у грудо-поперековому відділі. Набір даних містив зображення здорових пацієнтів та пацієнтів з діагнозом остеопороз. На основі фрактального аналізу та відбору ознак за допомогою лінійної покрокової регресії було отримано три дескриптори. Це були два фрактальні виміри, обчислені за допомогою методу варіації (трансект – перші різниці та оцінювачі фільтра 1), та один фрактальний лакуарний показник, обчислений за допомогою методу підрахунку клітинок. Перші два дескриптори були отримані в результаті аналізу сірих зображень, а третій – в результаті аналізу бінарних зображень. Ефективність дескрипторів була перевірена за допомогою шести популярних методів класифікації з наглядом: лінійного та квадратичного дискримінантного аналізу, наївного класифікатора Байєса, дерева рішень, K-найближчих сусідів та випадкових лісів. Найкращі результати були отримані за

допомогою класифікатора К-найближчих сусідів; вони були такими: загальна точність класифікації – 81%, чутливість класифікації – 78%, специфічність класифікації – 90%, позитивна прогностична цінність – 90% і негативна прогностична цінність – 77%. Результати дослідження показали, що фрактальний аналіз може бути корисним інструментом для вилучення вектора ознак зображень комп'ютерної томографії хребта в діагностиці остеопоротичних дефектів кісток.

Захворювання, що вражають тканини міокарда, є на сьогоднішній день однією з основних причин смертності в розвинених країнах. Швидкі та надійні методи аналізу та розуміння того, як тканини уражаються захворюванням і реагують на лікування, мають фундаментальне значення для боротьби з наслідками серцевих захворювань. Для візуалізації біологічних структур у тканин міокарда було розроблено метод 3D-матриці Мюллера, який відтворює параметри лінійного та кругового двозаломлення та дихроїзму [121]. Необхідні оптичні дані збираються за допомогою поляриметра Стокса, а потім обробляються математично для відновлення окремих параметрів оптичної анізотропії, розширюючи існуючі реалізації 2D-матриці Мюллера шляхом поєднання з підходом цифрової голографії. Зміни в різних параметрах оптичної анізотропії раціоналізуються з урахуванням загальної структури тканини, так що структури можна ідентифікувати за розподілом анізотропії. Досліджуються та аналізуються статистичні моменти першого-четвертого порядку, що характеризують розподіл параметрів оптичної анізотропії полікристалічної структури частково деполяризуючого шару тканин у різних фазових секціях їх об'ємів. Встановлено, що статистичні моменти третього та четвертого порядку є найбільш чутливими до змін фазової та амплітудної анізотропії. Можливість судово-медичної диференціації смерті у випадках гострої коронарної недостатності (ГКН) та ішемічної хвороби серця (ІХС) розглядається як діагностичне застосування. Ця робота демонструє, що метод 3D-матриці Мюллера може бути використаний для ефективного аналізу параметрів оптичної анізотропії тканин міокарда з потенціалом для остаточної діагностики в судовій медицині.

Поляриметрія за матрицею Мюллера є потужним методом, що дозволяє візуалізувати вади розвитку біологічних тканин та кількісно оцінювати зміни, пов'язані з прогресуванням різних захворювань. Цей підхід, насправді, має обмеження в спостереженні просторової локалізації та змін, що залежать від масштабу, у полікристалічному складі зразків тканин. У [122] зроблено спробу вдосконалити підхід полярної спектроскопії за матрицею Мюллера шляхом впровадження вейвлет-розкладу, супроводжуваного обробкою поляризаційних сингулярностей для експрес-диференціальної діагностики локальних змін у полікристалічній структурі зразків тканин з різною патологією. Карти матриці Мюллера, отримані експериментально в режимі пропускання, обробляються з використанням комбінації топологічного підходу до сингулярної поляризації та масштабно-селективного вейвлет-аналізу для кількісної оцінки гістологічних зрізів аденоми та карциноми тканин простати. Встановлено взаємозв'язок між характеристичними значеннями елементів матриці Мюллера та сингулярними станами лінійної та кругової поляризації в рамках феноменологічної моделі фазової анізотропії з точки зору лінійного двозаломлення. Впроваджено надійний метод прискореної (до ~ 15 хв) диференціальної діагностики на основі поляриметрії локальних варіацій у полікристалічній структурі зразків тканин, що містять різні патологічні аномалії.

Підхід [123] на основі оптичної інтерференції з використанням поляризації розширено для швидкого розрізнення аденокарциноми простати з різними ступенями та балами за шкалою Глісона. Підхід базується на оцінці локального контрасту поляризованих інтерференційних візерунків, що утворюються в результаті накладення еталонного лазерного променя та інтерференції світла, яке проходить через зразок тканини, розміщений у площині зображення. Спостережувані поляризовані оптичні інтерференційні візерунки безпосередньо пов'язані з морфологією досліджуваної біологічної тканини. Поляризаційні картини, отримані для трьох наборів гістологічних зрізів зразків біопсії пухлини простати, піддаються подальшій обробці за допомогою статистичних моментів 1-4

порядку h . Розроблений підхід застосовується для оцінки гістологічних зрізів тканин пухлини простати з високо-, середньо- та низькодиференційованою аденокарциномою. Застосування розробленого підходу на основі поляризаційної оптичної інтерференції демонструє високий ($> 90\%$) рівень точності.

У дослідженні [124] пропонується кількісна методика аналізу та оцінки мікроструктур волосяних фолікулів шкіри на основі мікроскопії передачі матриці Мюллера. Тут вимірюють зображення параметрів полярного розкладу матриці Мюллера (MMPD), щоб виявити характерний лінійний розподіл двозаломлення, спричинений волосяними фолікулами в зразках шкірної тканини мишей. Результати показують, що параметри, отримані з матриці Мюллера, можуть бути використані для виявлення розташування та структурної цілісності волосяних фолікулів. Для точної ідентифікації розташування волосяних фолікулів та кількісної оцінки їхньої структури ми використовуємо метод сегментації зображень, алгоритм ковзного вікна та методи аналізу текстури зображень для обробки зображень, отриманих за допомогою матриці Мюллера. Доведено, що області волосяних фолікулів можна розпізнавати точніше, а їхнє розташування можна точно визначити на основі параметрів текстури, отриманих за допомогою матриці Мюллера. Крім того, порівняння результатів ручного вимірювання розмірів та поляриметричних розрахунків підтверджує, що параметри матриці Мюллера мають хороші характеристики для оцінки розмірів фолікулів. Результати, представлені в цьому дослідженні, свідчать про те, що техніка, заснована на мікроскопії матриці Мюллера, дозволяє автоматично ідентифікувати, виявляти та кількісно оцінювати волосяні фолікули. Вона має великий потенціал у дослідженнях, пов'язаних зі структурою шкіри, та клінічних дерматологічних застосуваннях.

Нещодавно було запропоновано кілька методів розкладання матриці Мюллера на групи параметрів, пов'язаних із конкретними оптичними властивостями, які можна використовувати для більш чіткого та кількісного розкриття мікроструктурної інформації зразків тканин [125]. У цьому дослідженні

ретельно порівнюються відмінності між параметрами, отриманими за допомогою полярного розкладу матриці Мюллера (MMPD) та перетворення матриці Мюллера (MMT), які є двома популярними методами в дослідженнях та застосуваннях поляриметрії тканин, застосовуючи їх до різних зразків тканин як для зображення зворотного розсіювання, так і для зображення пропускання. На основі даних матриці Мюллера проведено порівняльний аналіз параметрів, отриманих за допомогою обох методів, що представляють однакові властивості поляризації, а саме деполаризацію, лінійну затримку, орієнтацію швидкої осі та діатенуацію. Результати, представлені в цьому дослідженні, оцінюють застосовність оригінальних та модифікованих параметрів MMT, а потім дають рекомендації щодо вибору відповідних параметрів у поляриметрії тканин, що може бути корисним для майбутніх біомедичних та клінічних застосувань.

Поляриметрия матриці Мюллера може надати велику кількість інформації про мікроструктуру тканин [126]. Поляриметричний розклад матриці Мюллера (MMPD) дозволяє витягувати внутрішні поляриметричні характеристики тканинних середовищ, включаючи орієнтацію осі лінійного двозаломлення. Однак при вимірюванні багат шарового зразка з лінійним двозаломленням різних напрямків орієнтації існує відхилення між виміряними та ідеальними значеннями параметра орієнтації лінійного двозаломлення MMPD. Оскільки багат шарові анізотропні структури широко поширені в біомедичних зразках, модифікований параметр MMPD для більш точного обчислення орієнтації лінійного двозаломлення для шаруватих тканин має вирішальне значення. Тут пропонується модифікований параметр MMPD для розрахунку орієнтації лінійного двозаломлення для багат шарових середовищ. Модифікований параметр може більш точно показувати кут орієнтації лінійного двозаломлення багат шарових середовищ. Запропонований параметр може бути корисним для кількісної оцінки не тільки зрізів патологічних тканин з волокнами, але й багатьох інших зразків матеріалів з шаруватими двозаломлювальними структурами.

Поляриметрия матриці Мюллера привертає широку увагу в галузі

біофотоніки завдяки своєму великому потенціалу в виявленні мікроструктур і оптичних властивостей зразків тканин без використання міток [127]. Окремі параметри, отримані з матриці Мюллера, часто використовувалися для характеристики певного типу структури тканин. Однак було виявлено, що окремі параметри матриці Мюллера містять лише часткову структурну інформацію. Таким чином, важко точно і всебічно ідентифікувати різні структури за допомогою зображення з одним параметром поляризації. Тут представлено метод злиття зображень на основі кольорних просторів для об'єднання різних параметрів, отриманих з матриці Мюллера, з метою надання багатовимірної структурної інформації пікселів за пікселем в одному зображенні з поляризаційним фарбуванням. Результати дослідження зразків шкірної тканини спини щурів показують, що за допомогою зображення поляризаційного фарбування можна легко розрізнити різні волокнисті структури. Потім, щоб кількісно проаналізувати характеристики текстури зображень поляризаційного фарбування для різних структур, після сегментації зображень застосовуються методи обробки зображень Тамури та матриці співвипадковості рівнів сірого (GLCM) для отримання різних оціночних показників. Результати експерименту підтверджують, що інформація, надана зображеннями з поляризаційним фарбуванням на основі різних параметрів, отриманих з матриці Мюллера, може бути використана для точного розрізнення структур тканин. У поєднанні з системами машинного розпізнавання та швидко розвиваючимися технологіями штучного інтелекту, стратегія, запропонована в цьому дослідженні, може бути дуже корисною для точного виявлення аномальних тканин та патологічних діагнозів.

Кількісні вимірювання взаємодії поляризованого світла з тканиною в останні роки стали потужним інструментом для біомедичної діагностики [128]. Завдяки освітленню лінійно незалежними станами поляризації на вході, елементи матриці Мюллера також можуть бути отримані з того самого поля зору зразка. Для отримання зображення всього слайда поле зору може бути розширене шляхом зшивання декількох зображень, зроблених після зміщення по осях XY. Введено в

алгоритм зшивання поляриметричні характеристики, а саме норму матриці Мюллера для кожного пікселя. Це дозволяє розширити FoV з мінімальним перекриттям між сусідніми зображеннями, що істотно зменшує загальну кількість зображень, необхідних для всього зразка. Такий підхід може значно скоротити час збору даних і вимоги до зберігання даних для візуалізації ММ всього слайда. Результати валідації для відновлення ММ всього слайда зразків тканин показують $SSIM=0,93\pm0,04$ і 100% успішність зшивання зображень з перекриттям всього 35%.

У [129] використовується формалізм матриці поляризації для аналізу та алгоритмічного представлення оптичної анізотропії шляхом відкритого зневоднення плівок плазми крові. Знайдено аналітичні співвідношення для реконструкції матриці Джонса карт оптичного двозаломлення кристалічних мереж білків зневоднених плівок біорідини. Створено методику покрокового 3D-вимірювання розподілу елементів матриці Джонса або зображень матриці Джонса (JMI) оптично двозаломлюваної структури плівок плазми крові (BPF). Визначено кореляцію між картами JMI та відповідними зображеннями двозаломлення зневоднених плівок BPF і слини (SF), отриманих від донорів та пацієнтів з раком простати. В рамках статистичного аналізу пошарових карт оптичного двозаломлення було встановлено, що параметрами, найбільш чутливими до патологічних змін у структурі зневоднених плівок, є центральні статистичні моменти 1-4-го порядку.

У дослідженні [130] вивчаються поляриметричні властивості шкіри, скелетних м'язів, сполучної тканини та жиру за допомогою візуалізації матриці Мюллера. Його мета — порівняти поляриметричні характеристики цих тканин і дослідити, як вони змінюються залежно від довжини хвилі. Крім того, вивчається часова еволюція певних тканин під час старіння м'яса, що дає уявлення про динамічну поведінку поляриметричних властивостей у часі. У дослідженні використовується конфігурація зворотного розсіювання та метод диференціального розкладу зображень матриці Мюллера. Для забезпечення надійності аналізу були проведені експерименти *in vivo* та *ex vivo* з використанням

однакової конфігурації приладів. Результати показують залежність властивостей тканин від довжини хвилі, зокрема збільшення деполяризації з довжиною хвилі. Спостерігаються значні відмінності в поляриметричних характеристиках м'ясних тканин, особливо скелетних м'язів. Протягом 24 годин інтенсивність, діатенуація та затримка зазнають змін, серед яких найпомітнішими є зменшення затримки у скелетних м'язах та збільшення затримки у жирі.

РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

У даному розділі наведено матеріали, щодо:

- Дизайну дисертаційного дослідження.
- Короткої теорії та основних аналітичних співвідношень методу 3D пошарового поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування.
- Оптичного розташування поляризаційно-інтерференційного Стоксполяриметра та методики експериментальних вимірювань.
- Аналітичних методів обробки експериментальних даних – алгоритми статистичного, вейвлет і інформаційного аналізу.

2.1. Дизайн дисертаційного дослідження

Дизайн дисертаційного дослідження ілюструють структурно-логічні схеми, які представлені у серії таблиць 2.1 – 2.8.

Таблиця 2.1. Структурно-логічна схема дисертаційного дослідження

I	ТЕМАТИЧНИЙ БЛОК
II	ОБ’ЄКТИ
III	ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ МЕТОДИ
IV	АЛГОРИТМИ ТОМОГРАФІЧНОГО ВІДТВОРЕННЯ
V	ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДАНІ
VI	МЕТОДИ АНАЛІЗУ
VII	ДІАГНОСТИЧНІ МАРКЕРИ ТА ЕФЕКТИВНІСТЬ
VIII	ВИСНОВКИ

Таблиця 2.2. Структурно-логічна схема тематичного блоку

I. Тематичний блок				
Тема. ПОШАРОВЕ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНЕ ДИФЕРЕНЦІАЛЬНЕ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНЕ КАРТОГРАФУВАННЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ АРХІТЕКТОНІКИ ОБ'ЄКТІВ НАТИВНОГО ГІСТОЛОГІЧНОГО ЗРІЗУ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ				
Мета: Розроблення та апробація нових методів диференціального Мюллер-матричного поляризаційно-інтерференційного картографування з пошаровим цифровим голографічним відтворенням мап середнього і флуктацій величини параметрів оптичної анізотропії полікристалічної архітекtonіки об'єктів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини.				
Завдання				
1. Розроблення модельного диференціального Мюллер-матричного опису параметрів оптичної анізотропії шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини та визначення алгоритмічних взаємозв'язків між мапами елементів диференціальних матриць 1-го і 2-го порядків та середнім і флуктуаціями величини параметрів фазової та амплітудної анізотропії полікристалічної архітекtonіки	2. Розроблення і експериментальна апробація методу поляризаційно-інтерференційного картографування з фазовим скануванням цифрових голографічно відтворених об'єктних полів комплексних амплітуд двоприменезаломлюючої та дихроїчно поглинаючої архітекtonіки шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини.	3. Установлення статистичних взаємозв'язків між пошаровими мапами елементів диференціальних матриць 1-го і 2-го порядків та алгоритмічно відтвореними мапами середніх значень та флуктуацій величини двоприменезаломлення і дихроїзму полікристалічної архітекtonіки шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини. Визначення та фізичне обґрунтування статистичних маркерів патологічних змін мап фазової та амплітудної анізотропії.	4. Вейвлет-аналіз масштабно-селективної структури мап середніх значень та флуктуацій величини двоприменезаломлення і дихроїзму полікристалічної архітекtonіки шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини і визначення вейвлет-маркерів детектування патологічних змін архітекtonіки на різних масштабах геометричних розмірів надмолекулярних мереж біологічних кристалів.	5. Визначення діагностичних можливостей (чутливість, специфічність і збалансована точність) методів поляризаційно-інтерференційного картографування з пошаровим фазовим скануванням голографічно відтворених мап середніх значень та флуктуацій величини двоприменезаломлення і дихроїзму полікристалічної архітекtonіки шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини.

— надмолекулярних мереж біологічних кристалів.				
---	--	--	--	--

Таблиця 2.3. Структурно-логічна схема блоку “Об’єкти”

II. Об’єкти	
Шари нативного гістологічного зрізу біологічної тканини	
Гістологічні зрізи біологічних тканин	
Фундаментальні дослідження	
Фібрилярні тканини – структурна анізотропія	Паренхіматозні тканини – хіральною анізотропія
Прикладні дослідження	
Гістологічні зрізи біопсії тканин репродуктивної сфери жінки	
Доброякісні стани – кіста яєчників	Передракові – ендометріоз

Таблиця 2.4. Структурно-логічна схема блоку “Експериментальні методи”

III. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ МЕТОДИ	
Метод	Результати
Поляризаційно-інтерференційний	Поляризаційно-відфільтровані інтерференційні картини в площині мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин
Цифрової голографічної реконструкції	Розподіли комплексних амплітуд об’єктного поля
Фазового сканування	Пошарові розподіли поля комплексних амплітуд
Диференціального Мюллер-	Мапи пошарових розподілів

матричного картографування	елементів диференціальних матриць 1-го і 2-го порядків
----------------------------	---

Таблиця 2.5. Структурно-логічна схема блоку “Алгоритми томографічного відтворення”

ІV. АЛГОРИТМИ ТОМОГРАФІЧНОГО ВІДТВОРЕННЯ	
Алгоритм	Результат
Багатоканальне Мюллер-матричне зондування	Сукупність Мюллер-матричних зображень
Логарифмічна згортка 1-го порядку	Сукупність мап диференціальної матриці 1-го порядку
Логарифмічна згортка 2-го порядку	Сукупність мап диференціальної матриці 2-го порядку
Диференціальної томографії поляризаційної складової матриці Мюллера	Сукупність мап середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму
Диференціальної томографії деполаризаційної складової матриці Мюллера	Сукупність мап флуктуацій величини лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму

Таблиця 2.6. Структурно-логічна схема блоку “Експериментальні дані”

V. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДАНІ
2D і пошарові Мюллер-матричні зображення гістологічних зрізів біологічних тканин
2D і пошарові мапи елементів диференціальної матриці 1-го порядку гістологічних зрізів біологічних тканин
2D і пошарові мапи елементів диференціальної матриці 2-го порядку гістологічних зрізів біологічних тканин
2D і пошарові мапи фазової анізотропії гістологічних зрізів біологічних тканин
2D і пошарові мапи амплітудної анізотропії гістологічних зрізів біологічних тканин
2D і пошарові вейвлет-мапи фазової анізотропії гістологічних зрізів біологічних тканин
2D і пошарові мапи амплітудної анізотропії гістологічних зрізів

Таблиця 2.7. Структурно-логічна схема блоку “Методи аналізу”

VI. МЕТОДИ АНАЛІЗУ	
Статистичний аналіз	Обчислення сукупності центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли: • величини парціальних елементів диференціальних матриць 1-го і 2-го порядків; • середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму; • флуктуацій величини лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму.
Фрактальний аналіз	Обчислення мап вейвлет-коефіцієнтів розподілів: • середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму; • флуктуацій величини лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму. Обчислення середнього і дисперсії розподілів амплітуд вейвлет коефіцієнтів: • середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму; • флуктуацій величини лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму.

Таблиця 2.8. Структурно-логічна схема блоку “Діагностичні маркери і ефективність”

VII. ДІАГНОСТИЧНІ МАРКЕРИ ТА ЕФЕКТИВНІСТЬ		
Статистичні (мапи елементів диференціальних матриць і параметрів фазової та амплітудної анізотропії)	Середнє	Чутливість, специфічність, точність
	Дисперсія	Чутливість, специфічність, точність
	Асиметрія	Чутливість, специфічність, точність
	Ексцес	Чутливість, специфічність, точність
Вейвлет (мапи параметрів фазової та амплітудної анізотропії)	Середнє	Чутливість, специфічність, точність
	Дисперсія	Чутливість, специфічність, точність

2.2. Коротка теорія та основні аналітичні співвідношення

У даному параграфі наведено короткі теоретичні відомості про Мюллер-матричне описання сукупності механізмів оптичної анізотропії різної фізичної природи – фазового двопроменезаломлення та амплітудного поглинання [11-26, 131-172].

2.2.1. Матриці Мюллера основних механізмів оптичної фазової і амплітудної анізотропії

Можна записати наступні вирази для парціальних матриць Мюллера, які характеризують структурну та хіральну анізотропію архітекtonіки оптично-

тонкого біологічного шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини.

До структурної анізотропії відносять механізми лінійного двопронезаломлення LB і дихроїзму LD .

До хіральної анізотропії відносять механізми циркулярного двопронезаломлення CB і дихроїзму CD .

Поляризаційні прояви структурної оптичної анізотропії архітекtonіки полікристалічних надмолекулярних мереж шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини характеризуються наступною сукупністю парціальних Мюллер-матричних операторів.

Лінійне двопронезаломлення LB

Поляризаційні прояви лінійного двопронезаломлення характеризуються парціальною матрицею Мюллера $\{\nabla\}$

$$\{\nabla\} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \nabla_{22} & \nabla_{23} & \nabla_{24} \\ 0 & \nabla_{32} & \nabla_{33} & \nabla_{34} \\ 0 & \nabla_{42} & \nabla_{43} & \nabla_{44} \end{bmatrix}, \quad (2.1)$$

де

$$\nabla_{ik} = \begin{pmatrix} \nabla_{22} \\ \nabla_{23} = \nabla_{32} \\ \nabla_{33} \\ \nabla_{42} = -\nabla_{24} \\ \nabla_{34} = -\nabla_{43} \\ \nabla_{44} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos^2 2\gamma + \sin^2 2\gamma \cos \delta \\ \cos 2\gamma \sin 2\gamma (1 - \cos \delta) \\ \sin^2 2\gamma + \cos^2 2\gamma \cos \delta \\ \sin 2\gamma \sin \delta \\ \cos 2\gamma \sin \delta \\ \cos \delta \end{pmatrix}. \quad (2.2)$$

Тут γ - напрямок оптичної осі; $\delta = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n l$ - фазовий зсув між лінійно ортогонально поляризованими складовими амплітуди лазерного пучка; λ - довжина хвилі; Δn - величина двопронезаломлення; l - геометрична товщина шару.

Лінійний дихроїзм LD

Парціальний Мюллер матричний оператор, який описує механізм оптично анізотропного поглинання лінійних складових амплітуди лазерного випромінювання має наступний аналітичний вигляд

$$\{\Delta\} = \begin{bmatrix} 1 & \Delta_{12} & \Delta_{13} & 0 \\ \Delta_{21} & \Delta_{22} & \Delta_{23} & 0 \\ \Delta_{31} & \Delta_{32} & \Delta_{33} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \Delta_{44} \end{bmatrix}, \quad (2.3)$$

де

$$\Delta_{ik} = \begin{pmatrix} \Delta_{12} = \Delta_{21} \\ \Delta_{13} = \Delta_{31} \\ \Delta_{22} \\ \Delta_{23} = \Delta_{32} \\ \Delta_{33} \\ \Delta_{44} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (1 - \Delta\tau) \cos 2\gamma, \\ (1 - \Delta\tau) \sin 2\gamma, \\ (1 + \Delta\tau) \cos^2 2\gamma + 2\sqrt{\Delta\tau} \sin^2 2\gamma, \\ (1 - \Delta\tau) \sin 2\gamma, \\ (1 + \Delta\tau) \sin^2 2\gamma + 2\sqrt{\Delta\tau} \cos^2 2\gamma, \\ 2\sqrt{\Delta\tau}. \end{pmatrix}. \quad (2.4)$$

Тут $\Delta\tau = \frac{\tau_x}{\tau_y}$, $\begin{cases} \tau_x = \tau \cos \gamma; \\ \tau_y = \tau \sin \gamma \end{cases}$, τ_x , τ_y - коефіцієнти поглинання лінійно поляризованих ортогональних складових амплітуди лазерного випромінювання.

Поляризаційні прояви хіральної оптичної анізотропії архітектоники полікристалічних надмолекулярних мереж шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини характеризуються наступною сукупністю парціальних Мюллер-матричних операторів.

Кругове або циркулярне двопроменезаломлення СВ

Матричний оператор $\{\Theta\}$, який описує циркулярне двопроменезаломлення, що обумовлене оптичною активністю молекул середовища, має наступний вигляд

$$\{\Theta\} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \theta_{22} & \theta_{23} & 0 \\ 0 & \theta_{32} & \theta_{33} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 2\vartheta & \sin 2\vartheta & 0 \\ 0 & \sin 2\vartheta & \cos 2\vartheta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (2.5)$$

Тут ϑ - кут обертання площини поляризації хіральними оптично активними молекулярними комплексами.

Циркулярний дихроїзм CD.

Поляризаційні прояви фізичного механізму такого анізотропного поглинання циркулярних складових амплітуди лазерного випромінювання описує наступний парціальний Мюллер-матричний оператор

$$\{\Psi\} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \psi_{14} \\ 0 & \psi_{22} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \psi_{33} & 0 \\ \psi_{41} & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (2.6)$$

де

$$\psi_{ik} = \begin{pmatrix} \psi_{22} = \psi_{33} \\ \psi_{14} = \psi_{41} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1-\Delta\chi^2}{1+\Delta\chi^2} \\ \pm \frac{2\Delta\chi}{1+\Delta\chi^2} \end{pmatrix} \quad (2.7)$$

Тут $\Delta\chi = \frac{\chi_{\otimes} - \chi_{\oplus}}{\chi_{\otimes} + \chi_{\oplus}}$, $\chi_{\otimes}$, $\chi_{\oplus}$ – коефіцієнти поглинання хіральними молекулярними комплексами для ліво- ($\otimes$) та право- ($\oplus$) циркулярно поляризованих складових амплітуди лазерного випромінювання.

2.2.2. Узагальнена матриця Мюллера оптично-тонкого біологічного шару з фазовою та амплітудною анізотропією

За умови одночасної наявності усієї сукупності чотирьох фізичних механізмів

структурної і хіральної анізотропії полікристалічної архітектоніки оптично-тонкого біологічного шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини (співвідношення (2.1) - (2.7)) узагальнена матриця Мюллера може бути представлена добутком відповідних парціальних матричних операторів

$$\begin{aligned} \{M\} &= \\ &= \{\nabla\} \times \{\Delta\} \times \{\Theta\} \times \{\Psi\} = \\ &= m_{11}^{-1} \times \begin{bmatrix} 1 & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ m_{41} & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{bmatrix}. \end{aligned} \quad (2.8)$$

Мюллер-матричний оператор шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини вигляду (2.8) є традиційним експериментально вимірюваним “інформаційним об’єктом” для розроблених на даний період часу методів лазерної поляриметрії.

Разом з тим, виникає актуальна і поширена для реальних об’єктів зворотна (діагностична) – відтворення сукупності елементів парціальних Мюллер-матричних операторів для оптично-товстих шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини, - ∇_{ik} ; Δ_{ik} ; ϑ_{ik} ; ψ_{ik} .

2.2.3. Мюллер-матричне моделювання поляризаційних властивостей оптично-товстих полікристалічних шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини з періодичною структурою і топологічними дефектами

Узагальненням даного Мюллер-матричного підходу може стати Стокс-параметричний формалізм, який розроблений для пошарового описання поляризаційних властивостей дифузних об’єктних полів шарів нативного

гістологічного зрізу біологічної тканини [12-22.162-164]

$$dVS/dh = \{diff(M)\}VS. \quad (2.9)$$

Тут $\{diff(M)\}$ - диференціальна матриця Мюллера; VS - вектор Стокса оптичного випромінювання на глибині h у оптично анізотропному дифузному середовищі нативного гістологічного зрізу біологічної тканини.

Диференціальна матриця $\{diff(M)\}$ взаємопов'язана із узагальненою матрицею Мюллера $\{M\}$ (співвідношення (2.8)) оптично анізотропного шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини співвідношенням Бараката із використанням аналітичних матриць Кронекера K

$$\{diff(M)\} = K^T(N \otimes I + I \otimes N^*)K, \quad (2.10)$$

де

$$K = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -i \\ 0 & 0 & 1 & i \\ 1 & -1 & 0 & 0 \end{pmatrix}. \quad (2.11)$$

Тут i – уявна одиниця.

Одержані співвідношення ((2.9)-(2.11)) є базисними для пошарового (зі зміною глибини h) описання зміни структури узагальненого Мюллер-матричного оператора за умов багаторазового розсіяння в об'ємі оптично анізотропної архітектоніки зразку нативного гістологічного зрізу біологічної тканини.

Аналітично таку матричну залежність ілюструє рівняння наступного вигляду

$$d\{M(h)\}/dh = \{M(h)\}\{diff(M(h))\}, \quad (2.12)$$

де $\{M(h)\}$ - матриця Мюллера об'єкту в площині h , $\{diff(M(h))\}$ - диференціальна матриця Мюллера.

Оптично-тонкий недеполяризуючий шар нативного гістологічного зрізу біологічної тканини.

Для оптично-тонких недеполяризуючих шарів диференціальна матриця $\{diff(M(h))\} \Rightarrow \{A\}$ складається з шести елементарних поляризаційних властивостей, які повністю характеризують оптичну анізотропію архітекtonіки надмолекулярних мереж біологічних кристалів зразку нативного гістологічного зрізу біологічної тканини

$$\begin{aligned} \{A\} &= \begin{bmatrix} 0 & a_{12} & a_{13} & a_{14} \\ a_{21} & 0 & a_{23} & -a_{24} \\ a_{31} & -a_{32} & 0 & a_{42} \\ a_{41} & a_{42} & -a_{43} & 0 \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} 0 & LD_{0-90} & LD_{45-135} & CD \\ LD_{0-90} & 0 & CB & -LB_{45-135} \\ LD_{45-135} & -CB & 0 & LB_{0-90} \\ CD & LB_{45-135} & -LB_{0-90} & 0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.13)$$

Тут LD_{0-90} і LB_{0-90} – значення випадкових величин структурної анізотропії - лінійного дихроїзму і двопроменезаломлення для $\gamma = 0^0 - 90^0$; LD_{45-135} і LB_{45-135} для $\gamma = 45^0 - 135^0$; CD і CB - значення випадкових величин хіральної анізотропії - циркулярний дихроїзм і двопроменезаломлення, які визначаються наступними співвідношеннями

$$LB_{0-90} = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n_{LB} h; \quad (2.14)$$

$$LB_{45-135} = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n_{LB}^* h; \quad (2.15)$$

$$CB = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n_{CB} h; \quad (2.16)$$

$$LD_{0-90} = \Delta \tau_{(0^0-90^0)} = tg \gamma; \quad (2.17)$$

$$LD_{45-135} = \Delta \tau_{(45^0-135^0)} = tg(\gamma + 45^0); \quad (2.18)$$

$$CD = \frac{\chi_{\otimes} - \chi_{\oplus}}{\chi_{\otimes} + \chi_{\oplus}}. \quad (2.19)$$

Оптично товстий деполяризуючий шар нативного гістологічного зрізу біологічної тканини

Для деполяризуючого оптично анізотропного біологічного середовища з багатократним розсіянням диференціальний Мюллер-матричний вираз (2.12) може бути представлений у вигляді середній $\{\langle A \rangle\}$ (поляризаційна частина $\{diff(M(h))\}$) і флуктуючої $\{\Phi A\}$ (деполяризаційна частина $\{diff(M(h))\}$) складових

$$\{diff(M(h))\} = \{\langle A \rangle\} + \{\Phi A\}. \quad (2.20)$$

Зазначимо, що між диференціальною матрицею $\{diff(M(h))\}$ та узагальненою матрицею Мюллера $\{M(h)\}$ завжди існує зворотний зв'язок

$$\{M(h)\} = exp(\{diff(M(h))\}). \quad (2.21)$$

Виходячи з цього нами одержано вираз логарифмічного матричного алгоритму

$$L(h) = \ln\{M(h)\} = L_p(\{\langle A \rangle\}) + L_d(\{\Phi A\}), \quad (2.22)$$

який визначається як суперпозиція антисиметричної $L_p(\{\langle A \rangle\})$ (поляризаційної) і симетричної $L_d(\{\Phi A\})$ (деполяризаційної) складових $L(h)$

$$\begin{cases} L_p = \{\langle A \rangle\}h; \\ L_d = 0,5\{\Phi A\}h^2, \end{cases} \quad (2.23)$$

де

$$\begin{cases} L_p(\{\langle A \rangle\}) = 0.5(L(h) - GL^T(h)G); \\ L_d(\{\Phi A\}) = 0.5(L(h) + GL^T(h)G); \\ G = \text{diag}(1, -1, -1, -1). \end{cases} \quad (2.24)$$

Тут G - метрична матриця Мінковського.

На основі алгоритмічних співвідношень (2.9) - (2.24) та з використанням аналітичної моделі Мюллер-матричного описання поляризаційних проявів узагальненої фазової і амплітудної анізотропії (співвідношення (2.1) - (2.8)) парціального шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини відкриваються можливості розроблення та обґрунтування принципів двомірної диференціальної Мюллер-матричної томографії оптично анізотропної архітекtonіки надмолекулярних полікристалічних мереж шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини.

Ми послідовно розглянемо два види диференціального Мюллер-матричного відтворення середніх і флуктуаційних параметрів лінійного і циркулярного двопронезаломлення і дихроїзму оптично анізотропної архітекtonіки.

2.3. Диференціальна поляризаційна томографія поляризаційної складової матриці Мюллера надмолекулярної полікристалічної структури шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини

Із урахуванням одержаних алгоритмічних співвідношень (2.20) - (2.24) поляризаційна складова $L_p(\{\langle A \rangle\})$ логарифмічного матричного алгоритму $L(h)$

набуває вигляду

$$L_p(\{\langle A \rangle\}) =$$

$$= 0,5h^{-1} \begin{bmatrix} 0 & (l_{12} + l_{21}) & (l_{13} + l_{31}) & (l_{14} + l_{41}) \\ (l_{21} + l_{12}) & 0 & (l_{23} - l_{32}) & (l_{24} - l_{42}) \\ (l_{31} + l_{13}) & (l_{32} - l_{23}) & 0 & (l_{34} - l_{43}) \\ (l_{41} + l_{14}) & (l_{42} - l_{24}) & (l_{43} - l_{34}) & 0 \end{bmatrix}, \quad (2.25)$$

де

$$\begin{cases} l_{ik} = \ln m_{ik}; \\ l_{ik} + l_{ki} = \ln(m_{ik} \times m_{ki}); \\ l_{ik} - l_{ki} = \ln\left(\frac{m_{ik}}{m_{ki}}\right) \end{cases} \quad (2.26)$$

Вираз (2.25) з урахуванням співвідношень (2.26) можна переписати наступним чином

$$\{\langle A \rangle\} = \begin{bmatrix} 0 & \langle a \rangle_{12} & \langle a \rangle_{13} & \langle a \rangle_{14} \\ \langle a \rangle_{21} & 0 & \langle a \rangle_{23} & -\langle a \rangle_{24} \\ \langle a \rangle_{31} & -\langle a \rangle_{32} & 0 & \langle a \rangle_{42} \\ \langle a \rangle_{41} & \langle a \rangle_{42} & -\langle a \rangle_{43} & 0 \end{bmatrix} =$$

$$= 0,5h^{-1} \begin{bmatrix} 0 & \ln(m_{12}m_{21}) & \ln(m_{13}m_{31}) & \ln(m_{14}m_{41}) \\ \ln(m_{12}m_{21}) & 0 & \ln\left(\frac{m_{23}}{m_{32}}\right) & \ln\left(\frac{m_{24}}{m_{42}}\right) \\ \ln(m_{13}m_{31}) & \ln\left(\frac{m_{32}}{m_{23}}\right) & 0 & \ln\left(\frac{m_{34}}{m_{43}}\right) \\ \ln(m_{14}m_{41}) & \ln\left(\frac{m_{42}}{m_{24}}\right) & \ln\left(\frac{m_{43}}{m_{34}}\right) & 0 \end{bmatrix}. \quad (2.27)$$

Спільний аналіз співвідношень (2.13) і (2.27) дозволяє одержати алгоритми диференціального відтворення поляризаційної складової $\{\langle A \rangle\}$ узагальненої матриці Мюллера $\{M\}$ і одержання координатних розподілів середніх значень

параметрів фазової та амплітудної анізотропії полікристалічної структури оптично-товстого біологічного шару

$$\langle LB_{0-90} \rangle = \frac{2\pi h}{\lambda} \Delta n_{0-90} = \ln \left(\frac{m_{34}}{m_{43}} \right); \quad (2.28)$$

$$\langle LB_{45-135} \rangle = \frac{2\pi h}{\lambda} \Delta n_{45-135} = \ln \left(\frac{m_{24}}{m_{42}} \right); \quad (2.29)$$

$$\langle CB \rangle = \frac{2\pi h}{\lambda} \Delta n_{CB} = \ln \left(\frac{m_{23}}{m_{32}} \right); \quad (2.30)$$

$$\langle LD_{0-90} \rangle = tg \gamma = \ln(m_{12} m_{21}); \quad (2.31)$$

$$\langle LD_{45-135} \rangle = tg(\gamma + 45^0) = \ln(m_{13} m_{31}); \quad (2.32)$$

$$\langle CD \rangle = \frac{\chi_{\otimes} - \chi_{\oplus}}{\chi_{\otimes} + \chi_{\oplus}} = \ln(m_{14} m_{41}). \quad (2.33)$$

Отже, застосування ідеології диференціального аналізу даних Мюллер-матричного картографування архітекtonіки надмолекулярних полікристалічних мереж зразків нативного гістологічного зрізу біологічної тканини дозволило нам одержати сукупність алгоритмів (співвідношення (2.28) - (2.33)) поляризаційного відтворення середніх випадкових значень величини параметрів фазової та амплітудної анізотропії дифузного біологічного шару.

2.4. Диференціальна дифузна томографія деполяризаційної складової матриці Мюллера надмолекулярної полікристалічної структури шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини

Під дифузною диференціальною Мюллер-матричною томографією полікристалічної структури оптично анізотропної архітекtonіки багаторазово розсіюючих шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини будемо

розуміти одержання алгоритмів відтворення координатних розподілів (мап) величини флуктуацій параметрів структурної і хіральної анізотропії.

В основу даного підходу покладений аналіз другої деполяризаційної складової (симетрична компонента $L_d(\{\langle \Phi A \rangle\})$) диференціальної матриці 2-го порядку $\{\Phi A\}$ (співвідношення (2.22)) Мюллер-матричного алгоритму $L(h) = \ln\{M(h)\}$ (співвідношення (2.21)).

Можна показати, що симетрична компонента $L_d(\{\langle \Phi A \rangle\})$ визначається матричним оператором наступної симетрії

$$\{\Phi A\} = 0,5h^{-2} \begin{vmatrix} l_{11} & (l_{12} - l_{21}) & (l_{13} - l_{31}) & (l_{14} - l_{41}) \\ (l_{21} - l_{12}) & l_{22} & (l_{23} + l_{32}) & (l_{24} + l_{42}) \\ (l_{31} - l_{13}) & (l_{32} + l_{23}) & l_{33} & (l_{34} + l_{43}) \\ (l_{41} - l_{14}) & (l_{42} + l_{24}) & (l_{43} + l_{34}) & l_{44} \end{vmatrix}. \quad (2.34)$$

У розгорненому вигляді матричний алгоритм (2.34) записується наступним чином

$$\begin{aligned} \{\Phi A\} &= \begin{bmatrix} \phi a_{11} & \phi a_{12} & \phi a_{13} & \phi a_{14} \\ \phi a_{21} & \phi a_{22} & \phi a_{23} & \phi a_{24} \\ \phi a_{31} & \phi a_{32} & \phi a_{33} & \phi a_{42} \\ \phi a_{41} & \phi a_{42} & \phi a_{43} & \phi a_{12} \end{bmatrix} = \\ &= 0,5h^{-2} \begin{vmatrix} \ln m_{11} & \ln \left(\frac{m_{12}}{m_{21}} \right) & \ln \left(\frac{m_{13}}{m_{31}} \right) & \ln \left(\frac{m_{14}}{m_{41}} \right) \\ \ln \left(\frac{m_{21}}{m_{12}} \right) & \ln m_{22} & \ln(m_{23}m_{32}) & \ln(m_{24}m_{42}) \\ \ln \left(\frac{m_{31}}{m_{13}} \right) & \ln(m_{32}m_{23}) & \ln m_{33} & \ln(m_{34}m_{43}) \\ \ln \left(\frac{m_{41}}{m_{14}} \right) & \ln(m_{42}m_{24}) & \ln(m_{43}m_{34}) & \ln m_{44} \end{vmatrix}. \end{aligned} \quad (2.35)$$

Теоретичний аналіз деполяризаційної компоненти (2.35) ми проводили з

використанням узагальнень В.Девламінка, які викладені у [31,32].

Тут величину кожного з шести параметрів оптичної анізотропії $(OA)_{j=1-6} = BL_{0;90}; BL_{45;135}; BC_{\otimes;\oplus}; LD_{0;90}; LD_{45;135}; CD_{\otimes;\oplus}$ (співвідношення (2.) – (2.)) записують у вигляді середньої $\langle OA \rangle_j$ і флуктуючої $(\Phi(OA))_j$ компонент

$$(OA)_j = \langle OA \rangle_j + (\Phi OA)_j, \quad (2.36)$$

де

$$\langle OA \rangle_j = \begin{pmatrix} \langle LD_{0;90} \rangle; \\ \langle LD_{45;135} \rangle; \\ \langle CD_{\otimes;\oplus} \rangle; \\ \langle LB_{0;90} \rangle; \\ \langle LB_{45;135} \rangle; \\ \langle CB_{\otimes;\oplus} \rangle \end{pmatrix}; \quad (2.37)$$

$$(\Phi OA)_j = \begin{pmatrix} \sigma_1 = \sqrt{\Phi LD_{0;90}}; \\ \sigma_2 = \sqrt{\Phi LD_{45;135}}; \\ \sigma_3 = \sqrt{\Phi CD}; \\ \sigma_4 = \sqrt{\Phi LB_{0;90}}; \\ \sigma_5 = \sqrt{\Phi LB_{45;135}}; \\ \sigma_6 = \sqrt{\Phi CB} \end{pmatrix}, \quad (2.38)$$

де $\sigma_j = \sqrt{(\Phi OA)_j}$ – стандартне відхилення флуктуацій $\theta_j = (\Phi OA)_j$ випадкових значень величини параметрів фазової і амплітудної анізотропії $(OA)_j$.

У наближенні (2.36) - (2.38) одержано наступний вигляд для диференціальної матриці 2-го порядку $\{\Phi A\}$

$$\{\Phi A\} = \begin{pmatrix} (\sigma_4^2 + \sigma_5^2 + \sigma_6^2)_{11} & -0,5(\sigma_2\sigma_6 - \sigma_3\sigma_5)_{12} & -0,5(\sigma_3\sigma_4 - \sigma_1\sigma_6)_{13} & -0,5(\sigma_1\sigma_5 - \sigma_2\sigma_4)_{14} \\ 0,5(\sigma_2\sigma_6 - \sigma_3\sigma_5)_{21} & (\sigma_4^2 - \sigma_2^2 - \sigma_3^2)_{22} & 0,5(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_4\sigma_5)_{23} & 0,5(\sigma_1\sigma_3 + \sigma_4\sigma_5)_{24} \\ 0,5(\sigma_3\sigma_4 - \sigma_1\sigma_6)_{31} & 0,5(\sigma_1\sigma_2 + \sigma_4\sigma_5)_{32} & (\sigma_5^2 - \sigma_1^2 - \sigma_3^2)_{33} & 0,5(\sigma_2\sigma_3 + \sigma_5\sigma_6)_{34} \\ 0,5(\sigma_1\sigma_5 - \sigma_2\sigma_4)_{41} & 0,5(\sigma_1\sigma_3 + \sigma_4\sigma_6)_{42} & 0,5(\sigma_2\sigma_3 + \sigma_5\sigma_6)_{43} & (\sigma_6^2 - \sigma_1^2 - \sigma_3^2)_{44} \end{pmatrix}. \quad (2.39)$$

Аналіз виразів (2.39) виявив наступний фізичний зміст парціальних елементів диференціальної матриці 2-го порядку $\{\Phi A\}$:

- діагональні елементи $\phi a_{11;22;33;44}$ визначаються комбінаціями дисперсії $\theta_{i=1\div 6}(BL_{0;90}; BL_{45;135}; BC_{\otimes;\oplus}; DL_{0;90}; DL_{45;135}; DC_{\otimes;\oplus})$ флуктуацій параметрів фазової $(\theta_{4\div 6}(BL_{0;90}; BL_{45;135}; BC_{\otimes;\oplus}))$ і амплітудної $(\theta_{1\div 3}(DL_{0;90}; DL_{45;135}; DC_{\otimes;\oplus}))$ анізотропії;

- недіагональні елементи $\phi a_{ik;i\neq k}$ характеризують ступень взаємної кореляції параметрів лінійного і циркулярного двопроменезаломлення $(\theta_{4\div 6}(BL_{0;90}; BL_{45;135}; BC_{\otimes;\oplus}))$ і дихроїзму $(\theta_{1\div 3}(DL_{0;90}; DL_{45;135}; DC_{\otimes;\oplus}))$.

Зі збільшенням кратності світлорозсіяння диференціальна матриця деполаризованої складової $\{\Phi A\}$ матриці Мюллера $\{M\}$ прагне до діагональної симетрії. Тому у нашій роботі ми зосередимось на дослідження координатних розподілів діагональних елементів $\phi a_{11;22;33;44}$, які в подальшому будемо називати дифузними томограмами шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини

$$DT(\phi a_{ii}) = 0.5h^{-2} \begin{cases} \phi a_{11} = (\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) = \ln(m_{11}); \\ \phi a_{22} = (\theta_4 - \theta_2 - \theta_3) = \ln(m_{22}); \\ \phi a_{33} = (\theta_5 - \theta_1 - \theta_3) = \ln(m_{33}); \\ \phi a_{44} = (\theta_6 - \theta_1 - \theta_2) = \ln(m_{44}) \end{cases} \quad (2.40)$$

2.5. Оптична схема 3D поляризаційно-інтерференційної Стоксполариметрії спекл полів

Узагальненням схеми Стоксполариметрії є схема полариметричного вимірювання елементів матриці Мюллера на основі інтерферометра Маха-Зендера, яка показана на рис. 2.1 [173-179].

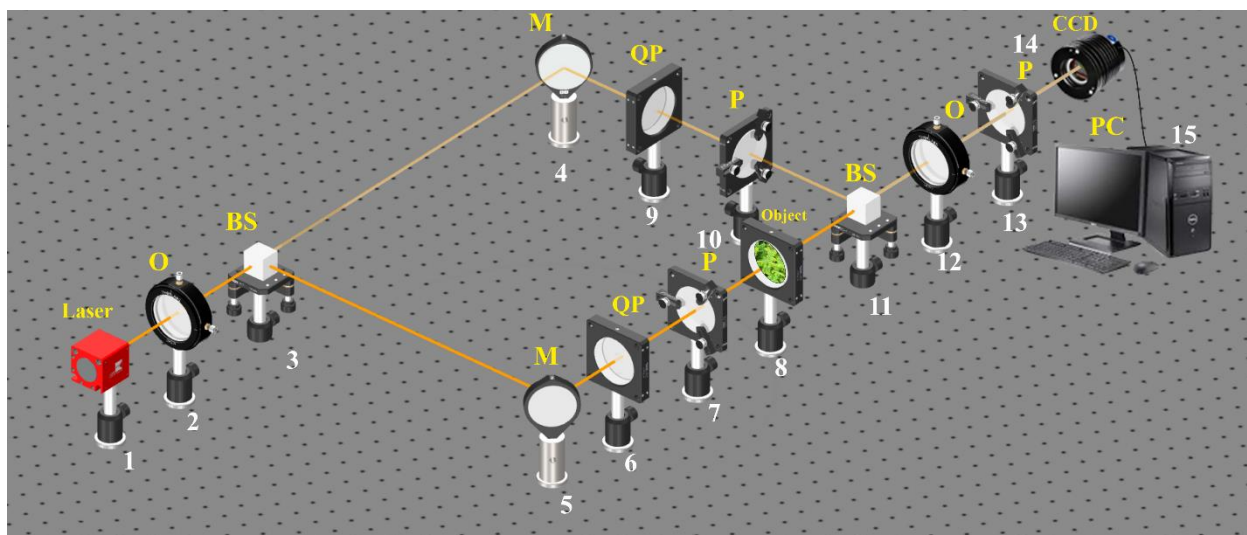


Рис. 2.1. Оптична схема поляризаційно-інтерференційного картографування матриці Мюллера.

1-He-Ne лазер; 2 – коліматор – "O"; 3,11 – світлоподільники – "BS"; 4,5 – дзеркала – "M"; 7,10,13 – поляризатор "P"; 6,9 – чвертьхвильові пластини – "QP"; 8 – об'єкт; 12 - поляризаційний об'єктив – "O"; 14 – цифрова фотокамера – "CCD"; 15 – персональний комп'ютер - "PC".

Паралельний ($\varnothing = 2 \times 10^3 \mu m$) пучок He-Ne ($\lambda=0,6328$ мкм) лазера 1, що формується просторово-частотним фільтром 2, 50%-вим світлоподільником 3 ділиться на "об'єктний" і "опорний аб референтний".

"Об'єктний" пучок за допомогою обертаючого дзеркала 5 направляється через поляризаційний фільтр 6 - 7 в напрямку зразку гістологічного зрізу біологічної тканини 8. Мікроскопічне зображення гістологічного зрізу біологічної тканини 8 проектується поляризаційним об'єктивом 12 на цифрову камеру 14.

"Опорний" промінь направляється дзеркалом 4 через поляризаційний фільтр 9 - 10 в площину поляризаційно-неоднорідного зображення гістологічного зрізу біологічної тканини 8.

В результаті формується інтерференційна картина, координатний розподіл інтенсивності якої реєструється цифровою камерою 14 через поляризатор 13.

2.6. Методика Стоксполяриметричного вимірювання фазових мап парціальних елементів диференціальної матриці 1-го порядку

На першому етапі у межах кожного пікселя цифрової камери відбувається обчислення сукупності елементів матриці Мюллера m_{ik} зразка біологічного шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини відбувалося у відповідності з алгоритмом [180]

$$\begin{aligned}
 m_{11} &= 0.5(SV_1^0 + SV_1^{90}); m_{12} = 0.5(SV_1^0 - SV_1^{90}); \\
 m_{13} &= SV_1^{45} - m_{11}; m_{14} = SV_1^{\otimes} - m_{11}; \\
 m_{21} &= 0.5(SV_2^0 + SV_2^{90}); m_{22} = 0.5(SV_2^0 - SV_2^{90}); \\
 m_{23} &= SV_2^{45} - m_{21}; m_{24} = SV_2^{\otimes} - m_{21}; \\
 m_{31} &= 0.5(SV_3^0 + SV_3^{90}); m_{32} = 0.5(SV_3^0 - SV_3^{90}); \\
 m_{33} &= SV_3^{45} - m_{31}; m_{34} = SV_3^{\otimes} - m_{31}; \\
 m_{41} &= 0.5(SV_4^0 + SV_4^{90}); m_{42} = 0.5(SV_4^0 - SV_4^{90}); \\
 m_{43} &= SV_4^{45} - m_{41}; m_{44} = SV_4^{\otimes} - m_{41}.
 \end{aligned} \tag{2.41}$$

Тут $SV_{i=2;3;4}^{0;45;90;\otimes}$ - параметри вектора Стокса точок цифрового зображення зразку біологічного шару, виміряні для серії лінійно (0^0 ; 45^0 ; 90^0) та правоциркулярно ($\otimes$) поляризованого лазерних пучків

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

(2.42)

Тут $I_{0;45;90;135;\otimes;\oplus}$ - інтенсивності світла, пропущеного об'єктом, що пройшло крізь лінійний поляризатор 9 з кутом повороту площини пропускання θ : 0° ; 45° ; 90° ; 135° , а також крізь систему “чвертьхвильова пластинка – поляризатор” блоку поляризаційного аналізу яка пропускає право- ($\otimes$) та ліво- ($\oplus$) циркулярно поляризовані складові об'єктного лазерного випромінювання.

Із урахуванням співвідношень (2.27), (2.41) і (2.42) одержуємо вираз для обчислення елементів диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$

$$\{\langle A \rangle\} = h^{-1} \times$$

$$\left\| \begin{array}{cccc} 0 & \ln(0.25(V_1^0 - V_1^{90})(V_2^0 + V_2^{90})) & 0.5 \ln(V_1^{45} - M_{11})(V_3^0 + V_3^{90}) & 0.5 \ln((V_1^\otimes - M_{11})(V_4^0 + V_4^{90})) \\ \ln(0.5(V_1^0 - V_1^{90})0.5(V_2^0 + V_2^{90})) & 0 & \ln\left(\frac{V_2^{45} - M_{21}}{0.5(V_3^0 - V_3^{90})}\right) & \ln\left(\frac{V_2^{45} - M_{21}}{0.5(V_4^0 - V_4^{90})}\right) \\ 0.5 \ln(V_1^{45} - M_{11})(V_3^0 + V_3^{90}) & \ln\left(\frac{0.5(V_3^0 - V_3^{90})}{V_2^{45} - M_{21}}\right) & 0 & \ln\left(\frac{V_3^\otimes - M_{31}}{V_4^{45} - M_{41}}\right) \\ \ln(M_{14}M_{41}) & \ln\left(\frac{0.5(V_4^0 - V_4^{90})}{V_2^{45} - M_{21}}\right) & \ln\left(\frac{V_4^{45} - M_{41}}{V_3^\otimes - M_{31}}\right) & 0 \end{array} \right\|$$

(2.43)

2.7. Методика вимірювання диференціальної матриці 2-го порядку

Визначення елементів диференціальної матриці 2-го порядку $\{\Phi A\}$ здійснюється за допомогою використання наступного співвідношення

$$\{\Phi A\} = 0.5h^{-2} \times$$

$$\left\| \begin{array}{cccc} \ln 0.5(V_1^0 + V_1^{90}) & \ln\left(\frac{V_1^0 - V_1^{90}}{V_2^0 + V_2^{90}}\right) & \ln\left(\frac{V_1^{45} - 0.5(V_1^0 + V_1^{90})}{0.5(V_3^0 + V_3^{90})}\right) & \ln\left(\frac{V_1^\otimes - 0.5(V_1^0 + V_1^{90})}{0.5(V_4^0 + V_4^{90})}\right) \\ \ln\left(\frac{V_2^0 + V_2^{90}}{V_1^0 - V_1^{90}}\right) & \ln 0.5(V_2^0 - V_2^{90}) & \ln((V_2^{45} - 0.5(V_2^0 + V_2^{90}))0.5(V_3^0 - V_3^{90})) & \ln 0.5(V_4^0 - V_4^{90})(V_2^\otimes - 0.5(V_2^0 + V_2^{90})) \\ \ln\left(\frac{0.5(V_3^0 + V_3^{90})}{V_1^{45} - 0.5(V_1^0 + V_1^{90})}\right) & \ln(0.5(V_3^0 - V_3^{90})(V_2^{45} - 0.5(V_2^0 + V_2^{90}))) & \ln(V_3^{45} - 0.5(V_3^0 + V_3^{90})) & \ln 0.5(V_3^\otimes - 0.5(V_3^0 + V_3^{90})(V_4^0 - V_4^{90})) \\ \ln\left(\frac{0.5(V_4^0 + V_4^{90})}{V_1^\otimes - 0.5(V_1^0 + V_1^{90})}\right) & \ln 0.5(V_4^0 - V_4^{90})(V_2^\otimes - 0.5(V_2^0 + V_2^{90}))) & \ln 0.5(V_3^\otimes - 0.5(V_3^0 + V_3^{90})(V_4^0 - V_4^{90})) & \ln(V_4^\otimes - 0.5(V_4^0 + V_4^{90})) \end{array} \right\|$$

(2.44)

Диференціальний матричний оператор (2.44) слугує базисом для визначення набору дифузійних томограм (2.40) $DT(\phi a_{ii}) =$

$$0.5h^{-2} \begin{cases} \phi a_{11} = (\theta_4 + \theta_5 + \theta_6) = \ln(m_{11}); \\ \phi a_{22} = (\theta_4 - \theta_2 - \theta_3) = \ln(m_{22}); \\ \phi a_{33} = (\theta_5 - \theta_1 - \theta_3) = \ln(m_{33}); \\ \phi a_{44} = (\theta_6 - \theta_1 - \theta_2) = \ln(m_{44}) \end{cases}.$$

2.8. Методика поляризаційно-інтерференційного визначення сукупності елементів матриці Мюллера

Методика поляризаційно-інтерференційного (рис. 2.1) визначення сукупності елементів матриці Мюллера зразків біологічних тканин полягає у наступній сукупності дій [182,187-189]:

- Одночасне (світлоподільник 3) формування в “опромінюючому” (поляризатор-фазова пластинка 6 і 7) та “опорному” (поляризатор-фазова пластинка 9 і 10) паралельних лазерних пучках шести станів поляризації - $((0^0 - 0^0); (90^0 - 90^0); (45^0 - 45^0); (135^0 - 135^0); (\otimes - \otimes); (\oplus - \oplus))$.
- Реєстрацію (цифрова камера 14) кожної парціальної інтерференційної картини крізь поляризатор-аналізатор 13 з орієнтацією площини пропускання під кутами $\theta = 0^0$; $\theta = 90^0$.
- Відновлення для кожного парціального інтерференційного розподілу за допомогою інтегрального дифракційного перетворення координатних розподілів комплексних амплітуд $\{E_x(x,y); E_y(x,y)\}$ об’єктного поля у площині біологічного шару.

Аналітичний алгоритм поляризаційно-інтерференційного визначення значень елементів матриці Мюллера полягає у наступному.

Для кожного стану опромінюючого шар нативного гістологічного зрізу біологічної тканини лазерного пучка за відтвореними цифровим голографічним методом координатними розподілами комплексних амплітуд $\{E_x(x,y); E_y(x,y)\}$ обчислюють мапи (2D розподіли) випадкових значень величини параметрів вектора Стокса у кожному пікселі світлочутливої площадки цифрової камери 14 (рис. 2.1)

$$\begin{aligned}
SV_1(0^0, 90^0, 45^0, \otimes) &= |E_x|^2 + |E_y|^2; \\
SV_2(0^0, 90^0, 45^0, \otimes) &= |E_x|^2 - |E_y|^2; \\
SV_3(0^0, 90^0, 45^0, \otimes) &= 2 \operatorname{Re} |E_x E_y^*|; \\
SV_4(0^0, 90^0, 45^0, \otimes) &= 2 \operatorname{Im} |E_x E_y^*|.
\end{aligned} \tag{2.45}$$

Далі, на основі співвідношень (2.45), у межах кожного окермого пікселя сукупність елементів матриці Мюллера шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини обраховується за наступними аналітичними співвідношеннями:

Для станів поляризації зонduючого зразок лазерного пучка $\alpha_0 = 0^0; \quad 90^0$

$$\left\{ \left[\begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} m_{11} + m_{12} \\ m_{21} + m_{22} \\ m_{31} + m_{32} \\ m_{41} + m_{42} \end{pmatrix} \right]; \right. \\
\left. \left[\begin{pmatrix} 1 \\ -1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} m_{11} - m_{12} \\ m_{21} - m_{22} \\ m_{31} - m_{32} \\ m_{41} - m_{42} \end{pmatrix} \right] \right\} \Rightarrow \begin{vmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \\ m_{31} & m_{32} \\ m_{41} & m_{42} \end{vmatrix} \tag{2.46}$$

Для станів поляризації зонduючого шар нативного гістологічного зрізу біологічної тканини лазерного пучка $\alpha_0 = 45^0; \quad 135^0$

$$\left\{ \left[\begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} m_{11} + m_{13} \\ m_{21} + m_{23} \\ m_{31} + m_{33} \\ m_{41} + m_{43} \end{pmatrix} \right]; \right. \\
\left. \left[\begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ -1 \\ 0 \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} m_{11} - m_{13} \\ m_{21} - m_{23} \\ m_{31} - m_{33} \\ m_{41} - m_{43} \end{pmatrix} \right] \right\} \Rightarrow \begin{vmatrix} m_{11} & m_{13} \\ m_{21} & m_{23} \\ m_{31} & m_{33} \\ m_{41} & m_{43} \end{vmatrix} \tag{2.47}$$

Для станів поляризації зонduючого гістологічний зріз біологічної тканини лазерного пучка $\otimes$; $\oplus$

$$\left\{ \left[\begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} m_{11} + m_{14} \\ m_{21} + m_{24} \\ m_{31} + m_{34} \\ m_{41} + m_{44} \end{pmatrix} \right]; \right. \\ \left. \left[\begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ -1 \end{pmatrix} \rightarrow \begin{pmatrix} m_{11} - m_{14} \\ m_{21} - m_{24} \\ m_{31} - m_{34} \\ m_{41} - m_{44} \end{pmatrix} \right] \right\} \Rightarrow \begin{vmatrix} m_{11} & m_{14} \\ m_{21} & m_{24} \\ m_{31} & m_{34} \\ m_{41} & m_{44} \end{vmatrix} \quad (2.48)$$

З виразів (2.46) – (2.48) впливають робочі співвідношення для поляризаційно-інтерференційного визначення значень сукупності елементів матриці Мюллера шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини

$$\{M\} = 0,5 \left\| \begin{vmatrix} (VS_1^0 + VS_1^{90}) & (VS_1^0 - VS_1^{90}) & (VS_1^{45} - VS_1^{135}) & (VS_1^{\otimes} - VS_1^{\oplus}) \\ (VS_2^0 + VS_2^{90}) & (VS_2^0 - VS_2^{90}) & (VS_2^{45} - VS_2^{135}) & (VS_2^{\otimes} - VS_2^{\oplus}) \\ (VS_3^0 + VS_3^{90}) & (VS_3^0 - VS_3^{90}) & (VS_3^{45} - VS_3^{135}) & (VS_3^{\otimes} - VS_3^{\oplus}) \\ (VS_4^0 + VS_4^{90}) & (VS_4^0 - VS_4^{90}) & (VS_4^{45} - VS_4^{135}) & (VS_4^{\otimes} - VS_4^{\oplus}) \end{vmatrix} \right\|. \quad (2.49)$$

Для кожного з шести (α_0) поляризаційних станів опромінюючого та референтного в схемі Маха - Цандера лазерних пучків (рис. 2.1) ($(0^0 - 0^0)$; $(90^0 - 90^0)$; $(45^0 - 45^0)$; $(135^0 - 135^0)$; $(\otimes - \otimes)$; $(\oplus - \oplus)$), реєструються парціальні інтерференційні картини для двох кутових положень ($\Omega = 0^0$; $\Omega = 90^0$) площини пропускання поляризатора-аналізатора 13.

Кожна з таких інтерференційних картин аналітично обробляється з використанням алгоритму цифрового Фур'є перетворення $FT(v, v)$ []

$$FT_{x,y}(0^0; 90^0)(v, v) = \frac{1}{M \times N} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} I_{x,y}(0^0; 90^0) \exp \left[-j2\pi \left(\frac{m \times v}{M} + \frac{n \times v}{N} \right) \right].$$

(2.50)

$$\text{де} \begin{cases} I_x^{\alpha_0}(\Omega = 0^0)(m, n) = E_x^{\alpha_0}(m, n)(E_x^{\alpha_0})^*(m, n); \\ I_y^{\alpha_0}(\Omega = 90^0)(m, n) = E_y^{\alpha_0}(m, n)(E_y^{\alpha_0})^*(m, n); \end{cases}$$

$E_{x,y}^{\alpha_0}$ – ортогональні компоненти комплексної амплітуди для різних орієнтацій площини пропускання поляризатора-аналізатора 13 $\Omega = 0^0$; $\Omega = 90^0$; * - позначає операцію комплексного спряження; (u, v) – просторові частоти і $(m = 1120, n = 960)$ – кількість пікселів цифрової CCD камери.

Результати цифрового Фур'є перетворення (співвідношення (2.50)) використовуються для одержання розподілів комплексних амплітуд об'єктного поля шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини у відповідності із наступним алгоритмом

$$E_{0^0} \rightarrow |E_x^{\alpha_0}(\Omega = 0^0)|; \quad (2.51)$$

$$E_{90^0} \rightarrow |E_y^{\alpha_0}(\Omega = 90^0)| \exp(i(\varphi_y^{\alpha_0} - \varphi_x^{\alpha_0})). \quad (2.52)$$

Шляхом покрокового ($\Delta\varepsilon$) фазового (ε) сканування відтвореного поля комплексних амплітуд (співвідношення (2.51), (2.52)) та використовуючи алгоритми (2.41) - (2.50) ми одержуємо координатні пошарові розподіли $(T(\varepsilon, m, n))$ парціальних елементів диференціальних матриць 1-го ($\langle a_{ik}(\varepsilon, m, n) \rangle$) і 2-го порядків ($\phi a_{ik}(\varepsilon, m, n)$), а також відповідні мапи середніх значень двопротенезаломлення ($LB(\varepsilon, m, n)$; $CB(\varepsilon, m, n)$) і дихроїзму ($LD(\varepsilon, m, n)$; $CD(\varepsilon, m, n)$) та дифузні томограми $DT(\varepsilon, m, n)$.

2.9. Алгоритми аналітичної обробки експериментальних даних

2.9.1. Статистичний аналіз

Морфологічна структура оптично анізотропної архітекτονіки різних типів біологічних тканин статистична і досить складна. Ця складність обумовлена наявністю в об'ємі біологічної тканини різноманітних розсіюють оптичних центрів (клітин, ядер, фібрил і т.д.). Різна просторова організація таких центрів призводить до формування не менш складних розподілів параметрів двопротинезаломлення і мереж дитроїзму біологічних кристалів [27-34,177-181].

У результаті проходження оптичного випромінювання через такі просторово неоднорідні структури формуються поляризаційні і Мюллер-матричні карти зі статистично розподіленими значеннями параметрів [11-26,76-82].

Одним з найбільш поширених кількісних методів оцінки таких карт є обчислення набору центральних статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, які найбільш повно характеризують гістограми розподілів поляризаційних параметрів.

Кожен з цих моментів надає різну статистичну інформацію про розподіл (або зміни) параметрів оптичної анізотропії архітекτονіки біологічних тканин і відповідних поляризаційних картах. А саме, перший статистичний момент характеризує середнє значення статистично розподіленого ансамблю випадкових величин двопротинезаломлення і дитроїзму архітекτονіки біологічної тканини, а також азимут і еліптичність поляризації поля об'єкта.

Другий центральний статистичний момент визначає величину дисперсії флуктуацій параметрів оптичної анізотропії і станів поляризації.

Статистичні моменти вищого порядку характеризують асиметрію та ексцес розподілів ймовірностей і виявляються найбільш чутливими до "морфологічних" та "патологічних" варіацій оптично анізотропної архітекτονіки та поляризаційно-неоднорідних полів об'єктів [76-82,173-189].

Цей підхід є універсальним і об'єктивним для оцінки ймовірнісних розподілів оптичних і поляризаційних характеристик для широкого спектру біологічних тканин, незалежно від їх морфологічної структури і фізіологічного стану.

Одержані нами в процесі виконання дисертаційної роботи інформаційні

параметри $T_j(\varepsilon, m, n)$ аналізувалися з використанням алгоритмів визначення центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків - середнього (Z_1), дисперсії (Z_2), асиметрії (Z_3) і ексцесу (Z_4)

$$\begin{aligned} Z_1 &= \frac{1}{K} \sum_{j=1}^K T_j(\varepsilon, m, n); \\ Z_2 &= \sqrt{\frac{1}{K} \sum_{j=1}^K (T_j(\varepsilon, m, n))^2}; \\ Z_3 &= \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{K} \sum_{j=1}^K (T_j(\varepsilon, m, n))^3; \\ Z_4 &= \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{K} \sum_{j=1}^K (T_j(\varepsilon, m, n))^4, \end{aligned} \quad (2.53)$$

де K – кількість пікселів CCD.

2.9.2. Вейвлет аналіз

Мапи парціальних елементів диференціальних матриць 1-го ($\langle a_{ik}(\varepsilon, m, n) \rangle$) і 2-го порядків ($\phi a_{ik}(\varepsilon, m, n)$), а також відповідні мапи середніх значень двопротинезаломлення ($LB(\varepsilon, m, n)$; $CB(\varepsilon, m, n)$) і дихроїзму ($LD(\varepsilon, m, n)$; $CD(\varepsilon, m, n)$) та дифузні томограми $DT(\varepsilon, m, n)$ аналізувалися за допомогою масштабно-селективного вейвлет-перетворення з використанням скануючої з різним масштабом солітоноподібної (вейвлет) функції.

Неперервне вейвлет-перетворення $W(a, b)$ розподілів $T_j(\varepsilon, m, n)$ визначається наступним аналітичним співвідношенням

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} \beta(x) M\left(\frac{x-b}{a}\right) dx, \quad (2.54)$$

де a – масштабний параметр, b – просторова координата, і M – солітоноподібна (вейвлет) функція, одержана як похідна від Гаусової функції.

У нашій роботі ми використали другу похідну ($m=2$) або МНАТ вейвлет

$$M^{(m)} = (-1)^m \frac{\partial^m}{\partial x^m} \left[\exp \left(\frac{x^2}{2} \right) \right] \Rightarrow M^{(2)} = \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left[\exp \left(\frac{x^2}{2} \right) \right]. \quad (2.55)$$

2.9.3. Інформаційний аналіз

Інформаційний аналіз результатів, отриманих за допомогою методів поляриметричного картографування Стокса і 3D-поляризаційно-інтерференційного пошарового фазового сканування полів об'єктів дослідження зразків біологічних тканин передбачає використання операційних характеристик з галузу доказової медицини [175,181,186]:

Чутливість (Se) – пропорція правильних позитивних результатів (A) діагностичного методу серед всіх зразків дослідної групи 2 (N)

$$Se = \frac{A}{N} 100\%. \quad (2.56)$$

Специфічність (Sp) – пропорція правильних негативних результатів (B) методу серед всіх зразків контрольної групи 1 (H)

$$Sp = \frac{B}{H} 100\%. \quad (2.57)$$

Ассурасу (Ac) – пропорція правильних результатів ($A + B$) діагностичного тесту серед всіх зразків ($N+H$)

$$Ac = \frac{A+B}{N+H} 100\%. \quad (2.58)$$

Якщо $(N + H) = (A + B)$, - Ac називають збалансованою точністю.

2.10. Об'єкти дослідження

Наш вибір об'єктів дослідження заснований на узагальненні наступних

аналітичних і прикладних аспектів, які були досягнуті при поляриметричних дослідженнях біологічних тканин [49-57,76-82]:

- Оптичні властивості шару будь-якої біологічної тканини можна представити у вигляді двокомпонентної “аморфної – полікристалічної” матриці [1-10].
- Поляризаційні властивості архітекtonіки полікристалічного компонента біологічної тканини формуються структурної (дендритні, просторово структуровані надмолекулярні фібрилярні мережі білків) і хіральної (кластери оптично активних молекулярних доменів) анізотропією.
- Архітекtonіка реальної біологічної тканини одночасно володіє як структурної (лінійне двулучезреломлення і дихроїзм), так і хіральної (кругове двулучезреломлення і дихроїзм) анізотропією.
- Процеси взаємодії оптичного випромінювання з такими ансамблями біологічних кристалів і формування набору поляризаційних карт поля об'єкта найбільш повно і універсально описані в рамках формалізму матриці Мюллера [11-26].

Тому як аналітична, так і експериментальна деталізація таких взаємозв'язків за допомогою поляризаційного дослідження деяких "граничних структур" оптично анізотропної архітекtonіки біологічних кристалів виявляється актуальною фундаментальною і прикладною задачею.

З фундаментальної точки зору, серед різноманіття архітекtonіки біологічних тканин можна виділити два "парціальних" випадки поляризаційних проявів структурної і хіральної анізотропії:

- Структурна анізотропія фібрилярних тканин - просторово впорядкованих фібрилярних мереж сосочкового шару нирки.
- Хіральна анізотропія паренхіматозних тканин - скупчення оптично активних паренхіматозних молекул біологічних тканин (в нашому випадку легенева тканина).

Отримані статистичні характеристики відповідних пошарових мап $T_j(\varepsilon, m, n)$

також можуть бути використані в *прикладних дослідженнях* виявлення в рамках універсального формалізму матриці Мюллера патологічних змін оптичної анізотропії найширшого класу біологічних тканин органів людини – тканини репродуктивної сфери жінки.

Нативні гістологічні зрізи біологічних тканин готували за загальноприйнятою методикою на мікротомі з швидким заморожуванням [1].

Оптико-геометричні параметри нативних гістологічних зрізів нирки і легеневої тканини представлені у таблиці 2.9

Таблиця 2.9

Оптико-геометричні параметри гістологічних зрізів нирки і легеневої тканини

Параметри	Нирка (11 зразків)	Легенева тканина (11 зразків)
Геометрична товщина, h , мкм	$30 \pm 0,02$	$30 \pm 0,02$
Оптична товщина, τ	$0,17 \pm 0,05$	$0,14 \pm 0,03$
Деполаризація, Δ , %	$31 \pm 1,5$	$25 \pm 1,2$

2.11. Висновки до розділу 2

1. Розроблено та обґрунтовано структурно-логічні схеми теоретичного і експериментального дизайну дисертаційного дослідження.

2. Наведено і проаналізовано короткі теоретичні відомості, щодо:

- модельного Мюллер-матричного описання сукупності фізичних механізмів лінійного і циркулярного двопротинезалмолення і дихроїзму;
- застосування диференціального матричного представлення поляризаційної і деполаризаційної складових матриці Мюллера оптично анізотропної архітектоніки шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини;
- реалізації поляризаційно-інтерференційних принципів пошарового диференціального матричного сканування об'єктних полів біологічних тканин;

- алгоритмів відтворення мап середніх значень і флуктуацій величини параметрів фазової і амплітудної анізотропії.

3. Представлені оптична схема і методики вимірювання координатних пошарових розподілів $T(\varepsilon, t, n)$ парціальних елементів диференціальних матриць 1-го ($\langle a_{ik}(\varepsilon, t, n) \rangle$) і 2-го порядків ($\phi a_{ik}(\varepsilon, t, n)$), а також відповідних мап середніх значень двопротинезаломлення ($LB(\varepsilon, t, n)$; $CB(\varepsilon, t, n)$) і дихроїзму ($LD(\varepsilon, t, n)$; $CD(\varepsilon, t, n)$) та дифузних томограм $DT(\varepsilon, t, n)$.

4. Наведені описання та основні алгоритми аналітичних методів обробки експериментальних даних $T(\varepsilon, t, n)$ – статистичного, вейвлет і інформаційного аналізу.

5. Представлений опис основних об'єктів дослідження.

6. Наведені результати комп'ютерного моделювання параметрів оптичної анізотропії модельних сіток двопротинезаломлюючих циліндрів.

РОЗДІЛ 3. ДИФЕРЕНЦІАЛЬНЕ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНЕ КАРТОГРАФУВАННЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ ФІБРИЛЯРНИХ І ПАРЕНХІМАТОЗНИХ ШАРІВ НАТИВНОГО ГІСТОЛОГІЧНОГО ЗРІЗУ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ

Даний розділ містить результати, які одержані методом диференціального Мюллер-матричного поляризаційно-інтерференційного пошарового експериментального дослідження поляризаційних проявів оптичної анізотропії шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини з різною архітектонікою полікристалічної складової, - розділ 2, таблиця 2.1, таблиця 2.2.

Досліджувалися нативні гістологічні зрізи нирки (18 зразків) і легеневої тканини (18 зразків), - розділ 2, таблиця 2.3 і таблиця 2.8.

Вимірювання виконувалися у оптичному розташування поляризаційного інтерферометра Маха – Цандера (розділ 2, параграф 2. , рис. 2.1).

Наведені результати методики вимірювань (розділ 2, таблиця 2.4, параграф 2.6) та алгоритмів обчислень (розділ 2, таблиця 2.5) мап парціальних елементів диференціальних матриць 1-го ($\langle a_{ik}(\varepsilon, t, n) \rangle$), а також відповідних мап середніх значень двопронизаломлення ($LB(\varepsilon, t, n)$; $CB(\varepsilon, t, n)$) і дихроїзму ($LD(\varepsilon, t, n)$; $CD(\varepsilon, t, n)$).

Результати статистичного аналізу (розділ 2, таблиця 2.6, співвідношення (2.)) мап парціальних елементів диференціальних матриць 1-го ($\langle a_{ik}(\varepsilon, t, n) \rangle$) і 2-го порядків ($\phi a_{ik}(\varepsilon, t, n)$), а також відповідних мап середніх значень двопронизаломлення ($LB(\varepsilon, t, n)$; $CB(\varepsilon, t, n)$) і дихроїзму ($LD(\varepsilon, t, n)$; $CD(\varepsilon, t, n)$) системно приведені у таблицях 3.1 – 3.6.

3.1. Поляризаційно-інтерференційне пошарове диференціальне Мюллер-матричне картографування періодичної структури фібрилярної архітекτονіки нативних гістологічних зрізів нирки

У даному параграфі наведено результати експериментальних методів прямого і пошарового диференціального картографування полікристалічної оптично анізотропної архітекτονіки гістологічних зрізів нирки та фізичного аналізу одержаних даних про сукупність мап елементів диференціальної матриці 1-го порядку просторово-структурованих фібрилярних мереж.

3.1.1. Координатна і статистична структура мапи елементів диференціальної матриці 1-го порядку топологічних дефектів гістологічних зрізів нирки

На рис. 3.1 приведені серія координатних розподілів (мап) випадкових значень величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{ \langle A \rangle \}$ полікристалічної архітекτονіки нативного гістологічного зрізу нирки.

Вимірювання мап $\langle a \rangle_{ik}(t, n)$ проводилося за методикою, яка представлена у розділі 2, параграф 2.6, співвідношення (2.45) – (2.47) і параграф 2.4,

співвідношення (2.41) - (2.43).

Рис. 3.2 ілюструє сукупність гістограм розподілів $H(\langle a \rangle_{ik})$ випадкових значень величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ полікристалічної архітектури нативного гістологічного зрізу нирки.

Систематизовані у межах репрезентативної вибірки (18 зразків) результати статистичного аналізу (розділ 2, параграф 2.7.1, співвідношення (2.53)) – визначення сукупності центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують структуру гістограм розподілів $H(\langle a \rangle_{ik})$ випадкових значень величини парціальних матричних елементів $\langle a \rangle_{ik}$, наведені у таблиці 3.1.

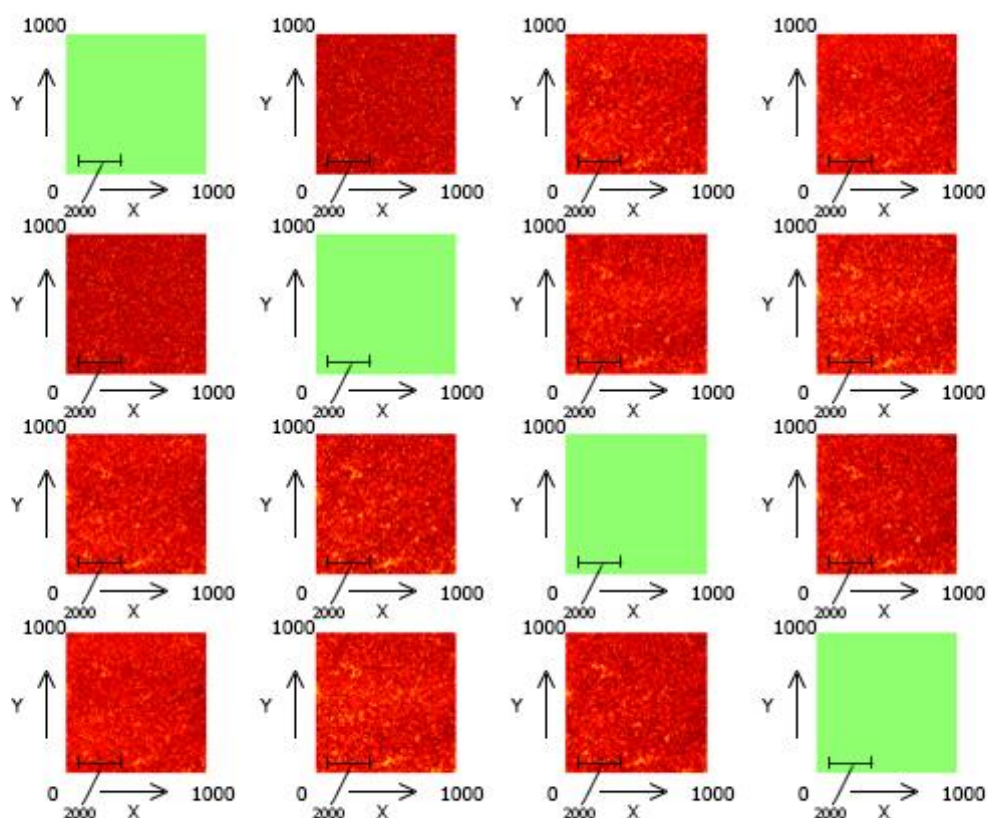


Рис. 3.1. Мапи $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу нирки. Пояснення у тексті.

Аналіз одержаних даних диференціального матричного картографування оптично анізотропної фібрилярної архітектури нативних гістологічних зрізів

нирки виявив кореляцію між даними теоретичного розгляду (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.20) - (2.27)) і експериментально виміряними мапами $\langle a_{ik}(m, n) \rangle$ елементів диференціальної матриці 1-го порядку. На це вказують наступні співвідношення симетрії матричного оператора $\{\langle A \rangle\}$

$$\langle a_{11;22;33;44} \rangle = 0; \quad (3.1)$$

$$\langle a_{12} \rangle = \langle a_{21} \rangle = \langle LD_{0-90} \rangle; \quad (3.2)$$

$$\langle a_{13} \rangle = \langle a_{31} \rangle = \langle LD_{45-135} \rangle; \quad (3.3)$$

$$\langle a_{14} \rangle = \langle a_{41} \rangle = \langle CD \rangle; \quad (3.4)$$

$$\langle a_{23} \rangle = -\langle a_{32} \rangle = \langle CB \rangle; \quad (3.5)$$

$$\langle a_{24} \rangle = -\langle a_{42} \rangle = \langle LB_{45-135} \rangle; \quad (3.6)$$

$$\langle a_{34} \rangle = -\langle a_{43} \rangle = \langle LB_{0-90} \rangle. \quad (3.7)$$

Окрім цього з (3.2) – (3.7) впливає наявність всіх видів фазової ($LB_{0-90}; LB_{45-135}; CB$) і амплітудної ($LD_{0-90}; LD_{45-135}; CD$) структурної ($LB_{0-90}; LB_{45-135}; LD_{0-90}; LD_{45-135}$) та хіральної ($CB; CD$) анізотропії фібрилярних мереж полікристалічної архітектоники гістологічних зрізів нирки.

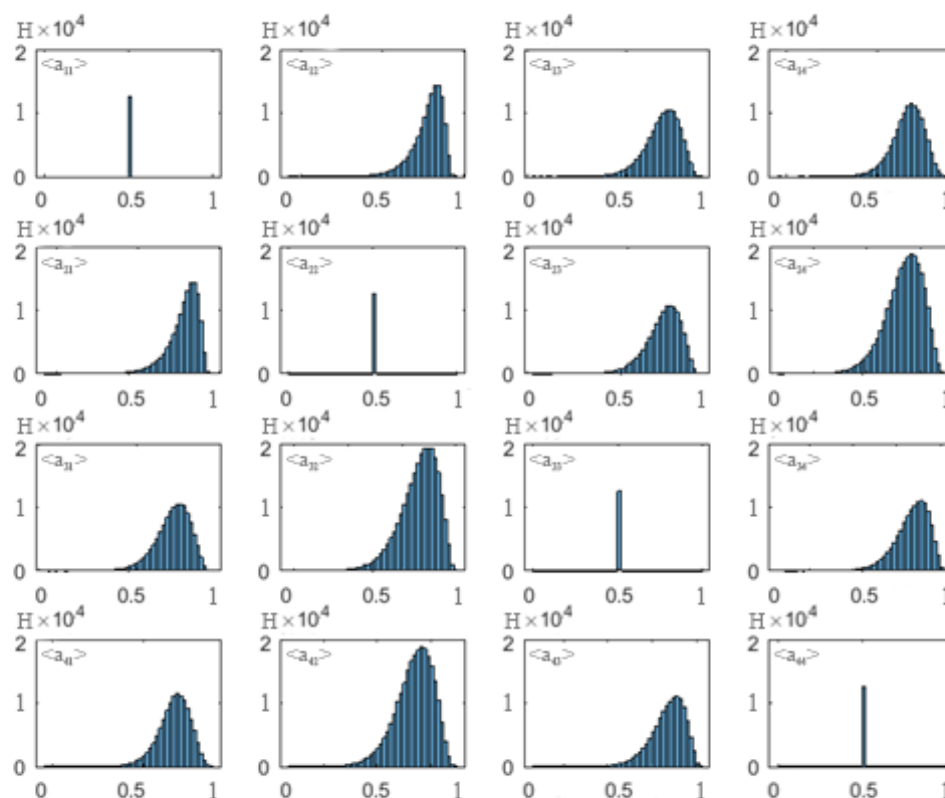


Рис. 3.2. Гістограми H розподілів величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу нирки. Пояснення у тексті.

Порівняльний аналіз сукупності гістограм розподілів величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу нирки виявив індивідуальну структуру залежностей H для різних типів фазової (LB_{0-90} ; LB_{45-135} ; CB) і амплітудної (LD_{0-90} ; LD_{45-135} ; CD) структурної (LB_{0-90} ; LB_{45-135} ; LD_{0-90} ; LD_{45-135}) та хіральної (CB ; CD) анізотропії полікристалічних фібрилярних мереж.

Зокрема, переважним механізмом оптичної анізотропії є структурне лінійне двопроменезаломлення (LB_{0-90} ; LB_{45-135}) і дихроїзм (LD_{0-90} ; LD_{45-135}) фібрилярних мереж, - відповідні гістограми розподілів $H(LB_{0-90})$; $H(LB_{45-135})$ і $H(LD_{0-90})$; $H(LD_{45-135})$ характеризуються більшими значеннями величин і розкидом їх випадкових значень.

Окрім цього встановлено індивідуальну статистичну структуру розподілів матричних параметрів лінійного двопроменезаломлення і дихроїзму для різних

геометричних напрямів розкладу амплітуди лазерного випромінювання, - $H(LB_{0-90}) \neq H(LB_{45-135})$ і $H(LD_{0-90}) \neq H(LD_{45-135})$.

Поляризаційні прояви механізмів хіральної анізотропії ($CB - CD$) менш виразні і співрозмірні ($H(CB) \approx H(CD)$).

З фізичного погляду одержані методом диференціального Мюллер-матричного картографування результати можна пояснити особливостями архітекτονіки біологічного шару матерії даного типу.

Видовженні біологічні кристали або фібрилярні волокна формують просторово впорядковані мережеві структури оптично одновісних двоприменезаломлюючих кристалів (розділ 2, параграф 2.2.1, співвідношення (2.1),(2.2)) з лінійним дихроїчним поглинанням (розділ 2, параграф 2.2.1, співвідношення (2.3),(2.4)). Така оптично анізотропна сітка переважним чином здійснює фазову модуляцію між лінійно поляризованими ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання, що розповсюджується у фібрилярному шарі м'якої матері (розділ 2, параграф 2.2.3, співвідношення (2.14),(2.15),(2.17),(2.18)). За рахунок цього і виникають поляризаційні прояви фізичних механізмів структурної анізотропії, - $(LB_{0-90}; LB_{45-135})$ і $(LD_{0-90}; LD_{45-135})$. Особливості просторово-кутової побудови фібрилярних сіток в об'ємі гістологічного зрізу нирки можуть обумовлювати різні ймовірності формування механізмів лінійної анізотропії - $(LB_{0-90} \Leftrightarrow LB_{45-135})$ і $(LD_{0-90} \Leftrightarrow LD_{45-135})$.

На тлі структурної анізотропії поляризаційні прояви оптичної активності (CB) та циркулярного дихроїзму (CD) хіральних протеїнових молекулярних комплексів менш вагомі. Внаслідок цього спостерігаються наступні ймовірнісні закономірності $H(CB) \approx H(CD)$, а також $H(LB_{0-90}); H(LB_{45-135}) > H(CB)$ і $H(LD_{0-90}); H(LD_{45-135}) > H(CD)$.

Кількісно сценарії формування величини і співвідношень між поляризаційними проявами сукупності механізмів структурної

($H(LB_{0-90})$; $H(LB_{45-135})$ і $H(LD_{0-90})$; $H(LD_{45-135})$) і хіральної (CB ; CD) анізотропії фібрилярних мереж нативного гістологічного зрізу біологічної тканини нирки характеризують статистично усереднені у межах репрезентативної вибірки зразків гістологічних зрізів величини середнього Z_1 , дисперсії Z_2 , асиметрії Z_3 і ексцесу Z_4 , які характеризують експериментально виміряні координатні розподіли парціальних елементів $\langle a_{ik} \rangle$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$, - таблиця 3.1.

Таблиця 3.1

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}(m \times n)$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу нирки

$\langle a \rangle_{ik}$	$\langle a \rangle_{12;21}$ (LD_{0-90})	$\langle a \rangle_{13;31}$ (LD_{45-135})	$\langle a \rangle_{24;42}$ (LB_{45-135})	$\langle a \rangle_{14;41}$ (LB_{0-90})	$\langle a \rangle_{23;32}$ (CB)	$\langle a \rangle_{34;43}$ (CD)
Z_1	$0,41 \pm 0,027$	$0,37 \pm 0,021$	$0,52 \pm 0,029$	$0,49 \pm 0,028$	$0,24 \pm 0,015$	$0,19 \pm 0,012$
Z_2	$0,18 \pm 0,011$	$0,28 \pm 0,017$	$0,21 \pm 0,013$	$0,23 \pm 0,014$	$0,27 \pm 0,019$	$0,24 \pm 0,015$
Z_3	$0,61 \pm 0,034$	$0,33 \pm 0,018$	$0,55 \pm 0,029$	$0,51 \pm 0,027$	$0,33 \pm 0,018$	$0,25 \pm 0,014$
Z_4	$0,73 \pm 0,038$	$0,42 \pm 0,023$	$0,62 \pm 0,034$	$0,59 \pm 0,032$	$0,44 \pm 0,023$	$0,33 \pm 0,018$

Аналіз одержаних даних підтвердив основні фізичні висновки та виявив:

- Складну, відмінну від Гаусової статистику розподілів $\langle OA \rangle =$ матричних параметрів анізотропії фібрилярних мереж зразків нирки – всі центральні статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(\langle a_{ik} \rangle) \neq 0$ - відмінні від нуля.
- Розподіли матричних параметрів структурної анізотропії $\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle$ і $\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle$ характеризуються більшими величинами середнього $Z_1(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle)$ і дисперсії $Z_2(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle)$ ніж розподіли хіральної анізотропії $\langle a_{23;32}(CB) \rangle$ і $\langle a_{14;41}(CD) \rangle$
- Зворотна тенденція реалізується для статистичних моментів вищих порядків,

які характеризують асиметрію і ексцес розподілів матричних параметрів структурної анізотропії $\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle$ і $\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle$, -

$$Z_{3;4}(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle) < Z_{3;4}(\langle a_{23;32}(CB) \rangle).$$

- Статистичні розподіли матричних параметрів для різних орієнтацій оптичних осей структурної анізотропії фібрилярних мереж шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини гістологічного зрізу нирки індивідуальні - $Z_{i=1;2;3;4}(\langle a_{34;43}(LB_{0-90}) \rangle) \neq Z_{i=1;2;3;4}(\langle a_{24;42}(LB_{45-135}) \rangle)$
- Статистичні розподіли матричних параметрів для хіральної анізотропії шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини гістологічного зрізу нирки подібні між собою - $Z_{i=1;2;3;4}(\langle a_{23;32}(CB) \rangle) \approx Z_{i=1;2;3;4}(\langle a_{14;41}(CD) \rangle).$

3.1.2. Координатна і статистична структура пошарових мап елементів диференціальної матриці 1-го порядку гістологічних зрізів нирки

У даному параграфі представлені результати пошарового поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування об'ємно неоднорідної оптично анізотропної фібрилярної просторово структурованої архітекtonіки об'єктів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини – нативних гістологічних зрізів нирки.

На рис. 3.3 і рис. 3.5 приведені серія координатних розподілів (мап) випадкових значень величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{ \langle A \rangle \}$ полікристалічної архітекtonіки нативного гістологічного зрізу нирки у двох фазових перерізах $\theta = \pi/4$ (рис. 3.3) і $\theta = \pi/8$ (рис. 3.5).

Вимірювання пошарових мап $\langle a \rangle_{ik}(\theta, t, n)$ проводилося поляризаційно-інтерференційною за методикою з цифровим голографічним відтворенням і фазовим скануванням полів комплексних амплітуд, яка представлена у розділі 2, параграф 2.6, співвідношення (2.45) – (2.52).

Серія фрагментів рис. 3.4 і рис. 3.6 ілюструє сукупність гістограм розподілів $H(\theta, \langle a \rangle_{ik})$ випадкових значень величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ полікристалічної архітектури нативного гістологічного зрізу нирки у двох фазових площинах $\theta = \pi/4$ (рис. 3.4) і $\theta = \pi/8$ (рис. 3.6).

Систематизовані у межах репрезентативної вибірки (18 зразків) результати статистичного аналізу (розділ 2, параграф 2.7.1, співвідношення (2.53)) – визначення сукупності центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують структуру пошарових гістограм розподілів $H(\theta, \langle a \rangle_{ik})$ випадкових значень величини парціальних матричних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ у двох фазових перерізах $\theta = \pi/4$ і $\theta = \pi/8$, наведені у таблиці 3.2 і таблиці 3.3.

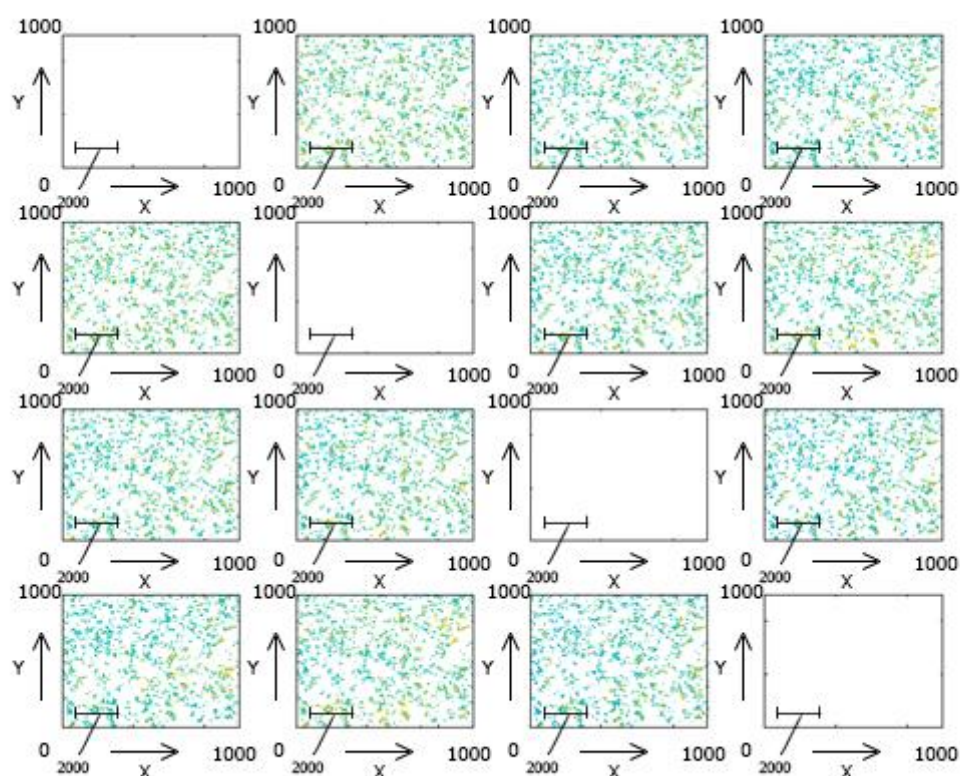


Рис. 3.3. Мапи $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті.

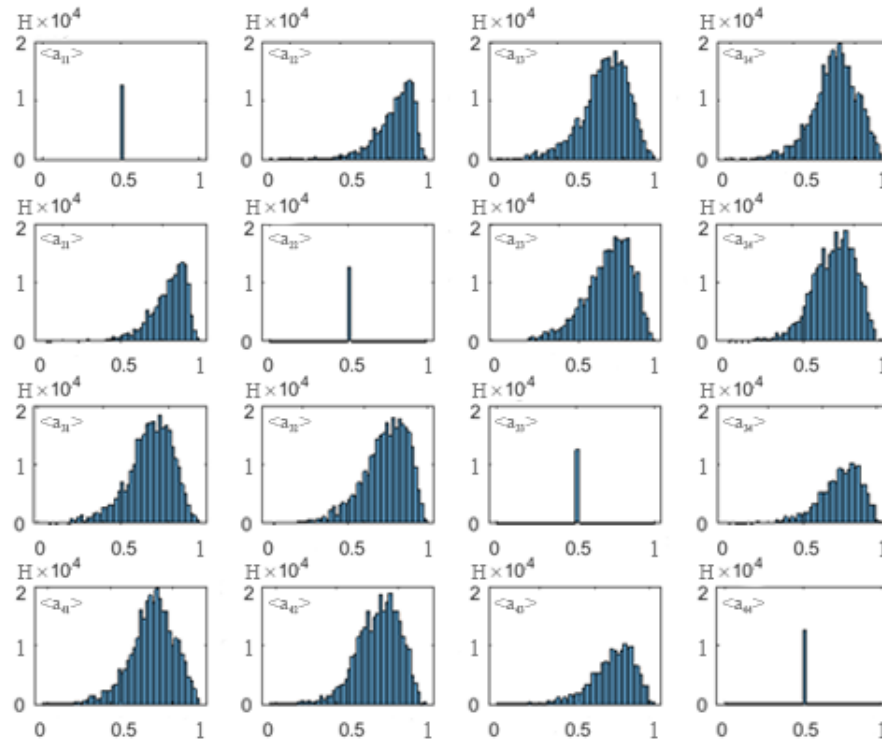


Рис. 3.4. Гістограми H розподілів величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті.

Таблиця 3.2

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ диференціальної матриці 1-го порядку гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/4$.

$\langle a \rangle_{ik}$	$\langle a \rangle_{12;21}$ (LD_{0-90})	$\langle a \rangle_{13;31}$ (LD_{45-135})	$\langle a \rangle_{24;42}$ (LB_{45-135})	$\langle a \rangle_{14;41}$ (LB_{0-90})	$\langle a \rangle_{23;32}$ (CB)	$\langle a \rangle_{34;43}$ (CD)
Z_1	$0,28 \pm 0,017$	$0,23 \pm 0,012$	$0,32 \pm 0,019$	$0,31 \pm 0,018$	$0,12 \pm 0,007$	$0,09 \pm 0,005$
Z_2	$0,14 \pm 0,008$	$0,21 \pm 0,011$	$0,16 \pm 0,01$	$0,17 \pm 0,011$	$0,18 \pm 0,009$	$0,16 \pm 0,009$
Z_3	$0,77 \pm 0,043$	$0,43 \pm 0,024$	$0,71 \pm 0,039$	$0,66 \pm 0,037$	$0,41 \pm 0,023$	$0,31 \pm 0,017$
Z_4	$0,89 \pm 0,048$	$0,61 \pm 0,033$	$0,84 \pm 0,044$	$0,79 \pm 0,042$	$0,56 \pm 0,029$	$0,42 \pm 0,023$

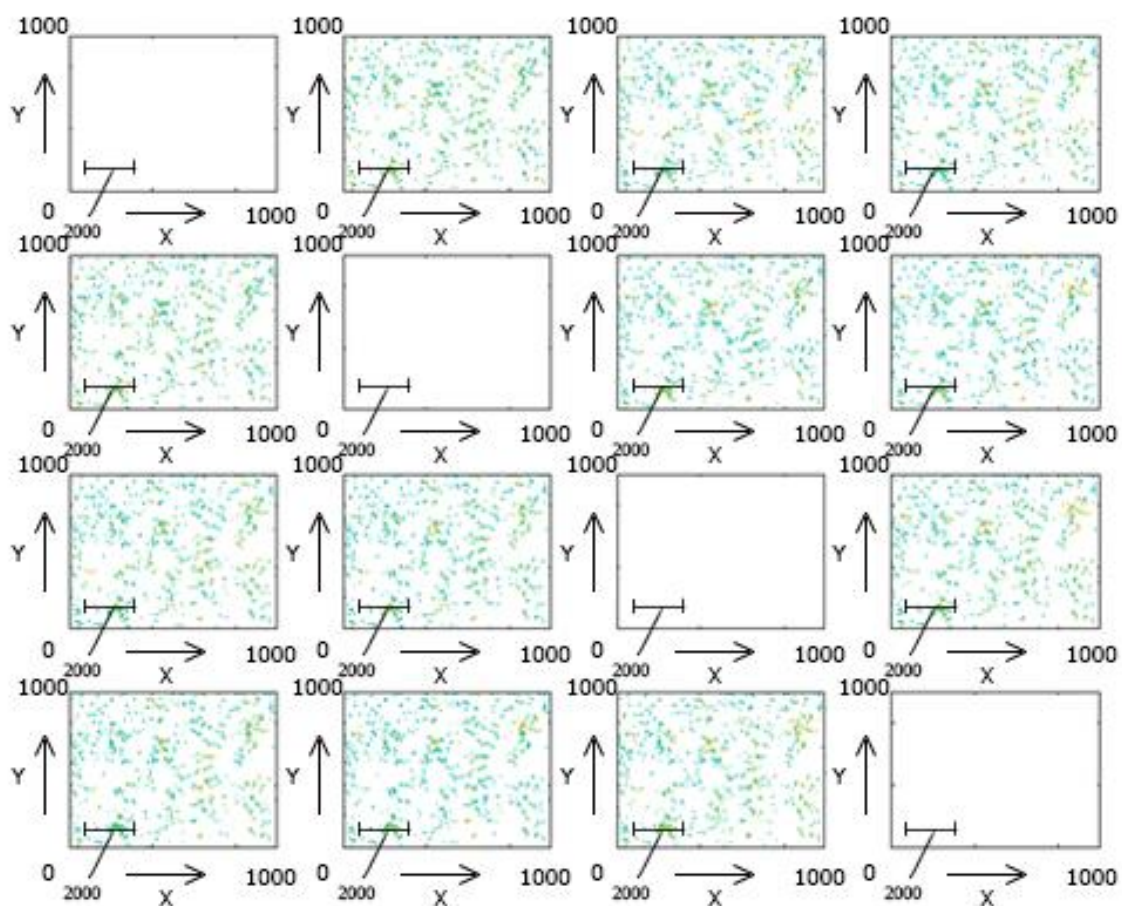


Рис. 3.5. Мапи $\langle a \rangle_{ik}(m,n)$ парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті.

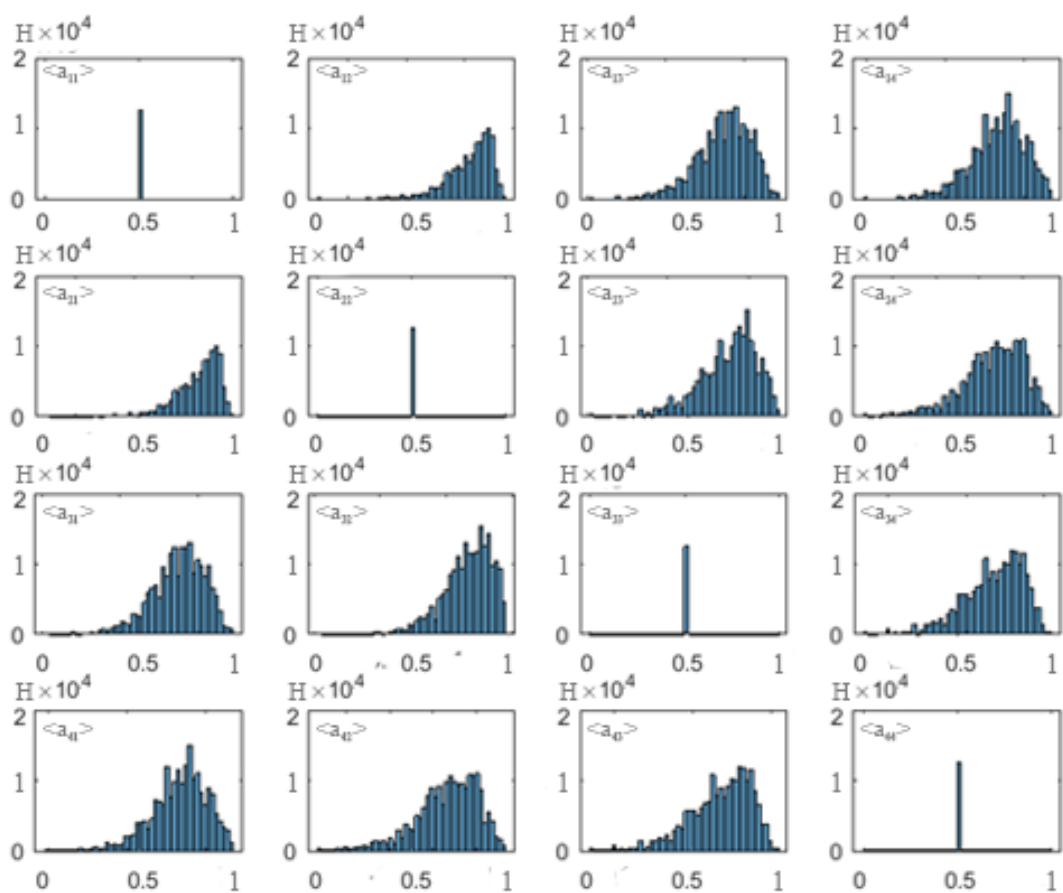


Рис. 3.6. Гістограми H розподілів величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті.

Таблиця 3.3

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ диференціальної матриці 1-го порядку гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/8$.

$\langle a \rangle_{ik}$	$\langle a \rangle_{12;21}$ (LD_{0-90})	$\langle a \rangle_{13;31}$ (LD_{45-135})	$\langle a \rangle_{24;42}$ (LB_{45-135})	$\langle a \rangle_{14;41}$ (LB_{0-90})	$\langle a \rangle_{23;32}$ (CB)	$\langle a \rangle_{34;43}$ (CD)
Z_1	$0,11 \pm 0,007$	$0,13 \pm 0,008$	$0,17 \pm 0,009$	$0,09 \pm 0,006$	$0,12 \pm 0,007$	$0,07 \pm 0,004$
Z_2	$0,13 \pm 0,008$	$0,16 \pm 0,009$	$0,12 \pm 0,007$	$0,13 \pm 0,008$	$0,11 \pm 0,006$	$0,09 \pm 0,005$
Z_3	$0,89 \pm 0,046$	$0,51 \pm 0,029$	$0,84 \pm 0,044$	$0,78 \pm 0,041$	$0,49 \pm 0,026$	$0,37 \pm 0,019$
Z_4	$0,99 \pm 0,055$	$0,77 \pm 0,039$	$0,93 \pm 0,052$	$0,86 \pm 0,048$	$0,68 \pm 0,035$	$0,52 \pm 0,027$

Аналіз одержаних даних пошарового поляризаційно-інтерференційного диференціального матричного картографування оптично анізотропної фібрилярної архітекtonіки нативних гістологічних зрізів нирки також виявив кореляцію в усіх фазових площинах між даними теоретичного розгляду (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.20) - (2.27)) і експериментально вимірними фазовими мапами $\langle a_{ik}(\theta, t, n) \rangle$ елементів диференціальної матриці 1-го порядку - $\langle a_{11;22;33;44} \rangle = 0$; $\langle a_{12} \rangle = \langle a_{21} \rangle = \langle LD_{0-90} \rangle$; $\langle a_{31} \rangle = \langle LD_{45-135} \rangle$; $\langle a_{14} \rangle = \langle a_{41} \rangle = \langle CD \rangle$; $\langle a_{23} \rangle = -\langle a_{32} \rangle = \langle CB \rangle$; $\langle a_{24} \rangle = -\langle a_{42} \rangle = \langle LB_{45-135} \rangle$; $\langle a_{34} \rangle = -\langle a_{43} \rangle = \langle LB_{0-90} \rangle$.

Переважаючим фізичним механізмом оптичної анізотропії в різних шарах полікристалічної архітекtonіки гістологічних зрізів нирки є лінійне двопроменезаломлення (LB_{0-90} ; LB_{45-135}) і дихроїзм (LD_{0-90} ; LD_{45-135}). При цьому у різних фазових площинах об'єму шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини встановлено індивідуальну статистичну структуру розподілів матричних параметрів лінійного двопроменезаломлення і дихроїзму, - $H(LB_{0-90}) \neq H(LB_{45-135})$ і $H(LD_{0-90}) \neq H(LD_{45-135})$.

Поляризаційні прояви механізмів хіральної анізотропії ($CB - CD$) структурованих фібрилярних мереж експериментальних зразків нирки співрозмірні ($H(CB) \approx H(CD)$) і плавно спадають зі зменшенням оптичної глибини гістологічного зрізу (від $\theta = \pi/4$ до $\theta = \pi/8$).

З фізичного погляду одержані методом фазового сканування диференціального Мюллер-матричного картографування результати можна пояснити просторово-неоднорідними особливостями архітекtonіки біологічного шару матерії даного типу. У кожному фазовому перерізі реалізується індивідуальна пошарова топологічна структура ансамблів оптично одновісних фібрилярних кристалів. Внаслідок цього фазова модуляція між лінійно поляризованими ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання, що розповсюджується у різних за просторово-орієнтаційною структурою шарах

фібрилярного шару м'якої матерії тканини нирки, є індивідуальною та обумовлює різні ймовірності формування механізмів лінійної анізотропії - $(LB_{0-90} \Leftrightarrow LB_{45-135})$ і $(LD_{0-90} \Leftrightarrow LD_{45-135})$.

На тлі пошарової змінності структурної анізотропії поляризаційні прояви оптичної активності (CB) та циркулярного дихроїзму (CD) хіральных протеїнових молекулярних комплексів менш вагомі. Внаслідок цього спостерігаються наступні ймовірнісні закономірності $H(CB) \approx H(CD)$.

Кількісно сценарії формування пошарових мап механізмів структурної ($H(LB_{0-90}); H(LB_{45-135})$ і $H(LD_{0-90}); H(LD_{45-135})$) і хіральної ($CB; CD$) центральні статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, усереднені величини яких представлені у таблиці 3.2. Аналіз наведених тут даних про пошарову статистику мап парціальних елементів $\langle a_{ik} \rangle$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{ \langle A \rangle \}$ виявив відмінність від нуля всіх центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(\theta, \langle a_{ik} \rangle) \neq 0$. Окрім цього, по мірі фазового досягнення умов оптично тонкого недеполяризуючого шару (від $\theta = \pi/4$ до $\theta = \pi/8$) поляризаційні прояви структурної анізотропії $\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle$ і $\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle$ стають співрозмірними з розподілами параметрів хіральної анізотропії - характеризуються більшими величинами середнього $Z_{1;2}(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle) \approx Z_{1;2}(\langle a_{23;32}(CB) \rangle)$ $Z_{1;2}(\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle) \approx Z_{1;2}(\langle a_{14;41}(CD) \rangle)$.

Основні відмінності між поляризаційними проявами оптичної анізотропії різних фазових шарів архітектонічних мереж нирки спостерігаються для статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію і ексцес розподілів матричних параметрів структурної анізотропії $\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle$ і $\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle$, - $Z_{3;4}(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle) < Z_{3;4}(\langle a_{23;32}(CB) \rangle)$ $Z_{3;4}(\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle) < Z_{3;4}(\langle a_{14;41}(CD) \rangle)$.

Такі статистичні маркери $(Z_{3;4}(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle) \text{ і } Z_{3;4}(\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle))$ виявилися найбільш чутливими до топологічних змін просторово-орієнтаційної архітекtonіки фібрилярних мереж зразків нативного гістологічного зрізу біологічної тканини

тканини нирки. На це вказує значний діапазон фазової зміни їх власних значень – від 1,41 до 1,83 разів.

Отже ми продемонстрували ефективність пошарового детектування поляризаційних проявів структурної і хіральної анізотропії фібрилярної архітекtonіки тканини нирки шляхом поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування.

Разом з тим, на основі одержаної інформації функціональні можливості даного методу можуть бути розширенні шляхом застосування алгоритмів томографічного відтворення мап середніх значень лінійного та циркулярного двоприменезаломлення і дихроїзму, - розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.27) – (2.33).

3.2. Пошарові мапи середніх значень оптичної анізотропії фібрилярної архітекtonіки гістологічних зрізів нирки

Алгоритмічне відтворення мап середніх значень лінійного і циркулярного двоприменезаломлення та дихроїзму архітекtonіки нативного гістологічного зрізу біологічної тканини нирки за експериментальними даними поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного відбувалося з використанням аналітичних співвідношень, які наведені у розділі 2, параграф 2.4, співвідношення (2.41) – (2.43).

На серії фрагментів рис. 3.7, рис. 3.9 і рис. 3.11 представлені інтегральні (рис. 3.7) і пошарові ($\theta = \pi/4$ - рис. 3.9 і $\theta = \pi/8$ - рис. 3.11) координатні розподіли випадкових значень величини лінійного двоприменезаломлення $LB(m,n)$ (фрагменти (1)), лінійного дихроїзму $LD(m,n)$ (фрагменти (2)), циркулярного двоприменезаломлення $CB(m,n)$ (фрагменти (3)) і циркулярного дихроїзму $CD(m,n)$ (фрагменти (4)).

Рис. 3.8, рис. 3.10 і рис. 3.12 ілюструють гістограми розподілів випадкових значень величини лінійного двоприменезаломлення $LB(m,n)$ (фрагменти (1)), лінійного дихроїзму $LD(m,n)$ (фрагменти (2)), циркулярного

двопроменезаломлення $CB(m, n)$ (фрагменти (3)) і циркулярного дихроїзму $CD(m, n)$ (фрагменти (4)).

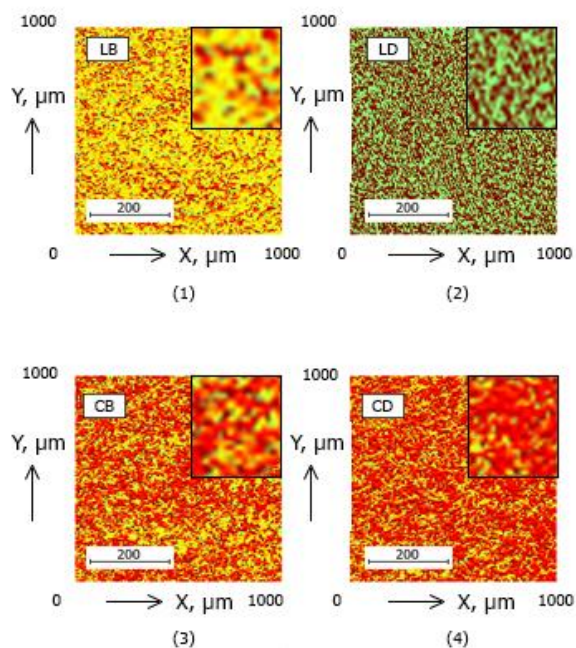


Рис. 3.7. Мапи матричних параметрів оптичної анізотропії гістологічного зрізу нирки – лінійне LB (фрагмент (1)) і циркулярне CB двопроменезаломлення (фрагмент (2)); лінійний LD (фрагмент (3)) і циркулярний CD (фрагмент (4)) дихроїзм.

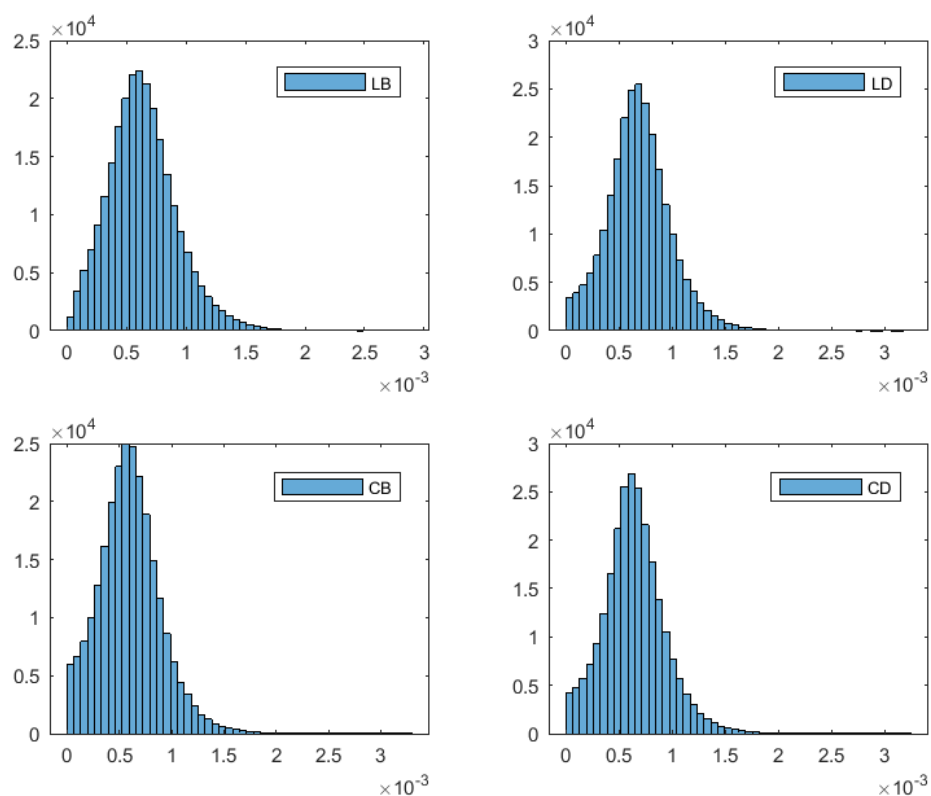


Рис. 3.8. Гістограми розподілів лінійного LB (фрагмент (1)) і циркулярного CB двопротинезаломлення (фрагмент (3)); лінійного LD (фрагмент (2)) і циркулярного CD (фрагмент (4)) дихроїзму гістологічного зрізу нирки.

В серії таблиць 3.4 – 3.6 наведено статистично усереднені у межах репрезентативної вибірки зразків гістологічних зрізів нирки величини та середньоквадратичні розкиди значень середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу, які характеризують розподіли лінійного двопротинезаломлення $LB(m, n)$ і дихроїзму $LD(m, n)$, а також циркулярного двопротинезаломлення $CB(m, n)$ і дихроїзму $CD(m, n)$.

Таблиця 3.4

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують розподіли величини матричних параметрів оптичної анізотропії гістологічного зрізу нирки

$Z_{i=1,2,3,4}$	LB	CB	LD	CD
$Z_1 \times 10^{-3}$	$0,61 \pm 0,036$	$0,57 \pm 0,031$	$0,44 \pm 0,025$	$0,39 \pm 0,022$
$Z_2 \times 10^{-3}$	$0,47 \pm 0,026$	$0,41 \pm 0,023$	$0,39 \pm 0,022$	$0,31 \pm 0,017$
Z_3	$0,34 \pm 0,019$	$0,37 \pm 0,021$	$0,41 \pm 0,023$	$0,48 \pm 0,026$
Z_4	$0,45 \pm 0,025$	$0,51 \pm 0,027$	$0,54 \pm 0,029$	$0,61 \pm 0,033$

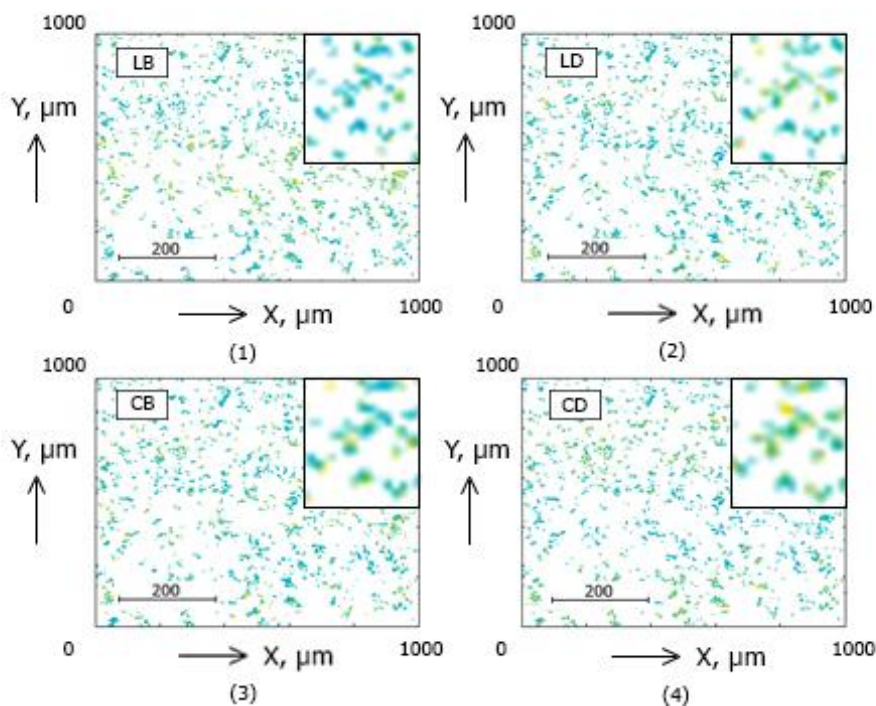


Рис. 3.9. Мапи матричних параметрів оптичної анізотропії гістологічного зрізу нирки – лінійне *LB* (фрагмент (1)) і циркулярне *CB* двоприменезаломлення (фрагмент (2)); лінійний *LD* (фрагмент (3)) і циркулярний *CD* (фрагмент (4)) дихроїзм – фазовий переріз $\theta = \pi/4$.

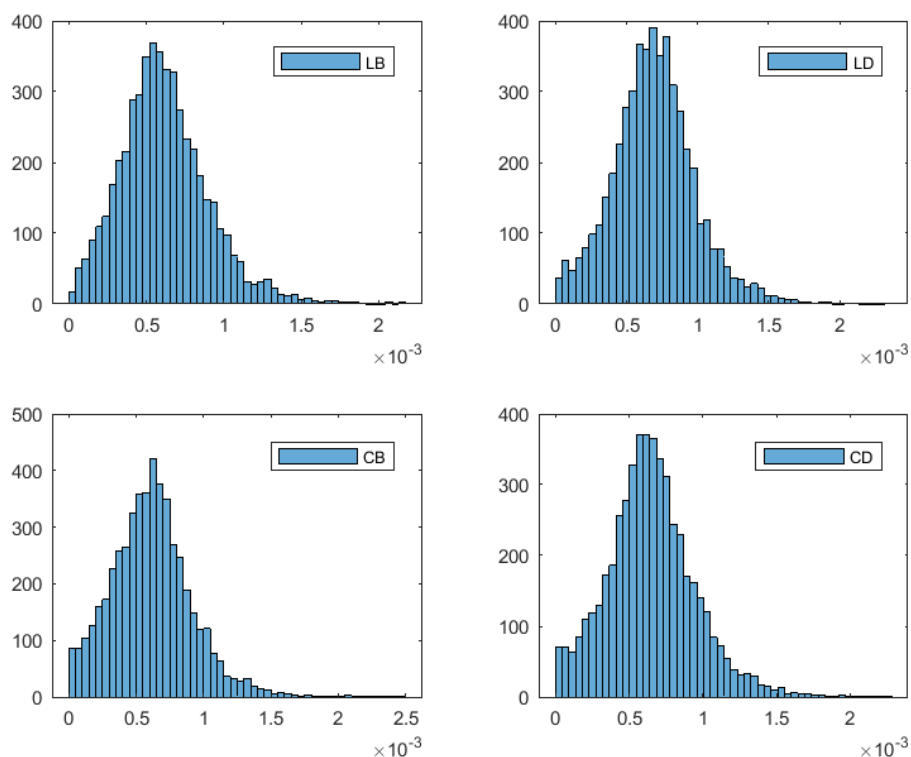


Рис. 3.10. Гістограми розподілів лінійного *LB* (фрагмент (1)) і циркулярного *CB* двоприменезаломлення (фрагмент (3)); лінійного *LD* (фрагмент (2)) і циркулярного *CD*

(фрагмент (4)) дихроїзму гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/4$.

Таблиця 3.5

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують розподіли величини матричних параметрів оптичної анізотропії гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/4$.

$Z_{i=1,2,3,4}$	LB	CB	LD	CD
$Z_1 \times 10^{-3}$	$0,48 \pm 0,026$	$0,43 \pm 0,023$	$0,32 \pm 0,017$	$0,29 \pm 0,016$
$Z_2 \times 10^{-3}$	$0,33 \pm 0,018$	$0,29 \pm 0,016$	$0,27 \pm 0,015$	$0,21 \pm 0,011$
Z_3	$0,49 \pm 0,027$	$0,52 \pm 0,029$	$0,56 \pm 0,033$	$0,62 \pm 0,036$
Z_4	$0,58 \pm 0,032$	$0,67 \pm 0,039$	$0,74 \pm 0,041$	$0,79 \pm 0,043$

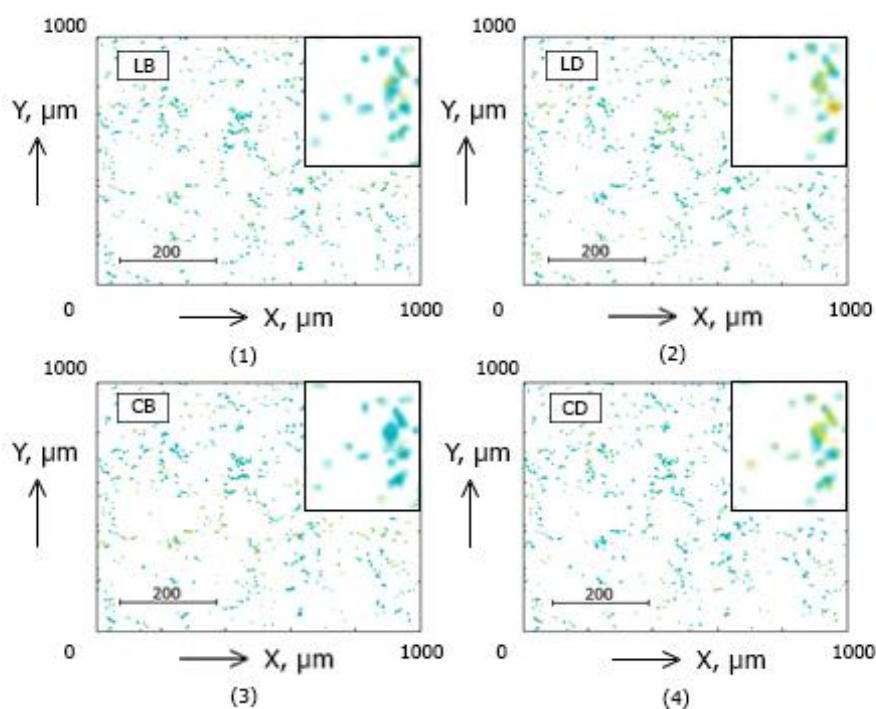


Рис. 3.11. Мапи матричних параметрів оптичної анізотропії гістологічного зрізу нирки – лінійне LB (фрагмент (1)) і циркулярне CB двопротенезаломлення (фрагмент (2)); лінійний LD (фрагмент (3)) і циркулярний CD (фрагмент (4)) дихроїзм – $\theta = \pi/8$.

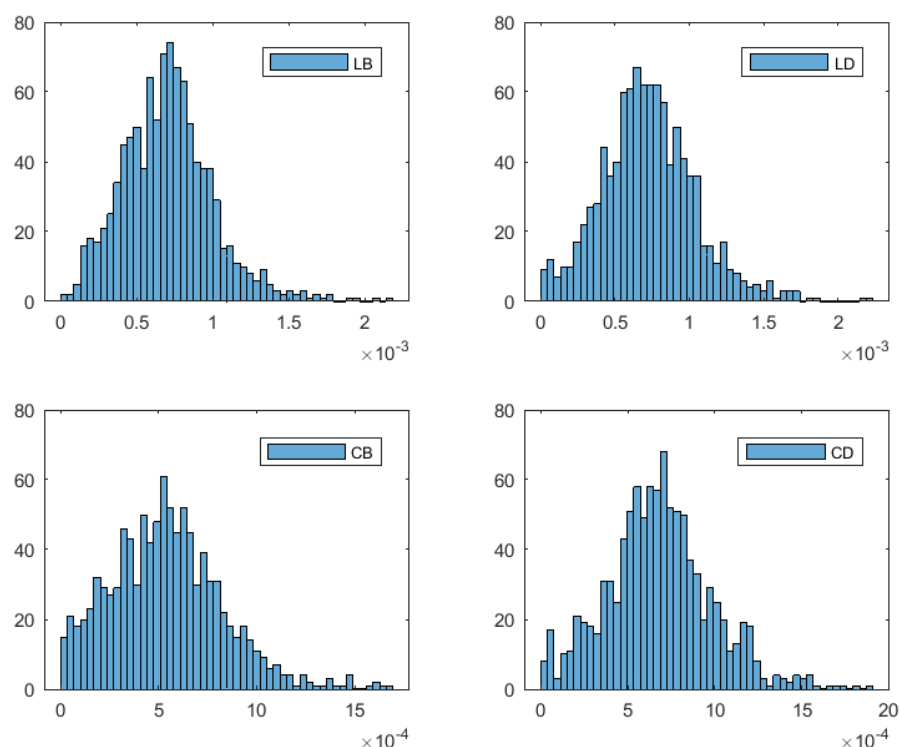


Рис. 3.12. Гістограми розподілів лінійного LB (фрагмент (1)) і циркулярного CB двопроменезаломлення (фрагмент (3)); лінійного LD (фрагмент (2)) і циркулярного CD (фрагмент (4)) дихроїзму гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/8$.

Таблиця 3.6

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують розподіли величини матричних параметрів оптичної анізотропії гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/8$.

$Z_{i=1,2,3,4}$	LB	CB	LD	CD
$Z_1 \times 10^{-3}$	$0,31 \pm 0,016$	$0,28 \pm 0,015$	$0,19 \pm 0,011$	$0,11 \pm 0,006$
$Z_2 \times 10^{-3}$	$0,24 \pm 0,015$	$0,21 \pm 0,013$	$0,17 \pm 0,009$	$0,09 \pm 0,005$
Z_3	$0,64 \pm 0,029$	$0,72 \pm 0,032$	$0,76 \pm 0,036$	$0,83 \pm 0,038$
Z_4	$0,88 \pm 0,035$	$0,94 \pm 0,041$	$0,99 \pm 0,043$	$1,18 \pm 0,046$

Аналіз даних диференціального Мюллер-матричного і пошарового поляризаційно-інтерференційного картографування оптично анізотропної архітектури гістологічних зрізів нирки виявив:

- Координатно-неоднорідну та індивідуальну для кожного фізичного механізму анізотропії структуру мап середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму, - рис. 3.7, рис. 3.9 і рис. 3.11.
- Гістограми ймовірнісних статистичних розподілів $H(LB_{0-90})$; $H(LB_{45-135})$, $H(LD_{0-90})$; $H(LD_{45-135})$ і $(H(CB); H(CD))$ асиметричні і володіють значним розкидом випадкових значень параметрів структурної і хіральної анізотропії, - рис. 3.8, рис. 3.10 і рис. 3.12.
- Переважними фізичними оптично анізотропними механізмами просторово-структурованих фібрилярних сіток є лінійне двопроменезаломлення LB_{0-90} ; LB_{45-135} і дихроїзм LD_{0-90} ; LD_{45-135} мереж оптично одновісних протеїнових кристалів.
- Гістограми $H(LB_{0-90})$; $H(LB_{45-135})$, $H(LD_{0-90})$; $H(LD_{45-135})$ характеризуються більшими абсолютними значеннями головних екстремумів і діапазонами розкиду у порівнянні із гістограмами розподілів випадкових значень величини параметрів хіральної анізотропії $H(CB)$; $H(CD)$.

Аналіз статистичних даних про пошарову статистику мап парціальних механізмів оптичної анізотропії виявив відмінність від нуля всіх центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(\theta, \langle OA \rangle) \neq 0$, - таблиця 3.4, таблиця 3.5 і таблиця 3.6.

По мірі фазового досягнення умов оптично тонкого недеполяризуючого шару (від $\theta = \pi/4$ до $\theta = \pi/8$) статистичні прояви середніх значень параметрів структурної анізотропії $\langle(LB)\rangle$ і $\langle(LD)\rangle$ стають співрозмірними з розподілами параметрів хіральної анізотропії - характеризуються більшими величинами середнього $Z_{1,2}(\langle(LB)\rangle, \langle(LD)\rangle) \approx Z_{1,2}(\langle(CB)\rangle, \langle(CD)\rangle)$.

Основні відмінності між статистичними характеристиками алгоритмічно відтворених мап оптичної анізотропії різних фазових шарів архітектонічних мереж

нирки спостерігаються для статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію і ексцес розподілів лінійного двопрорменезаломлення $\langle(LB)\rangle$ і дихроїзму $\langle(LD)\rangle$, - $Z_{3;4}(\frac{\langle(LB)\rangle}{\langle(LD)\rangle}) < Z_{3;4}(\frac{\langle(CB)\rangle}{\langle(CD)\rangle})$.

Статистичні маркери 3-го – 4-го порядків $Z_{3;4}(\frac{\langle(LB)\rangle}{\langle(LD)\rangle})$ виявилися найбільш чутливими до топологічних змін оптичної анізотропії просторово-орієнтаційної архітектоніки фібрилярних мереж зразків нативного гістологічного зрізу біологічної тканини нирки. На це вказує значний діапазон фазової зміни їх власних значень $Z_{3;4}(\frac{\langle(LB)\rangle}{\langle(LD)\rangle})$, які обчислені у різних фазових площинах – від 1,93 до 2,26 разів.

Наступним кроком нашого дисертаційного дослідження стало визначення основних закономірностей формування поляризаційних проявів сукупності фізичних механізмів оптичної анізотропії архітектоніки іншого типу нативного гістологічного зрізу біологічної тканини – паренхіматозної легеневої тканини.

3.3. Поляризаційно-інтерференційне пошарове диференціальне Мюллер-матричне картографування паренхіматозної архітектоніки нативних гістологічних зрізів легеневої тканини

У даному параграфі наведено результати поляризаційно-інтерференційного диференціального матричного картографування паренхіматозної оптично анізотропної архітектоніки гістологічних зрізів легеневої тканини.

3.3.1. Координатна і статистична структура мап елементів диференціальної матриці 1-го порядку гістологічних зрізів легеневої тканини

На рис. 3.13 і рис. 3.14 приведені мапи і гістограми координатних розподілів випадкових значень величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ полікристалічної архітектоніки нативного гістологічного зрізу легеневої тканини.

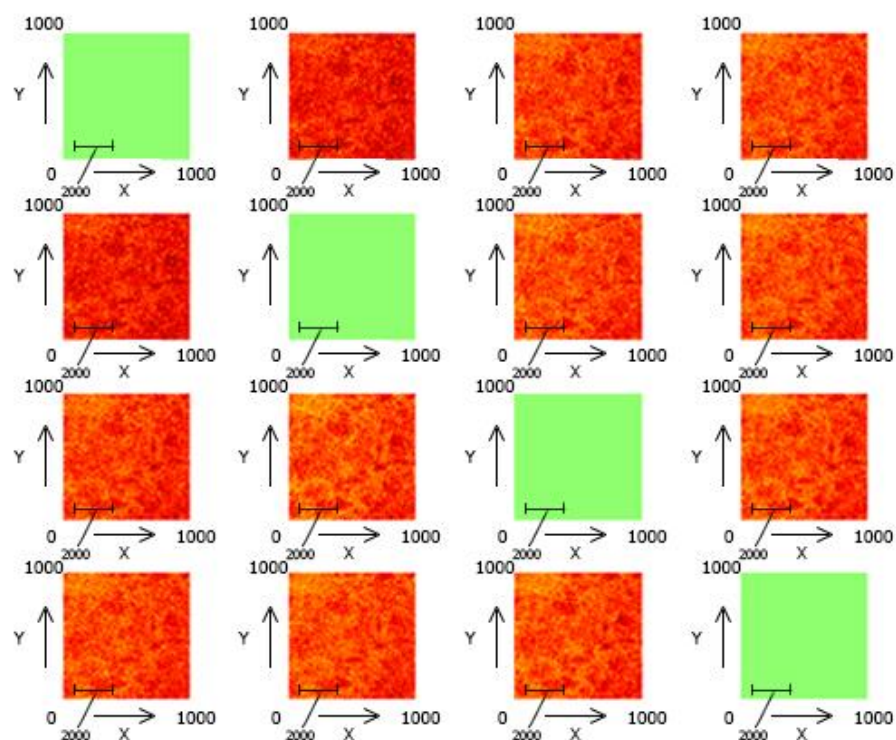


Рис. 3.13. Мапи $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу легеневої тканини. Пояснення у тексті

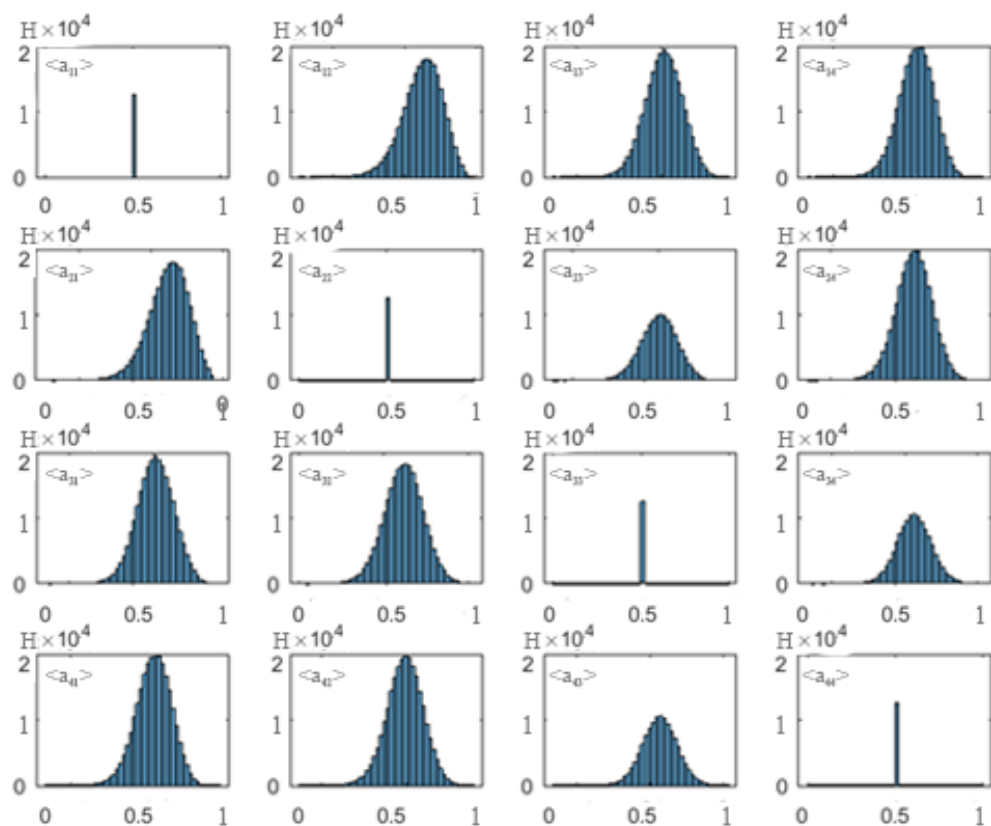


Рис. 3.14. Гістограми розподілів $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\{A\}\}$ гістологічного зрізу легеневої тканини. Пояснення у тексті.

У таблиці 3.7 представлено сукупність центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують структуру гістограм розподілів $H(\langle a \rangle_{ik})$ випадкових значень величини парціальних матричних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ гістологічних зрізів легеневої тканини.

Таблиця 3.7

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}(m \times n)$ диференціальної матриці 1-го порядку гістологічного зрізу легеневої тканини

$\langle a \rangle_{ik}$	$\langle a \rangle_{12;21}$ (LD_{0-90})	$\langle a \rangle_{13;31}$ (LD_{45-135})	$\langle a \rangle_{24;42}$ (LB_{45-135})	$\langle a \rangle_{14;41}$ (LB_{0-90})	$\langle a \rangle_{23;32}$ (CB)	$\langle a \rangle_{34;43}$ (CD)
Z_1	$0,21 \pm 0,027$	$0,17 \pm 0,021$	$0,19 \pm 0,029$	$0,17 \pm 0,028$	$0,39 \pm 0,021$	$0,35 \pm 0,019$
Z_2	$0,13 \pm 0,011$	$0,12 \pm 0,017$	$0,14 \pm 0,013$	$0,11 \pm 0,014$	$0,23 \pm 0,019$	$0,21 \pm 0,015$
Z_3	$0,11 \pm 0,034$	$0,13 \pm 0,018$	$0,15 \pm 0,029$	$0,11 \pm 0,027$	$0,12 \pm 0,018$	$0,105 \pm 0,014$
Z_4	$0,14 \pm 0,038$	$0,16 \pm 0,023$	$0,17 \pm 0,034$	$0,15 \pm 0,032$	$0,14 \pm 0,023$	$0,13 \pm 0,018$

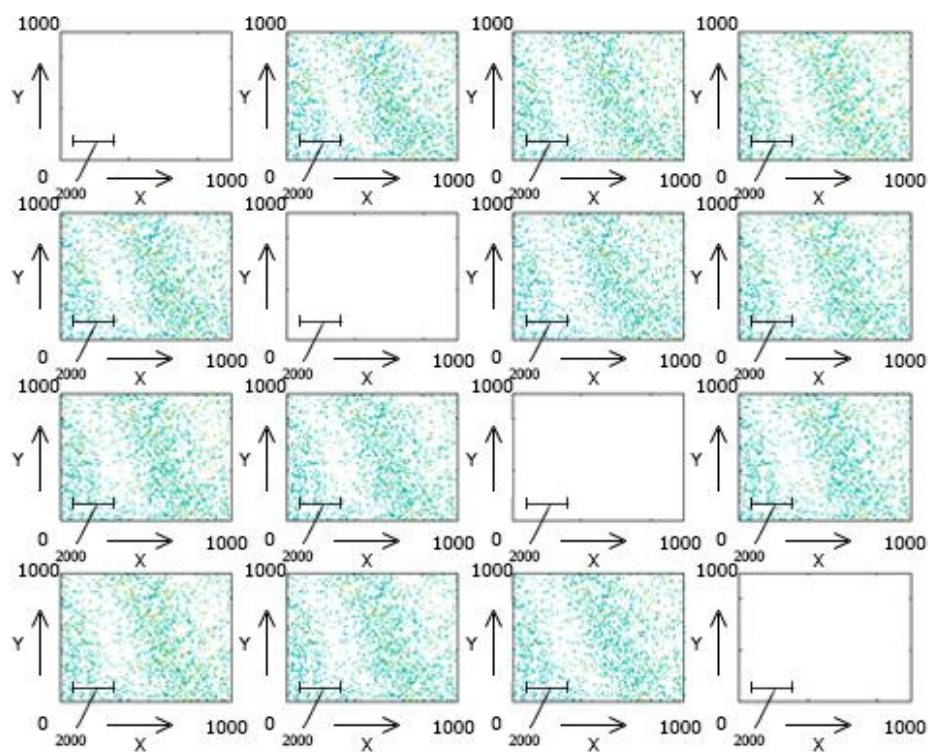


Рис. 3.15. Мапи $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го

порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті.

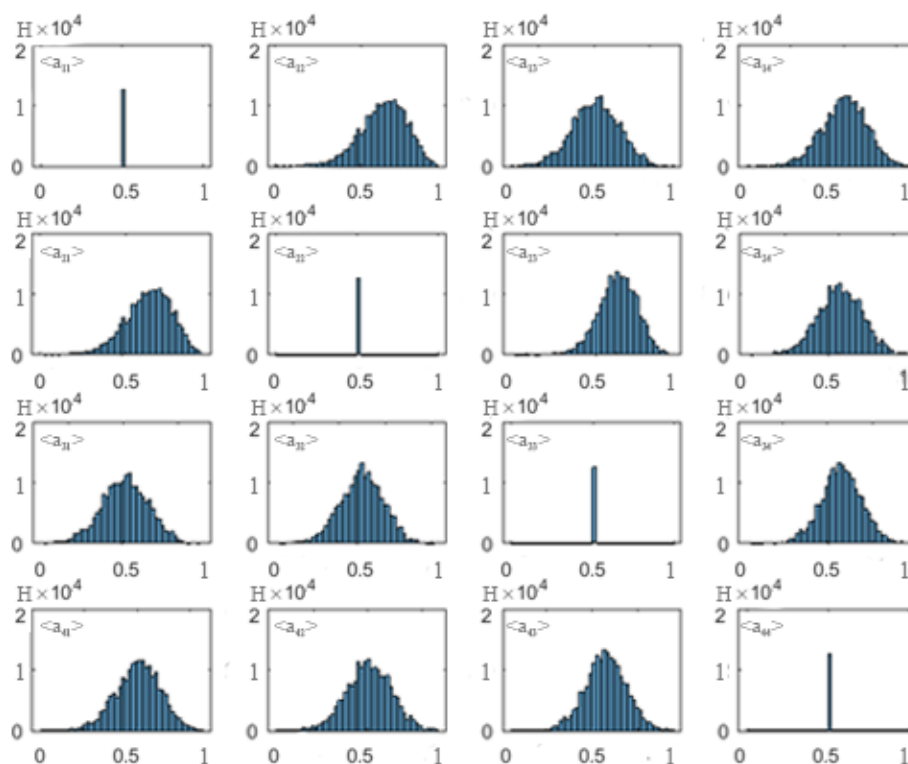


Рис. 3.16. Гістограми $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ розподілів парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу – фазовий переріз $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті.

Таблиця 3.8

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}(m \times n)$ диференціальної матриці 1-го порядку гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/4$.

$\langle a \rangle_{ik}$	$\langle a \rangle_{12;21}$ (LD_{0-90})	$\langle a \rangle_{13;31}$ (LD_{45-135})	$\langle a \rangle_{24;42}$ (LB_{45-135})	$\langle a \rangle_{14;41}$ (LB_{0-90})	$\langle a \rangle_{23;32}$ (CB)	$\langle a \rangle_{34;43}$ (CD)
Z_1	$0,15 \pm 0,009$	$0,12 \pm 0,007$	$0,11 \pm 0,006$	$0,09 \pm 0,005$	$0,25 \pm 0,016$	$0,21 \pm 0,011$
Z_2	$0,11 \pm 0,006$	$0,095 \pm 0,005$	$0,088 \pm 0,005$	$0,07 \pm 0,004$	$0,16 \pm 0,009$	$0,13 \pm 0,007$
Z_3	$0,21 \pm 0,014$	$0,23 \pm 0,012$	$0,25 \pm 0,017$	$0,21 \pm 0,012$	$0,22 \pm 0,012$	$0,19 \pm 0,011$
Z_4	$0,24 \pm 0,015$	$0,26 \pm 0,023$	$0,31 \pm 0,017$	$0,28 \pm 0,016$	$0,26 \pm 0,015$	$0,24 \pm 0,013$

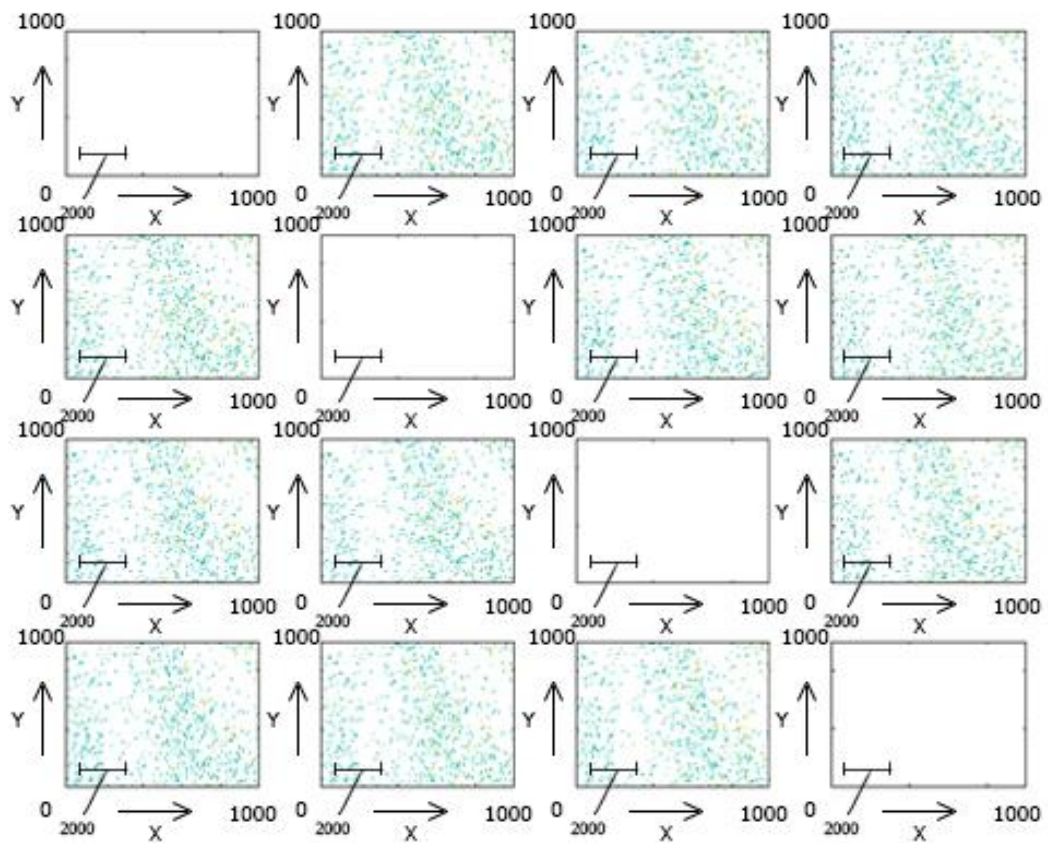


Рис. 3.17. Мапи $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті.

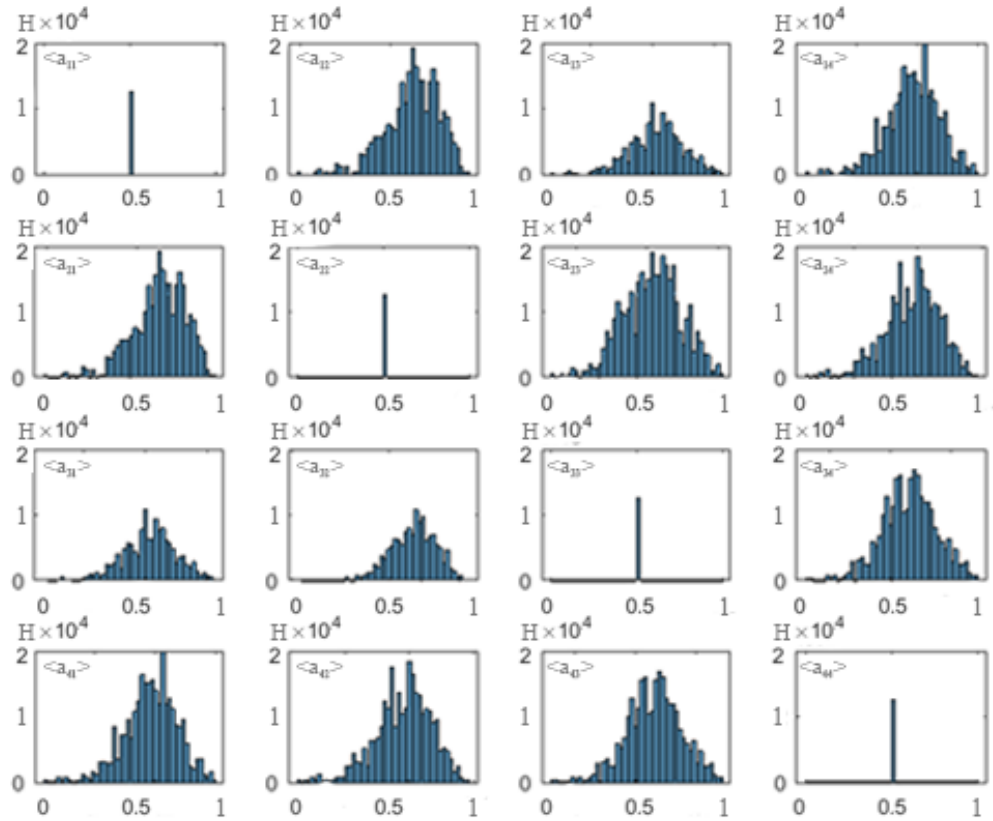


Рис. 3.18. Гістограми $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ розподілів парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті.

Таблиця 3.9

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}(m \times n)$ диференціальної матриці 1-го порядку гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/8$.

$\langle a \rangle_{ik}$	$\langle a \rangle_{12;21}$ (LD_{0-90})	$\langle a \rangle_{13;31}$ (LD_{45-135})	$\langle a \rangle_{24;42}$ (LB_{45-135})	$\langle a \rangle_{14;41}$ (LB_{0-90})	$\langle a \rangle_{23;32}$ (CB)	$\langle a \rangle_{34;43}$ (CD)
Z_1	$0,11 \pm 0,009$	$0,08 \pm 0,007$	$0,07 \pm 0,006$	$0,06 \pm 0,005$	$0,18 \pm 0,016$	$0,14 \pm 0,011$
Z_2	$0,08 \pm 0,006$	$0,059 \pm 0,005$	$0,048 \pm 0,005$	$0,037 \pm 0,004$	$0,11 \pm 0,009$	$0,09 \pm 0,007$
Z_3	$0,32 \pm 0,014$	$0,29 \pm 0,012$	$0,35 \pm 0,017$	$0,33 \pm 0,012$	$0,29 \pm 0,012$	$0,27 \pm 0,011$
Z_4	$0,44 \pm 0,015$	$0,42 \pm 0,023$	$0,51 \pm 0,017$	$0,48 \pm 0,016$	$0,36 \pm 0,015$	$0,32 \pm 0,013$

Аналіз одержаних даних диференціального матричного картографування оптично анізотропної паренхіматозної архітекτονіки нативних гістологічних зрізів легеневої тканини, як і у випадку аналогічних досліджень іншого шару нативного гістологічного зрізу біологічної тканини – тканини нирки, виявив кореляцію між даними теоретичного розгляду (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.20) – (2.27)) і експериментально вимірними мапами $\langle a_{ik}(m, n) \rangle$ елементів диференціальної матриці 1-го порядку, які характеризують поляризаційні прояви структурної (LB_{0-90} ; LB_{45-135} ; LD_{0-90} ; LD_{45-135}) і хіральної (CB ; CD) анізотропії, - співвідношення (3.1) – (3.7).

Порівняльний аналіз сукупності гістограм розподілів величини парціальних елементів $\langle a \rangle_{ik}(m, n)$ диференціальної матриці 1-го порядку $\{\langle A \rangle\}$ гістологічного зрізу легеневої тканини виявив, переважним механізмом оптичної анізотропії є хіральне або циркулярне двопроменезаломлення і дихроїзм хіральних молекулярних комплексів паренхіми легеневої тканини, - відповідні гістограми розподілів $H(CB)$; $H(CD)$ і характеризуються більшими значеннями величин і розкидом їх випадкових значень у порівнянні із структурно-анізотропними залежностями $H(LB_{0-90})$; $H(LB_{45-135})$ і $H(LD_{0-90})$; $H(LD_{45-135})$.

З фізичного погляду одержані методом диференціального Мюллер-матричного картографування результати можна пояснити особливостями архітекτονіки біологічного шару матерії даного типу. Паренхіма легеневої тканини переважно складається із молекулярних доменів із оптично активними хіральними біохімічними кільцями. Тому прояви оптичної активності (CB) та циркулярного дихроїзму (CD) хіральних протеїнових молекулярних комплексів більш вагомі на тлі структурної анізотропії колагенових фібрил сполучнотканої компоненти легеневої тканини. Внаслідок цього спостерігаються наступні ймовірнісні закономірності $H(CB) > H(LB_{0-90})$; $H(LB_{45-135})$ і $H(CD) > H(LD_{0-90})$; $H(LD_{45-135})$.

Кількісно сценарії формування пошарових мап поляризаційних проявів

фізичних механізмів хіральної ($H(CB); H(CD)$) і структурної ($H(LB_{0-90}); H(LB_{45-135})$ і $H(LD_{0-90}); H(LD_{45-135})$) анізотропії легеневої тканини характеризують центральні статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, усереднені величини яких представлені у таблицях 3.7 – 3.9.

Установлено відмінність від нуля всіх центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(\theta, \langle a_{ik} \rangle) \neq 0$. Окрім цього, по мірі фазового досягнення умов оптично тонкого недеполяризуючого шару (від $\theta = \pi/4$ до $\theta = \pi/8$) поляризаційні прояви структурної анізотропії $\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle$ і $\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle$ залишаються незначними у порівнянні із розподілами параметрів хіральної анізотропії - $Z_{1;2}(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle) < Z_{1;2}(\langle a_{23;32}(CB) \rangle)$ $Z_{1;2}(\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle) < Z_{1;2}(\langle a_{14;41}(CD) \rangle)$.

На відмінну від досліджень поляризаційних проявів оптичної анізотропії фібрилярної архітекtonіки зразків гістологічних зрізів нирки (таблиці 3.1 – 3.3) основні відмінності між поляризаційними проявами оптичної анізотропії різних фазових шарів паренхіми легеневої тканини спостерігаються для статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, які характеризують середнє і дисперсію розподілів матричних параметрів, - $Z_{1;2}(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle) < Z_{1;2}(\langle a_{23;32}(CB) \rangle)$ $Z_{1;2}(\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle) < Z_{1;2}(\langle a_{14;41}(CD) \rangle)$.

Такі статистичні маркери ($Z_{1;2}(\langle a_{ik} \rangle)$) виявилися найбільш чутливими до топологічних змін архітекtonіки паренхіми легеневої тканини. На це вказує значний діапазон фазової зміни їх власних значень – від 1,73 до 2,07 разів.

3.4. Мапи середніх значень оптичної анізотропії паренхіматозної архітекtonіки гістологічних зрізів легеневої тканини

Алгоритмічне відтворення мап середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму зразків нативних гістологічних зрізів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини паренхіми легеневої тканини за експериментальними даними поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного відбувалося з використанням аналітичних співвідношень, які наведені у розділі 2, параграф 2.4, співвідношення (2.41) – (2.43).

На серії фрагментів рис. 3.19, рис. 3.21 і рис. 3.23 представлені інтегральні (рис. 3.19) і пошарові ($\theta = \pi/4$ - рис. 3.21 і $\theta = \pi/8$ - рис. 3.23) координатні розподіли випадкових значень величини лінійного двопроменезаломлення $LB(m,n)$ (фрагменти (1)), лінійного дихроїзму $LD(m,n)$ (фрагменти (2)), циркулярного двопроменезаломлення $CB(m,n)$ (фрагменти (3)) і циркулярного дихроїзму $CD(m,n)$ (фрагменти (4)) паренхіми легеневої тканини.

Рис. 3.20, рис. 3.22 і рис. 3.24 ілюструють гістограми розподілів випадкових значень величини лінійного двопроменезаломлення $LB(m,n)$ (фрагменти (1)), лінійного дихроїзму $LD(m,n)$ (фрагменти (2)), циркулярного двопроменезаломлення $CB(m,n)$ (фрагменти (3)) і циркулярного дихроїзму $CD(m,n)$ (фрагменти (4)) паренхіми легеневої тканини.

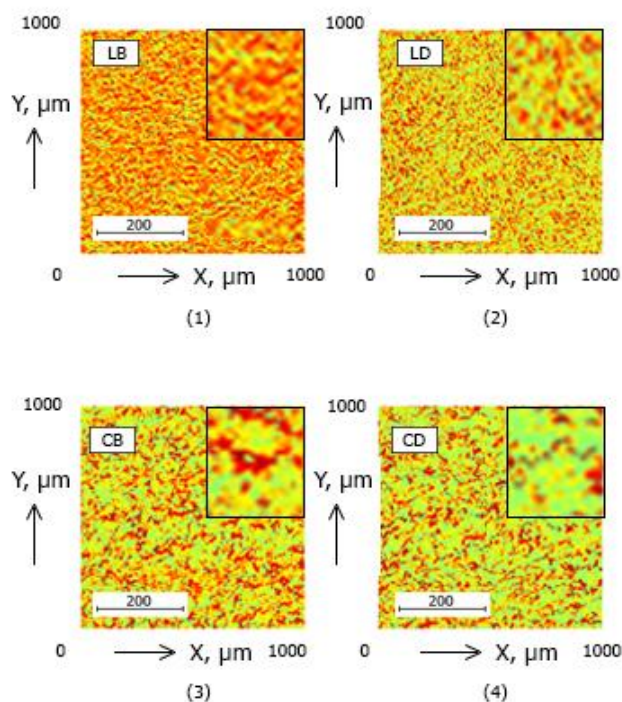


Рис. 3.19. Мапи матричних параметрів оптичної анізотропії гістологічного зрізу легеневої тканини – лінійне LB (фрагмент (1)) і циркулярне CB двопроменезаломлення (фрагмент (2)); лінійний LD (фрагмент (3)) і циркулярний CD (фрагмент (4)) дихроїзм.

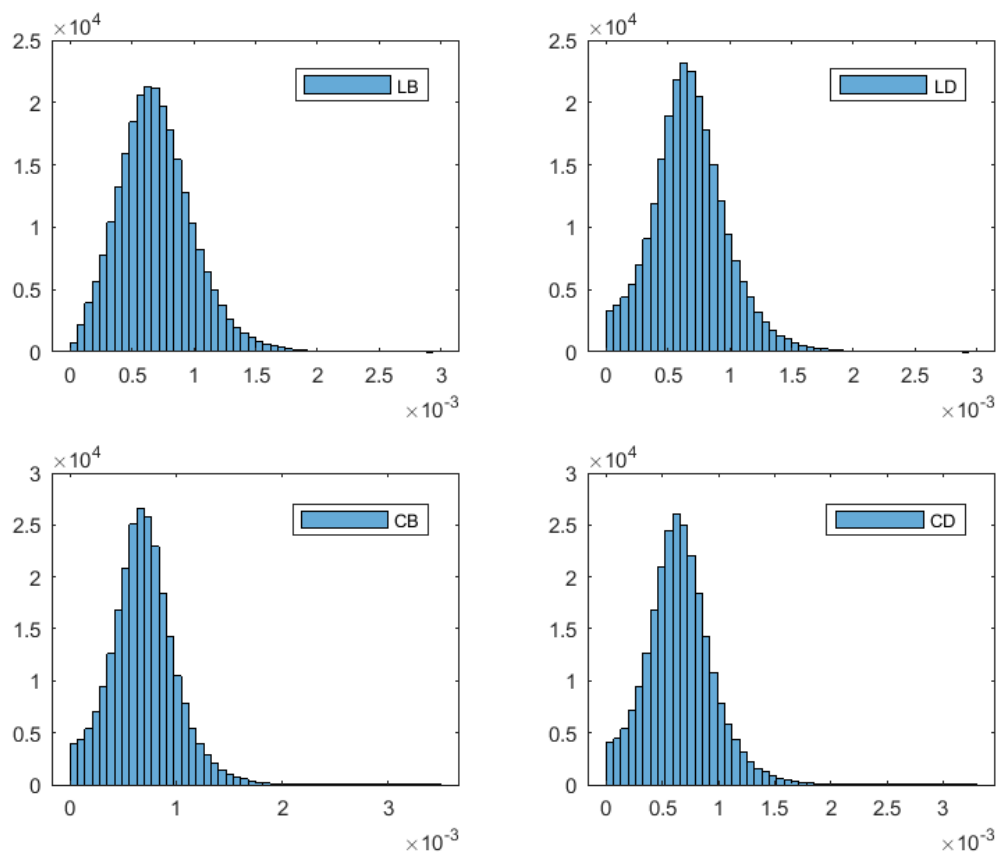


Рис. 3.20. Гістограми розподілів лінійного LB (фрагмент (1)) і циркулярного CB двопроменезаломлення (фрагмент (3)); лінійного LD (фрагмент (2)) і циркулярного CD (фрагмент (4)) дихроїзму гістологічного зрізу легеневої тканини.

Таблиця 3.10

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують розподіли величини матричних параметрів оптичної анізотропії гістологічного зрізу легеневої тканини

$Z_{i=1,2,3,4}$	LB	CB	LD	CD
$Z_1 \times 10^{-3}$	$0,31 \pm 0,016$	$0,65 \pm 0,035$	$0,24 \pm 0,015$	$0,51 \pm 0,027$
$Z_2 \times 10^{-3}$	$0,27 \pm 0,016$	$0,43 \pm 0,024$	$0,19 \pm 0,011$	$0,38 \pm 0,021$
Z_3	$0,43 \pm 0,023$	$0,27 \pm 0,015$	$0,49 \pm 0,026$	$0,34 \pm 0,018$
Z_4	$0,54 \pm 0,028$	$0,31 \pm 0,017$	$0,65 \pm 0,034$	$0,41 \pm 0,022$

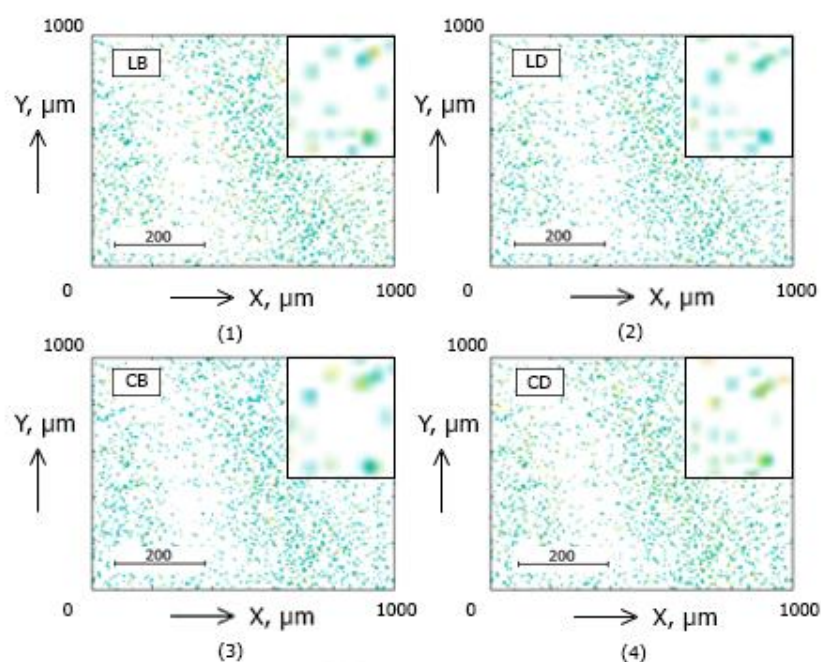


Рис. 3.21. Мапи матричних параметрів оптичної анізотропії гістологічного зрізу легеневої тканини – лінійне *LB* (фрагмент (1)) і циркулярне *CB* двопротенезаломлення (фрагмент (2)); лінійний *LD* (фрагмент (3)) і циркулярний *CD* (фрагмент (4)) дихроїзм – фазовий переріз $\theta = \pi/4$.

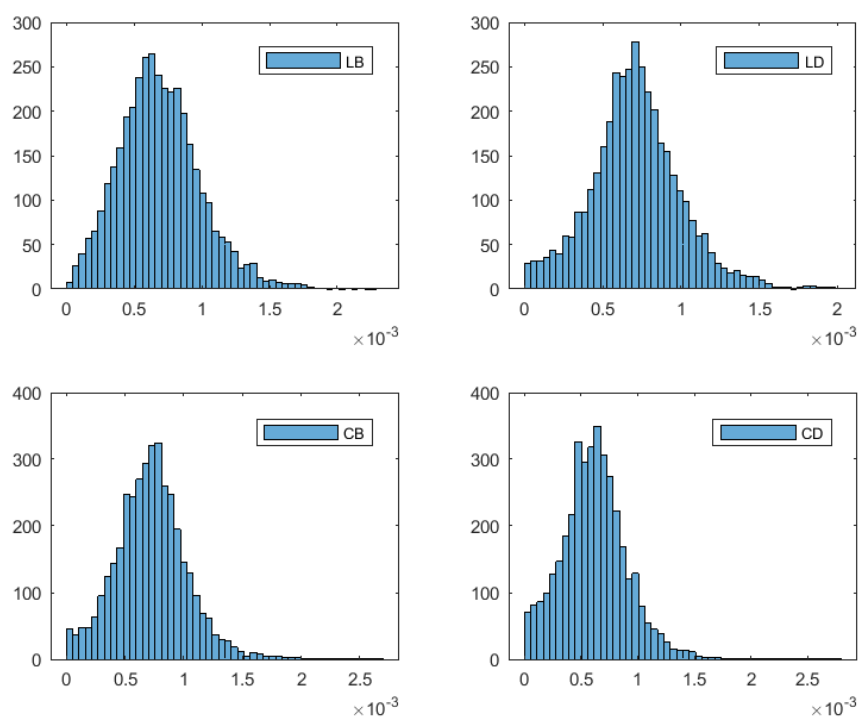


Рис. 3.22. Гістограми розподілів лінійного *LB* (фрагмент (1)) і циркулярного *CB*

двопроменезаломлення (фрагмент 3)); лінійного LD (фрагмент (2)) і циркулярного CD (фрагмент (4)) дихроїзму гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/4$.

Таблиця 3.11

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують розподіли величини матричних параметрів оптичної анізотропії гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/4$.

$Z_{i=1,2,3,4}$	LB	CB	LD	CD
$Z_1 \times 10^{-3}$	$0,23 \pm 0,011$	$0,46 \pm 0,025$	$0,14 \pm 0,008$	$0,35 \pm 0,019$
$Z_2 \times 10^{-3}$	$0,17 \pm 0,009$	$0,33 \pm 0,018$	$0,11 \pm 0,006$	$0,23 \pm 0,013$
Z_3	$0,54 \pm 0,029$	$0,37 \pm 0,019$	$0,59 \pm 0,032$	$0,44 \pm 0,024$
Z_4	$0,65 \pm 0,035$	$0,44 \pm 0,024$	$0,76 \pm 0,039$	$0,55 \pm 0,029$

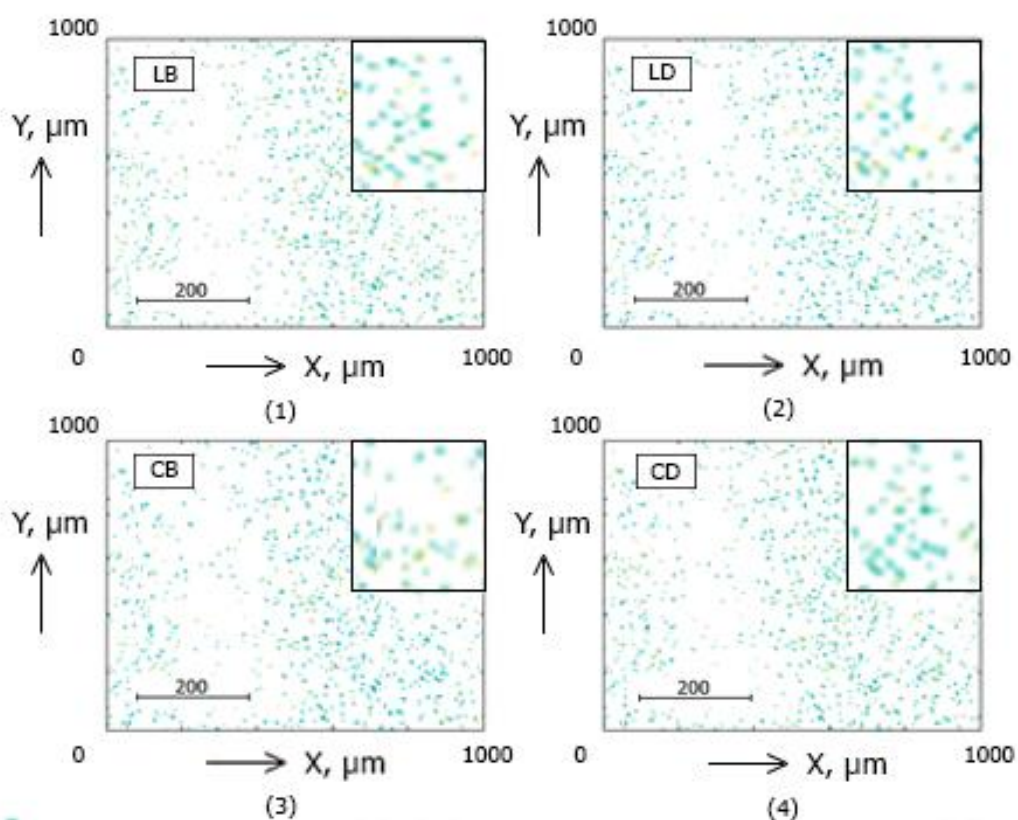


Рис. 3.23. Мапи матричних параметрів оптичної анізотропії гістологічного зрізу легеневої тканини – лінійне LB (фрагмент (1)) і циркулярне CB двопроменезаломлення (фрагмент (2)); лінійний LD (фрагмент (3)) і циркулярний CD (фрагмент (4)) дихроїзм – фазовий переріз $\theta =$

$\pi/8$.

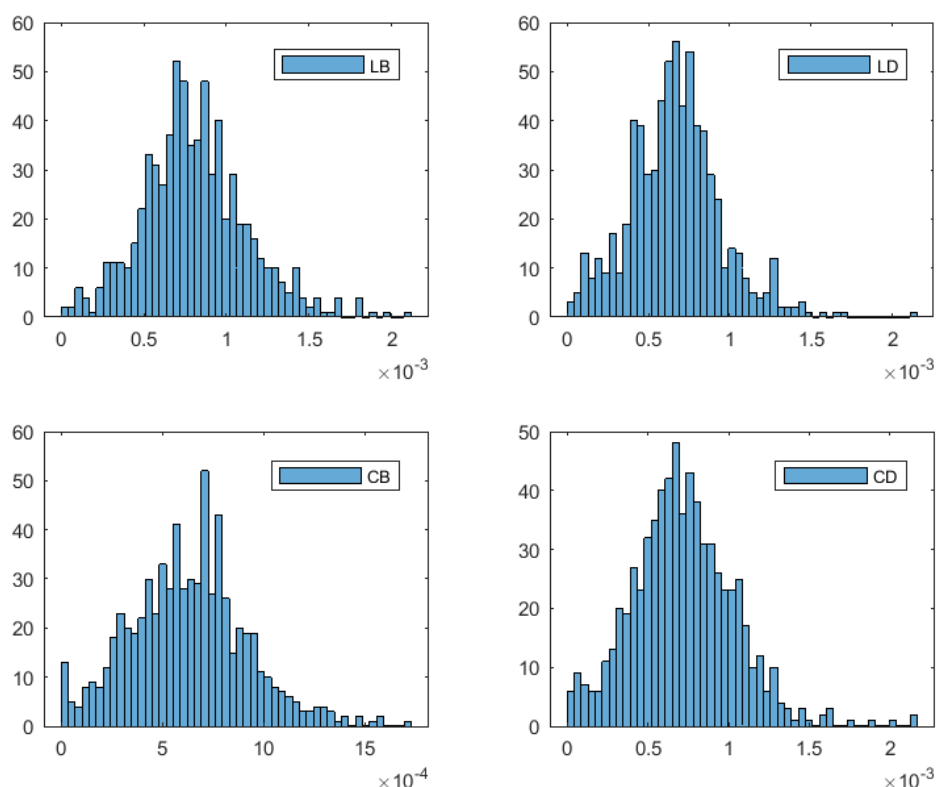


Рис. 3.24. Гістограми розподілів лінійного LB (фрагмент (1)) і циркулярного CB двопротенезаломлення (фрагмент (3)); лінійного LD (фрагмент (2)) і циркулярного CD (фрагмент (4)) дихроїзму гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/8$.

Таблиця 3.12

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують розподіли величини матричних параметрів оптичної анізотропії гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/8$.

$Z_{i=1,2,3,4}$	LB	CB	LD	CD
$Z_1 \times 10^{-3}$	$0,12 \pm 0,007$	$0,34 \pm 0,019$	$0,11 \pm 0,006$	$0,29 \pm 0,015$
$Z_2 \times 10^{-3}$	$0,09 \pm 0,006$	$0,23 \pm 0,013$	$0,08 \pm 0,005$	$0,18 \pm 0,011$
Z_3	$0,65 \pm 0,034$	$0,43 \pm 0,023$	$0,69 \pm 0,036$	$0,47 \pm 0,026$
Z_4	$0,76 \pm 0,039$	$0,52 \pm 0,028$	$0,87 \pm 0,049$	$0,59 \pm 0,032$

Аналіз даних диференціального Мюллер-матричного і пошарового

поляризаційно-інтерференційного картографування оптично анізотропної паренхіматозної архітекτονіки нативних гістологічних зрізів легеневої тканини виявив:

- Координатно-неоднорідну та індивідуальну для кожного фізичного механізму оптичної анізотропії топографічну структуру алгоритмічно відтворених парціальних мап координатних розподілів середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму, - рис. 3.19, рис. 3.21 і рис. 3.23.
- Гістограми ймовірнісних статистичних розподілів випадкових значень величини лінійного двопроменезаломлення $H(LB_{0-90})$; $H(LB_{45-135})$, дихроїзму $H(LD_{0-90})$; $H(LD_{45-135})$ і циркулярного двопроменезаломлення ($H(CB)$; дихроїзму $H(CD)$) є дзвоноподібними (менш асиметричними ніж для мап анізотропії архітекτονіки гістологічних зрізів нирки, - ри рис. 3.8, рис. 3.10 і рис. 3.12) із значним розкидом випадкових значень параметрів структурної і хіральної анізотропії, - рис. 3.20, рис. 3.22 і рис. 3.24.
- Гістограми розподілів параметрів структурної анізотропії $H(LB_{0-90})$; $H(LB_{45-135})$, $H(LD_{0-90})$; $H(LD_{45-135})$ характеризуються меншими абсолютними значеннями головних екстремумів і діапазонами розкиду у порівнянні із гістограмами розподілів випадкових значень величини параметрів хіральної анізотропії $H(CB)$; $H(CD)$), - , - рис. 3.20, рис. 3.22 і рис. 3.24.

Аналіз статистичних даних про пошарову статистику мап парціальних механізмів оптичної анізотропії паренхіми зразків гістологічних зрізів легеневої тканини виявив відмінність від нуля всіх центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(\theta, \langle OA \rangle) \neq 0$, - таблиця 3.7, таблиця 3.8 і таблиця 3.9.

Основні відмінності між статистичними характеристиками алгоритмічно відтворених мап оптичної анізотропії різних фазових шарів оптично анізотропної паренхіми нирки спостерігаються для статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію і ексцес розподілів циркулярного двопроменезаломлення $\langle\langle CB \rangle\rangle$ і дихроїзму $\langle\langle CD \rangle\rangle$, - $\langle\langle\langle CD \rangle\rangle\rangle$.

Статистичні маркери 3-го – 4-го порядків $Z_{3;4}(\langle\langle CB \rangle\rangle, \langle\langle CD \rangle\rangle)$ виявилися найбільш чутливими до топологічних змін оптичної анізотропії просторово-орієнтаційної архітекτονіки фібрилярних мереж зразків нативного гістологічного зрізу біологічної тканини нирки. На це вказує значний діапазон фазової зміни їх власних значень – від 1,31 до 1,42.

3.5. Висновки до розділу 3

1. Експериментально апробовано поляризаційно-інтерференційний метод диференціального Мюллер-матричного картографування поляризаційних параметрів оптичної анізотропної полікристалічної архітекτονіки шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини з цифровим голографічним відтворенням пошарових пошарових мап $((\varepsilon, t, n))$ парціальних елементів диференціальних матриць 1-го порядку $(\langle a_{ik}(\varepsilon, t, n) \rangle)$ гістологічних зрізів фібрилярних (нирка) і паренхіматозних (легенева тканина) біологічних тканин з різною морфологічною будовою.

2. З одержаних результатів статистичного аналізу мап парціальних елементів диференціальних матриць 1-го $(\langle a_{ik}(\varepsilon, t, n) \rangle)$ порядку гістологічних зрізів фібрилярної тканини нирки встановлено:

- відмінність від нуля всіх центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(\theta, \langle a_{ik} \rangle) \neq 0$;
- по мірі фазового досягнення умов оптично тонкого недеполяризуючого шару (від $\theta = \pi/4$ до $\theta = \pi/8$) поляризаційні прояви структурної анізотропії $\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle$ і $\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle$ стають співрозмірними з розподілами параметрів хіральної анізотропії - $Z_{1;2}(\langle\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle\rangle, \langle\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle\rangle) \approx Z_{1;2}(\langle\langle a_{23;32}(CB) \rangle\rangle, \langle\langle a_{14;41}(CD) \rangle\rangle)$;
- основні відмінності між поляризаційними проявами оптичної анізотропії різних фазових шарів архітектонічних мереж нирки спостерігаються для статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію і ексцес

розподілів матричних параметрів структурної анізотропії $\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle$ і $\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle$, - $Z_{3;4}(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle) < Z_{3;4}(\langle a_{23;32}(CB) \rangle)$, діапазон фазової зміни їх власних значень складає від 1,41 до 1,83 разів.

3. З одержаних результатів статистичного аналізу мап парціальних елементів диференціальних матриць 1-го ($\langle a_{ik}(\varepsilon, m, n) \rangle$) порядку гістологічних зрізів паренхіматозної легеневої тканини встановлено:

- відмінність від нуля всіх центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(\theta, \langle a_{ik} \rangle) \neq 0$;
- незначні поляризаційні прояви структурної анізотропії $\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle$ і $\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle$ у порівнянні із розподілами параметрів хіральної анізотропії - $Z_{1;2}(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle) < Z_{1;2}(\langle a_{23;32}(CB) \rangle)$;
- основні відмінності між поляризаційними проявами оптичної анізотропії різних фазових шарів паренхіми легеневої тканини спостерігаються для статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, які характеризують середнє і дисперсію розподілів матричних параметрів, - $Z_{1;2}(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle) < Z_{1;2}(\langle a_{23;32}(CB) \rangle)$, діапазон фазової зміни їх власних значень складає від 1,73 до 2,07 разів.

4. Аналіз статистичних даних про поширену статистику мап парціальних механізмів оптичної анізотропії гістологічних зрізів тканини нирки виявив:

- відмінність від нуля всіх центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(\theta, \langle OA \rangle) \neq 0$;
- для $\theta = \pi/4$ і $\theta = \pi/8$) статистичні прояви середніх значень параметрів структурної анізотропії $\langle (LB) \rangle$ і $\langle (LD) \rangle$ стають співрозмірними з розподілами параметрів хіральної анізотропії - характеризуються більшими величинами

середнього $Z_{1;2}(\langle\langle LB \rangle\rangle, \langle\langle LD \rangle\rangle) \approx Z_{1;2}(\langle\langle CB \rangle\rangle, \langle\langle CD \rangle\rangle)$.

- Основні відмінності між статистичними характеристиками алгоритмічно відтворених мап оптичної анізотропії різних фазових шарів архітектонічних мереж нирки спостерігаються для статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію і ексцес розподілів лінійного двопроменезаломлення $\langle\langle LB \rangle\rangle$ і дихроїзму $\langle\langle LD \rangle\rangle$, - $Z_{3;4}(\langle\langle LB \rangle\rangle, \langle\langle LD \rangle\rangle) < Z_{3;4}(\langle\langle CB \rangle\rangle, \langle\langle CD \rangle\rangle)$, діапазон фазової зміни їх власних складає від 1,93 до 2,26 разів.

4. Аналіз статистичних даних про пошарову статистику мап парціальних механізмів оптичної анізотропії гістологічних зрізів паренхіматозної легеневої тканини виявив:

- відмінність від нуля всіх центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(\theta, \langle OA \rangle) \neq 0$;
- основні відмінності спостерігаються для статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію і ексцес розподілів циркулярного двопроменезаломлення $\langle\langle CB \rangle\rangle$ і дихроїзму $\langle\langle CD \rangle\rangle$, - $(\langle\langle CB \rangle\rangle, \langle\langle CD \rangle\rangle)$. На це вказує значний діапазон фазової зміни їх власних значень – від 1,31 до 1.42 разів.

РОЗДІЛ 4. ВЕЙВЛЕТ АНАЛІЗ АП ОПТИЧНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ ФІБРИЛЯРНОЇ І ПАРЕНХІМАТОЗНОЇ АРХІТЕКТОНІКИ ШАРІВ НАТИВНОГО ГІСТОЛОГІЧНОГО ЗРІЗУ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ

У даному розділі наведено результати вейвлет аналізу алгоритмічно відтворених методом поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування мап середніх значень лінійного і циркулярного двопротенезаломлення та дихроїзму полікристалічної фібрилярної і паренхіматозної архітектоніки нативних гістологічних зрізів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини нирки і легеневої тканини.

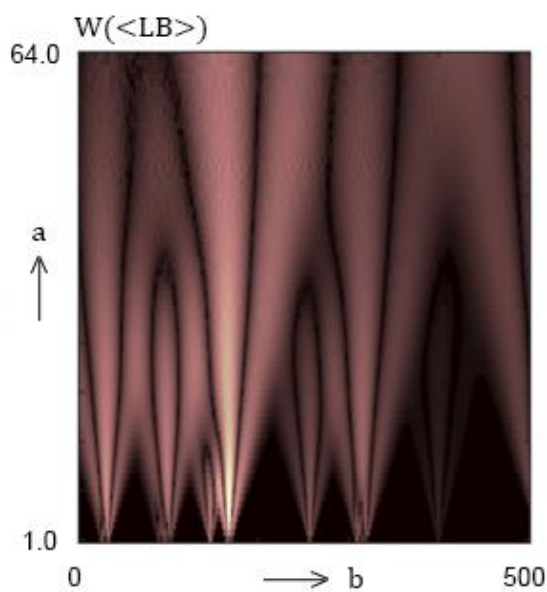
Представлено дані статистичного аналізу лінійних залежностей амплітуд вейвлет-коефіцієнтів серії пошарових мап середніх значень лінійного і циркулярного двопротенезаломлення та дихроїзму полікристалічної фібрилярної і паренхіматозної архітектоніки нативних гістологічних зрізів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини нирки і легеневої тканини для різних масштабів скануючої солітоноподібної МНАТ функції.

Визначено величини і діапазони зміни статистичних маркерів вейвлет-діагностики топографічних змін оптично анізотропної фібрилярної і паренхіматозної архітектоніки зразків біологічних шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини на різних фазових глибинах їх об'єму.

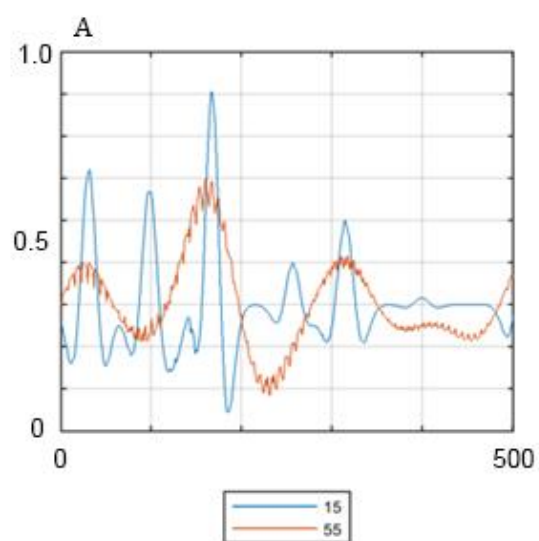
4.1. Вейвлет аналіз мап середніх значень лінійного і циркулярного двопротенезаломлення та дихроїзму фібрилярних мереж гістологічних зрізів нирки

На серії рис. 4.1 і рис. 4.2 представлені вейвлет -мапи (фрагменти (1),(3)) і лінійні залежності амплітуд вейвлет коефіцієнтів (фрагменти (2),(4)) координатних розподілів лінійного двопротенезаломлення (рис. 4.1, фрагменти (1),(2)) і дихроїзму (рис. 4.2, фрагменти (1),(2)) та циркулярного двопротенезаломлення

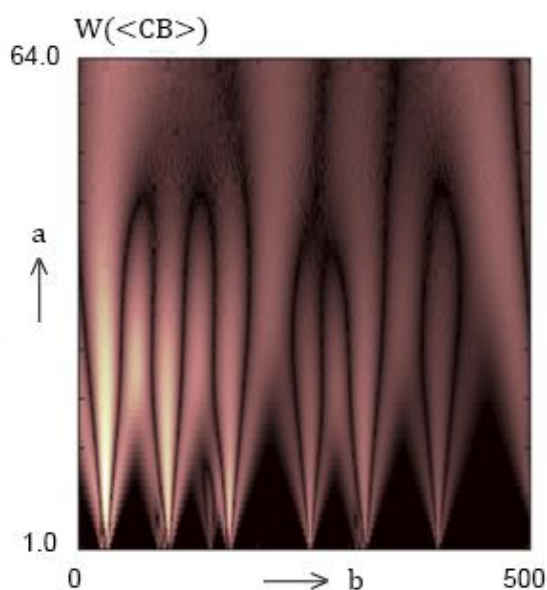
(рис. 4.1, фрагменти (3),(4)) і дихроїзму (рис. 4.2, фрагменти (3),(4)).



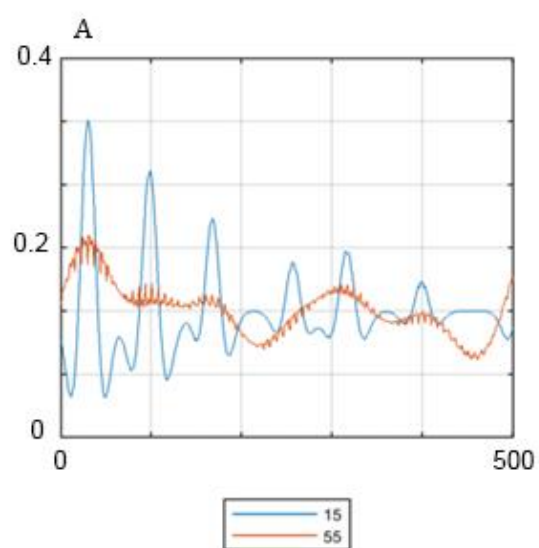
(1)



(2)

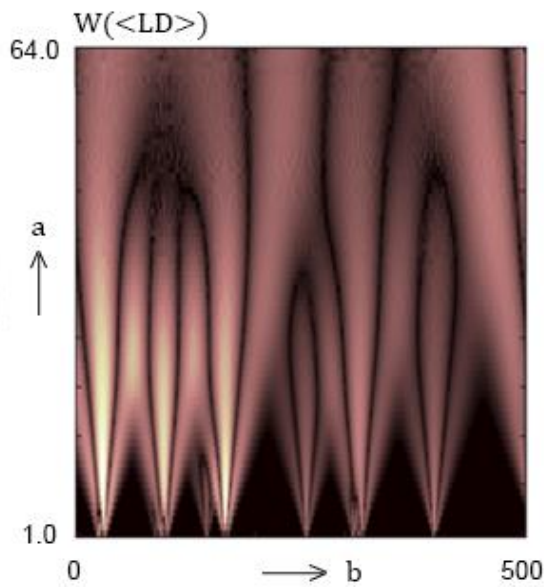


(3)

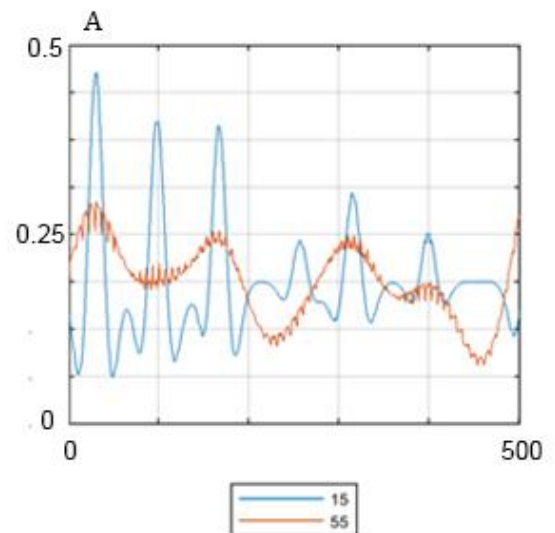


(4)

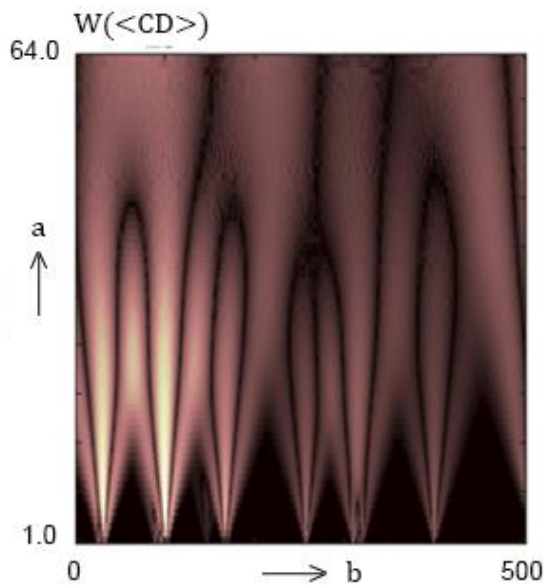
Рис. 4.1. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) лінійного LB (верхній рядок) і циркулярного CB (нижній рядок) двопроменезадомлення гістологічного зрізу нирки. Пояснення у тексті.



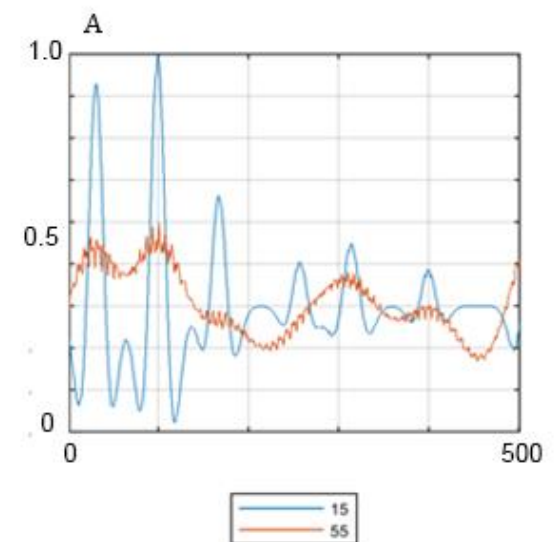
(1)



(2)



(3)



(4)

Рис. 4.2. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) лінійного LD (верхній рядок) і циркулярного CD (нижній рядок) дихроїзму гістологічного зрізу нирки. Пояснення у тексті.

Аналіз одержаних даних вейвлет аналізу мап середніх значень фазової і амплітудної анізотропії фібрилярної архітектоніки нативного гістологічного зрізу біологічної тканини нирки виявив наступне:

- Мапи вейвлет коефіцієнтів (розділ 2, параграф 2.7.2, співвідношення (2.54))

$W(a, b)$ координатних розподілів середніх ($\langle \rangle$) значень параметрів фізичних механізмів оптичної анізотропії всіх типів ($\langle OA \rangle \equiv \langle LB \rangle, \langle LD \rangle, \langle CB \rangle, \langle CD \rangle$) являють собою поверхні з просторово різночастотними ($\sim 1/b$) флуктуаціями величини амплітуди вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ на різних масштабах a скануючої солетоноподібної МНАТ (розділ 2, параграф 2.7.2, співвідношення (2.55)) функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$, - рис. 4.1, рис. 4.2, фрагменти (1),(3).

- Для координатних розподілів (m, n) випадкових середніх значень ($\langle \rangle$) величини лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму ($\langle OA(m, n) \rangle \equiv \langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$) топографічна структура вейвлет мап $W(a, b, \langle LB \rangle, \langle LD \rangle, \langle CB \rangle, \langle CD \rangle)$ індивідуальна, - рис. 4.1, рис. 4.2, фрагменти (1),(3).

- Лінійні залежності $A(\mu_k, b)$ координатної зміни b величини амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ являють собою складні “флуктуючі” квазігармонічні розподіли, амплітуда A і просторова частота ($\sim 1/b$) зміни яких являє собою функціонали як від масштабу a скануючої солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$, так і фізичного механізму фазової ($\langle LB \rangle, \langle CB \rangle$) або амплітудної ($\langle LD \rangle, \langle CD \rangle$) анізотропії просторово структурованої мережі сітки оптично одновісних біологічних кристалів, - рис. 4.1, рис. 4.2, фрагменти (2),(4).

З фізичного погляду алгоритмічно одержану структуру мап вейвлет-коефіцієнтів координатних розподілів середніх значень параметрів структурної ($\langle LB \rangle, \langle LD \rangle$) і хіральної ($\langle CB \rangle, \langle CD \rangle$) анізотропії фібрилярної архітекtonіки нативного гістологічного зрізу біологічної тканини тканини нирки можна пов'язати із наступними міркуваннями.

Структурна анізотропія.

Топографічний розподіл (m, n) мап середніх значень величини лінійного двопроменезаломлення $\langle LB(m, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle LD(m, n) \rangle$ визначається особливостями морфологічної будови сітки оптично одновісних біологічних

кристалів, яка сформована сукупністю дискретних за поперечними розмірами протеїнових фібрил. Причому така дискретність побудови зберігається практично на всіх геометричних масштабах поперечних розмірів, починаючи від протофібрил – фібрил -волокон і, нарешті, пучків. З іншого боку в процесі аналітичного “порядкового” сканування таких дискретних розподілів параметрів структурної анізотропії $\langle LB(t, n) \rangle, \langle LD(t, n) \rangle$ солетоноподібною МНАТ функцією $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$ зі зміним масштабом a формуються лінійні залежності $A(\mu_k, b)$ величини амплітуд $A(\mu_k)$ вейвлет коефіцієнтів μ_k .

Величина амплітуди коефіцієнту $A(\mu_k)$ в координаті сканування b визначається ступенем взаємної кореляції масштабу a МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$ і геометричними розмірами h локального топографічного домену “лінійного двопротенезаломлення або дихроїзму” у мапах структурної анізотропії $\langle LB(t, n) \rangle$ і $\langle LD(t, n) \rangle$. Максимальні значення вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ формуються за умови взаємної кореляції геометричних розмірів “доменів структурної анізотропії” $h(t, n)$ та масштабів вікна a скануючої солетоноподібною МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$. У результаті для кожного масштабу a формуються осцилюючі за величиною амплітуди лінійні залежності $A(\mu_k, b)$ величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів.

Дискретність структури мап вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ топографічних розподілів лінійного і циркулярного двопротенезаломлення $\langle LB(t, n) \rangle, \langle CB(t, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle LD(t, n) \rangle, \langle CD(t, n) \rangle$ структурованих оптично анізотропних сіток різномасштабних за геометричними перерізами протеїнових фібрил зберігається практично на всіх масштабах a солетоноподібною МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$. Внаслідок цього, слід очікувати значну глибину модуляції залежностей $A(\mu_k, b)$, яка статистично оцінюється дисперсією розкиду випадкових значень амплітуд вейвлет коефіцієнтів. При цьому середні значення модулів величини амплітуд вейвлет коефіцієнтів $|A(\mu_k)|$ (розділ 2, параграф 2.7.2, співвідношення (2.54), (2.55)) різномасштабних лінійних розподілів $A(\mu_k, b)$ у межах всього

координатного простору сканування b також виявляються залежними від ступеня взаємної кореляції між геометричними масштабами $h(m, n)$ топографічної дискретності оптично анізотропних доменів $\langle OA(m, n) \rangle$ і вікна a скануючої МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

Хіральна анізотропія.

Кожна локальна фібрила сформована оптично активними молекулами протеїнів (еластин, колаген, міозин та ін.), які містять хіральні кільця. Такі молекули володіють здатністю до обертання площини поляризації лазерного випромінювання (циркулярне двопроменезаломлення CB) та різного поглинання право- і ліво- циркулярно поляризованих складових його амплітуди (циркулярний дихроїзм CD). Такі молекули формують різномасштабні хіральні молекулярні домени $\langle CB(m, n) \rangle$ у структурованих сітках двопроменезаломлюючих фібрил. У результаті поряд з мапами лінійного двопроменезаломлення $\langle LB(m, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle LD(m, n) \rangle$ формуються топографічні розподіли циркулярного двопроменезаломлення $\langle CB(m, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle CD(m, n) \rangle$.

Слід зазначити, що дискретність таких координатних розподілів $\langle CB(m, n) \rangle$ і $\langle CD(m, n) \rangle$ значно менша ніж для мап структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle$; $\langle LD(m, n) \rangle$, так як вона визначається переважно концентрацією хіральних молекул, а не їх просторово-орієнтаційним розташуванням в об'ємі нативного гістологічного зрізу біологічної тканини нирки. Виходячи з цього стає зрозумілим менша просторова частота ($\sim 1/b$) флуктуацій амплітуд вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ на всіх масштабах a солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$, яка сканує “слабко змінні” координатні розподіли $A(\mu_k, b)$. У результаті дисперсії розкиду випадкових значень амплітуд вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ мап хіральної анізотропії $\langle CB(m, n) \rangle$ і $\langle CD(m, n) \rangle$ виявляється значно меншою за величину аналогічного статистичного параметру мап структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle$ і $\langle LD(m, n) \rangle$.

Кількісно особливості різномасштабних (a) лінійних залежностей величини амплітуди вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k, b)$ мап фазової ($\langle LB(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle$) і амплітудної ($\langle LD(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$) анізотропії характеризують усереднені у межах репрезентативної вибірки зразків нативних гістологічних зрізів м'якої матерії тканини нирки значення середнього $Z_1(a)$ і дисперсії $Z_2(a)$, наведені у таблиці 4.1 і таблиці 4.2.

Таблиця 4.1

Статистичні характеристики розподілів амплітуди різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ мап $\langle LB(m, n) \rangle$ і $\langle CB(m, n) \rangle$ гістологічного зрізу нирки.

LB		
a_{min}		
$Z_{i=1,2}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,36 \pm 0,021$	$0,27 \pm 0,016$
a_{max}		
$Z_{i=1,2}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,44 \pm 0,026$	$0,18 \pm 0,011$
CB		
a_{min}		
$Z_{i=1,2}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,11 \pm 0,007$	$0,09 \pm 0,006$
a_{max}		
$Z_{i=1,2}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,18 \pm 0,011$	$0,07 \pm 0,004$

Таблиця 4.2

Статистичні характеристики розподілів амплітуди різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LD і циркулярного CD дихроїзму гістологічного зрізу нирки.

LD		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,22 \pm 0,014$	$0,19 \pm 0,012$
a_{max}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,31 \pm 0,017$	$0,13 \pm 0,008$
CD		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,09 \pm 0,006$	$0,07 \pm 0,004$
a_{max}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,12 \pm 0,007$	$0,05 \pm 0,003$

Результати статистичного аналізу (таблиця 4.1 і таблиця 4.2) лінійних розподілів $A(\mu_k, b)$ випадкових значень амплітуди $A(\mu_k)$ вейвлет коефіцієнтів μ_k мап середніх ($\langle \rangle$) значень структурної ($\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$) і хіральної ($\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$) анізотропії фібрилярних мереж зразків нативних гістологічних зрізів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини тканини нирки продемонстрували кореляцію між експериментальними результатами і висновками фізичного аналізу:

Відмінність від нуля обчислених значень всіх центральних статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, які характеризують середнє $Z_1(a)$ і дисперсію $Z_2(a)$ всіх розподілів $A(\mu_k, b)$ для мап середніх значень параметрів оптичної

- анізотропії $\langle OA(m, n) \rangle$, які відповідають різним масштабам a скануючої вейвлет-функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

- Для алгоритмічно відтворених топографічних мап $\langle OA(m, n) \rangle$ середніх

значень лінійного і циркулярного двопронезаломлення і дихроїзму $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$ величини статистичних параметрів $Z_1(a)$ і $Z_2(a)$ є індивідуальними на всіх масштабах a солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

- Статистичну перевагу фізичних механізмів структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$ фібрилярних мереж оптично одновісних біологічних кристалів над оптично активними хіральними молекулярними протеїновими комплексами $\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$, - $Z_{1;2}(\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle) > Z_{1;2}(\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle)$.
- З ростом ($\uparrow$) масштабу вікна $a \uparrow$ скануючої солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$ збільшуються значеннями центрального статистичного моменту 1-го порядку $Z_1 \uparrow$, який характеризує середнє лінійних залежностей величини амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k, b)$ топографічних мап всіх видів фазової і амплітудної анізотропії $\langle OA(m, n) \rangle$.
- Зворотна тенденція (для $a \uparrow$) має місце для зміни ($\downarrow$) величини центрального статистичного моменту 2-го порядку $Z_2 \downarrow$, який характеризує дисперсію лінійних залежностей випадкових значень величини амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k, b)$ топографічних мап всіх видів фазової і амплітудної анізотропії, - $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$.
- Статистично механізми фазової анізотропії ($\langle LB(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle$) переважають механізми амплітудної анізотропії ($\langle LD(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$), - $Z_{1;2}(\langle LB(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle) > Z_{1;2}(\langle LD(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle)$.

4.2. Вейвлет аналіз пошарових мап середніх значень параметрів двопронезаломлення та дихроїзму гістологічних зрізів нирки

На серії рис. 4.3 - рис. 4.6 представлені пошарові вейвлет -мапи (фрагменти (1),(3)) і лінійні залежності амплітуд вейвлет коефіцієнтів (фрагменти (2),(4))

координатних розподілів фазової (рис. 4.3, Рис. 4.5, фрагменти (1),(2)) і амплітудної (рис. 4.4, рис. 4.6, фрагменти (1),(2)) анізотропії.

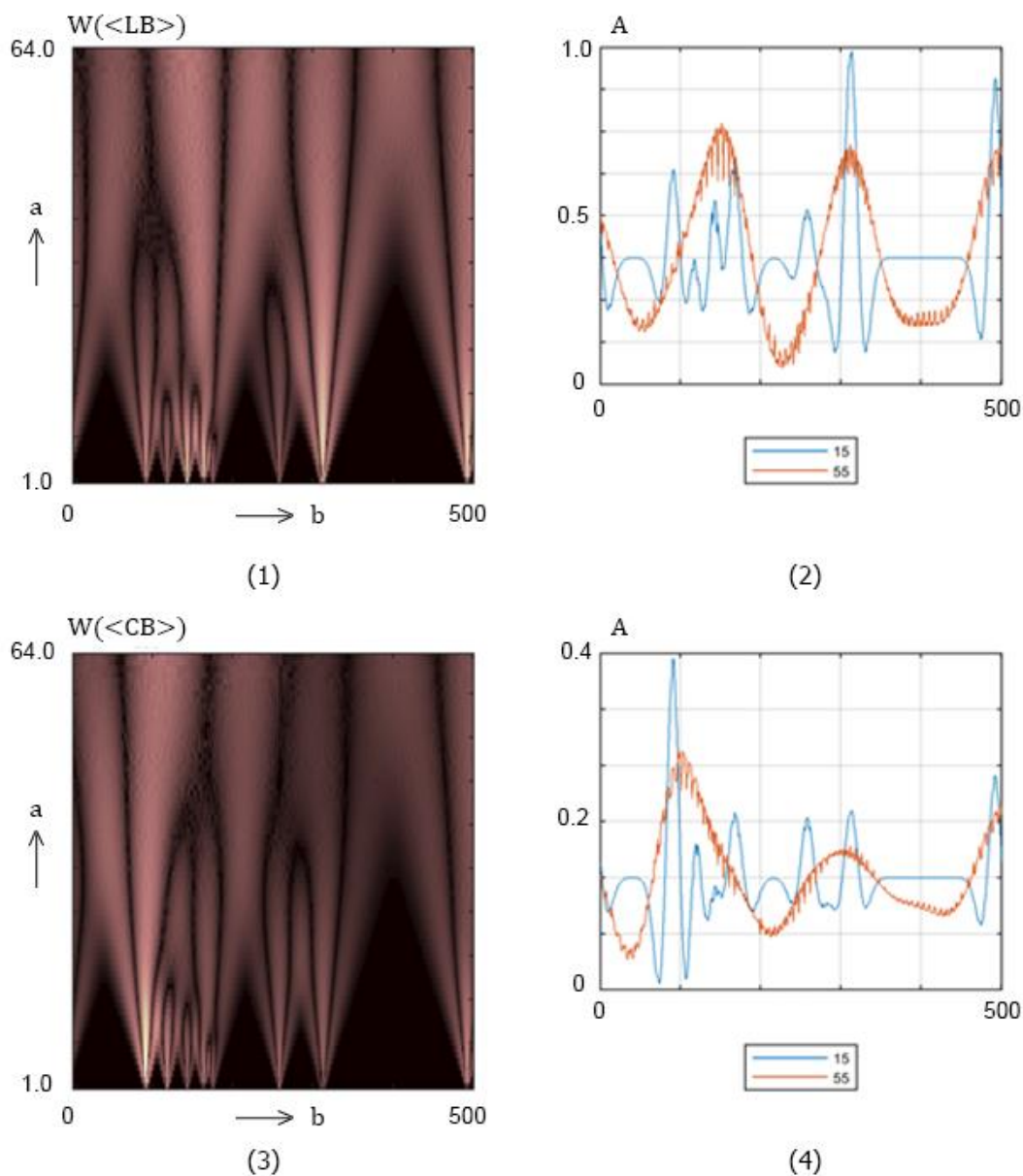
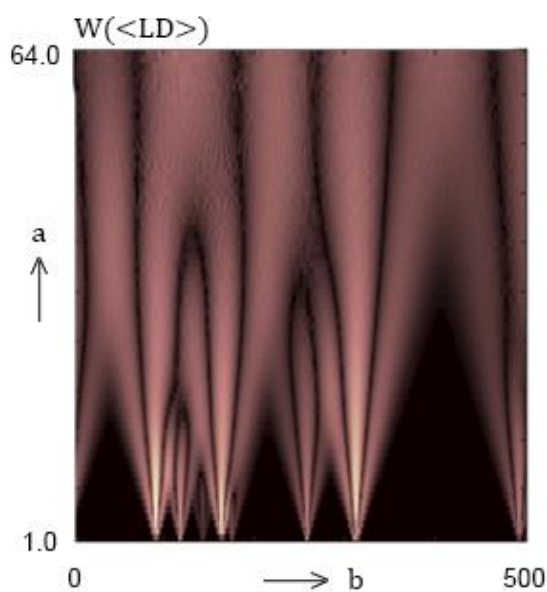
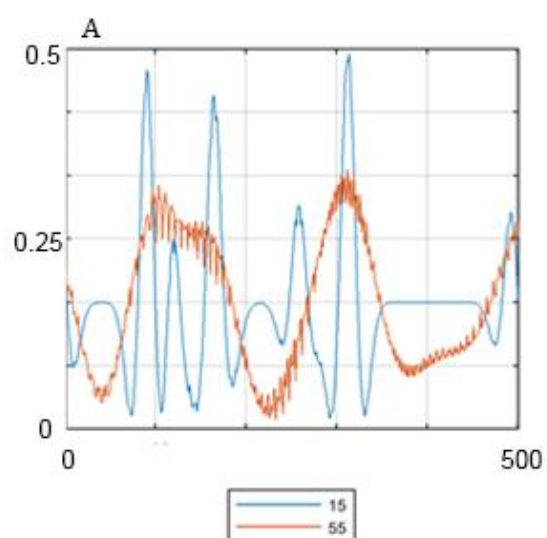


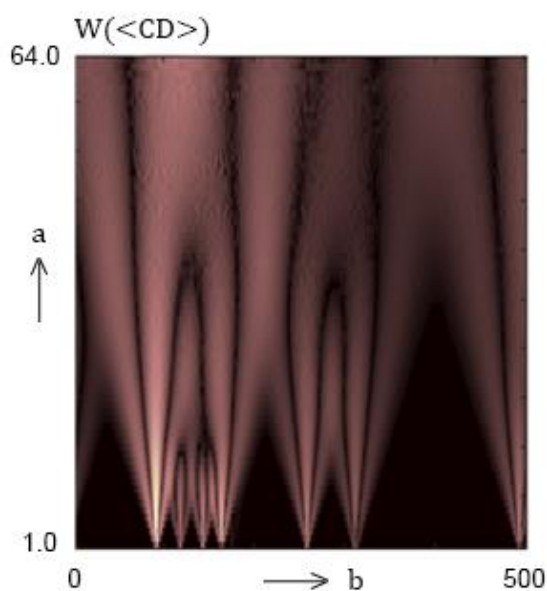
Рис. 4.3. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) лінійного LB (верхній рядок) і циркулярного CB (нижній рядок) двопротинадомлення гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті.



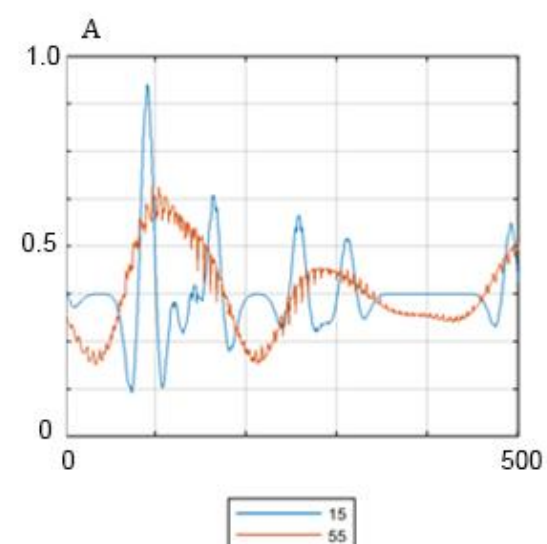
(1)



(2)



(3)



(4)

Рис. 4.4. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) лінійного LD (верхній рядок) і циркулярного CD (нижній рядок) дихроїзму гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті.

Таблиця 4.3

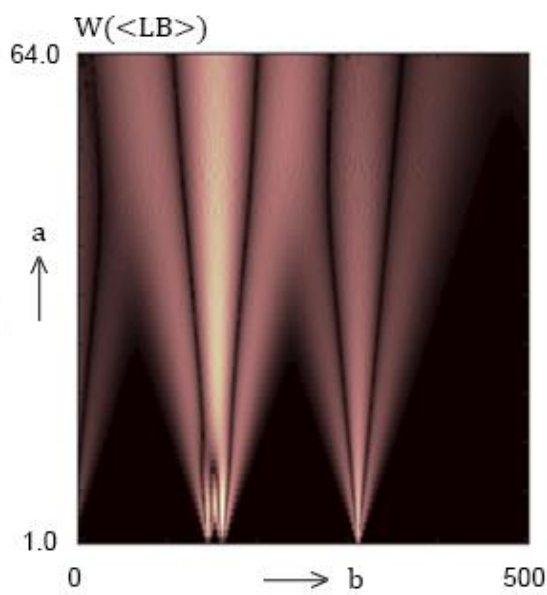
Статистичні характеристики розподілів амплітуди різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LB і циркулярного CB двопротинезаломлення гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/4$.

LB		
a_{min}		
$Z_{i=1,2}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,48 \pm 0,028$	$0,35 \pm 0,019$
a_{max}		
$Z_{i=1,2}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,54 \pm 0,032$	$0,28 \pm 0,017$
CB		
a_{min}		
$Z_{i=1,2}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,21 \pm 0,012$	$0,17 \pm 0,011$
a_{max}		
$Z_{i=1,2}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,29 \pm 0,016$	$0,12 \pm 0,007$

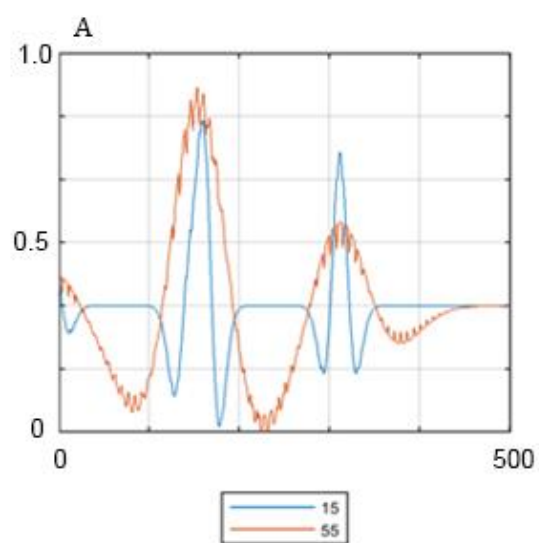
Таблиця 4.4

Статистичні характеристики розподілів амплітуди різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LD і циркулярного CD дихроїзму гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/4$.

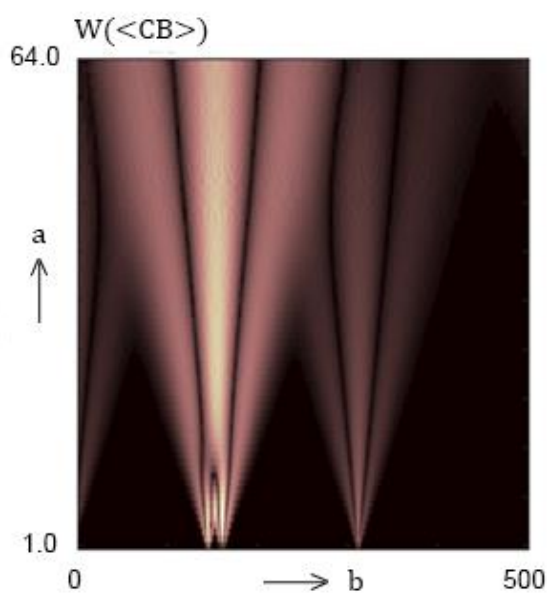
LD		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,29 \pm 0,016$	$0,23 \pm 0,013$
a_{max}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,38 \pm 0,021$	$0,18 \pm 0,011$
CD		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,12 \pm 0,007$	$0,09 \pm 0,005$
a_{max}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,15 \pm 0,008$	$0,07 \pm 0,004$



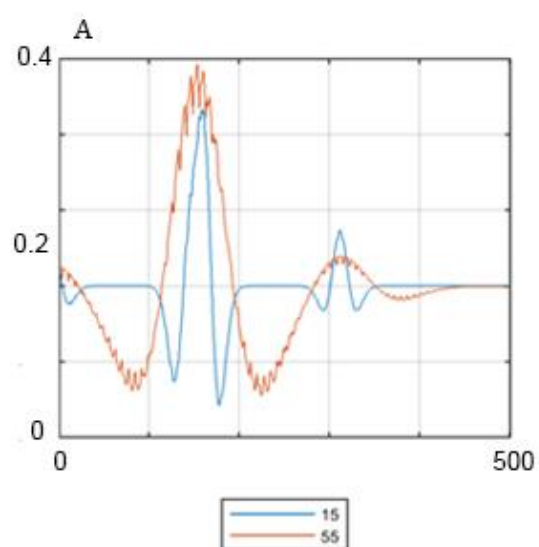
(1)



(2)

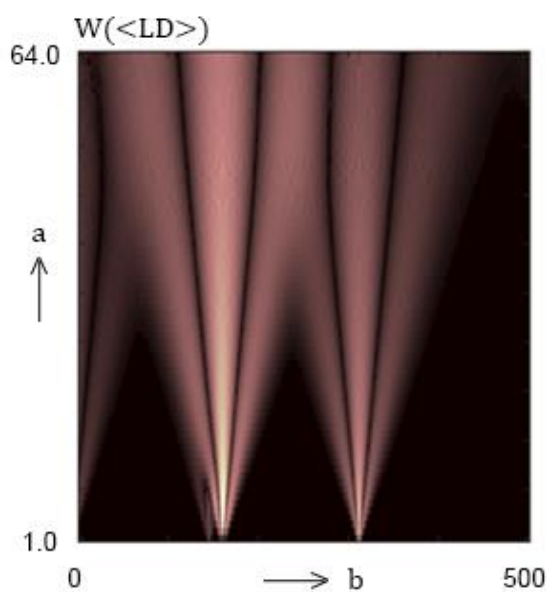


(3)

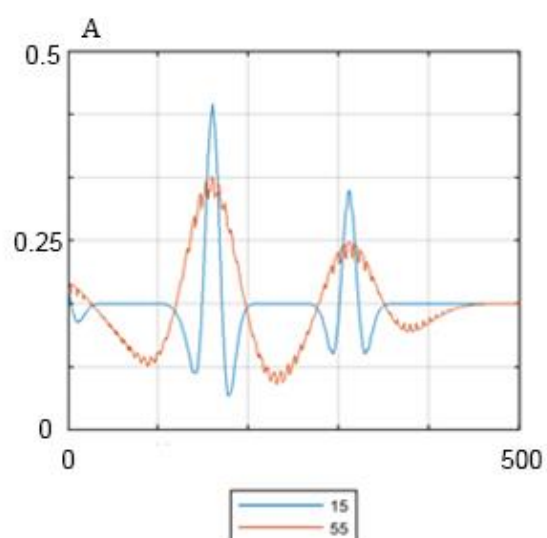


(4)

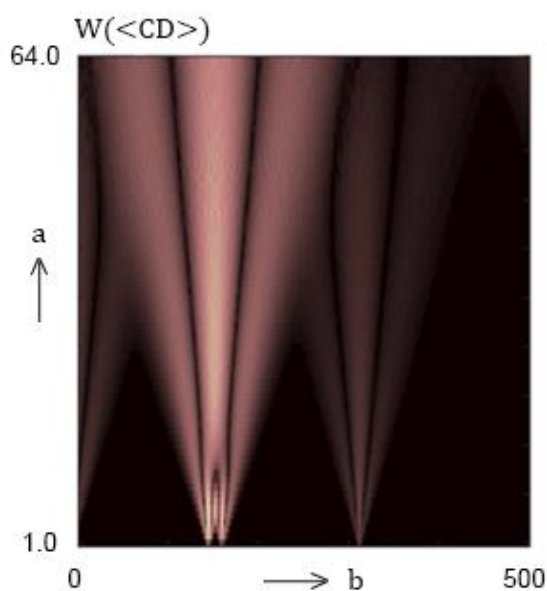
Рис. 4.5. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) лінійного LB (верхній рядок) і циркулярного CB (нижній рядок) двопротекторного гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті.



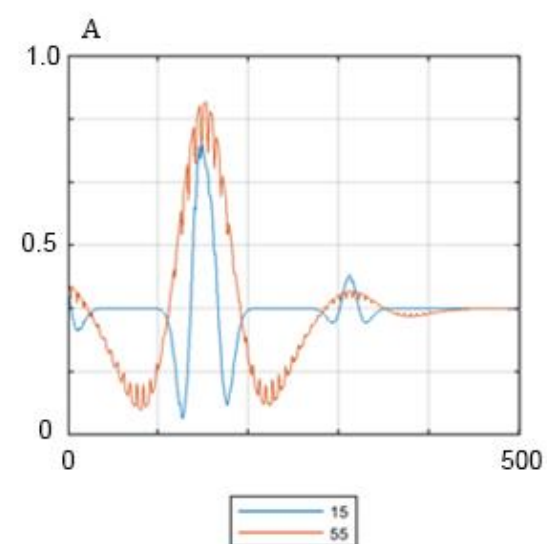
(1)



(2)



(3)



(4)

Рис. 4.6. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) лінійного LD (верхній рядок) і циркулярного CD (нижній рядок) дихроїзму гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті.

Таблиця 4.5

Статистичні характеристики розподілів амплітуди різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LB і циркулярного CB двопротинезаломлення гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/8$.

LB		
a_{min}		
$Z_{i=1,2}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,54 \pm 0,031$	$0,43 \pm 0,024$
a_{max}		
$Z_{i=1,2}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,61 \pm 0,034$	$0,34 \pm 0,019$
CB		
a_{min}		
$Z_{i=1,2}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,29 \pm 0,016$	$0,21 \pm 0,012$
a_{max}		
$Z_{i=1,2}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,33 \pm 0,018$	$0,17 \pm 0,009$

Таблиця 4.6

Статистичні характеристики розподілів амплітуди різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LD і циркулярного CD дихроїзму гістологічного зрізу нирки – фазовий переріз $\theta = \pi/8$.

LD		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,34 \pm 0,019$	$0,29 \pm 0,016$
a_{max}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,43 \pm 0,024$	$0,21 \pm 0,012$
CD		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,16 \pm 0,009$	$0,12 \pm 0,007$
a_{max}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,21 \pm 0,012$	$0,09 \pm 0,005$

Аналіз одержаних даних вейвлет аналізу сукупності пошарових ($\theta = \pi/4$ і $\theta = \pi/8$) мап середніх значень фазової і амплітудної анізотропії фібрилярної архітектоніки нативного гістологічного зрізу біологічної тканини тканини нирки виявив аналогічну інтегральному аналізу (рис. 4.1 – рис. 4.4) індивідуальну топографічну структуру $W(\theta, a, b)$ координатних розподілів середніх ($\langle \rangle$) значень параметрів фізичних механізмів оптичної анізотропії всіх типів ($\langle OA \rangle \equiv \langle LB \rangle, \langle LD \rangle, \langle CB \rangle, \langle CD \rangle$), які являють собою поверхні з просторово різночастотними ($\sim 1/b$) флуктуаціями величини амплітуди вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ на різних масштабах a скануючої солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$, - рис. 4.5 – рис. 4.8, фрагменти (1),(3).

Глибина модуляції фазових лінійних залежностей $A(\theta, \mu_k, b)$ мап фазової ($\langle LB \rangle, \langle CB \rangle$) і амплітудної ($\langle LD \rangle, \langle CD \rangle$) анізотропії просторово структурованої мережі сітки оптично одновісних біологічних кристалів зростає, - рис. 4.5 - рис. 4.8, фрагменти (2),(4).

З фізичного погляду алгоритмічно одержану структуру мап вейвлет-коефіцієнтів координатних розподілів середніх значень параметрів структурної ($\langle LB(\theta) \rangle, \langle LD(\theta) \rangle$) і хіральної ($\langle CB(\theta) \rangle, \langle CD(\theta) \rangle$) анізотропії фібрилярної архітектоніки нативного гістологічного зрізу біологічної тканини тканини нирки в різних її фазових перерізах θ можна пов'язати із наступними міркуваннями.

Структурна анізотропія.

- Зростає дискретність топографічного розподілу (m, n) мап середніх значень величини лінійного двопронизаломлення $\langle LB(m, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle LD(m, n) \rangle$ на всіх геометричних масштабах поперечних розмірів, починаючи від протофібрил – фібрил -волокон і, нарешті, пучків. Внаслідок цього, за умови покращення взаємної кореляції геометричних розмірів “доменів структурної анізотропії” $h(m, n)$ та масштабів вікна a скануючої солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$, зростає величина амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k, b)$ топографічних мап всіх видів

фазової і амплітудної анізотропії, - $\langle LB(m, n) \rangle$, $\langle LD(m, n) \rangle$, $\langle CB(m, n) \rangle$, $\langle CD(m, n) \rangle$.

4.4. Вейвлет аналіз пошарових мап середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму паренхіми гістологічних зрізів легеневої тканини

На серії рис. 4.9 - рис. 4.12 представлені пошарові вейвлет -мапи ((1),(3)) і лінійні залежності амплітуд вейвлет коефіцієнтів ((2),(4)) координатних розподілів фазової (рис. 4.9, Рис. 4.11, (1),(2)) і амплітудної (рис. 4.10, рис. 4.12, (1),(2)) анізотропії оптично анізотропної паренхіми легеневої тканини.

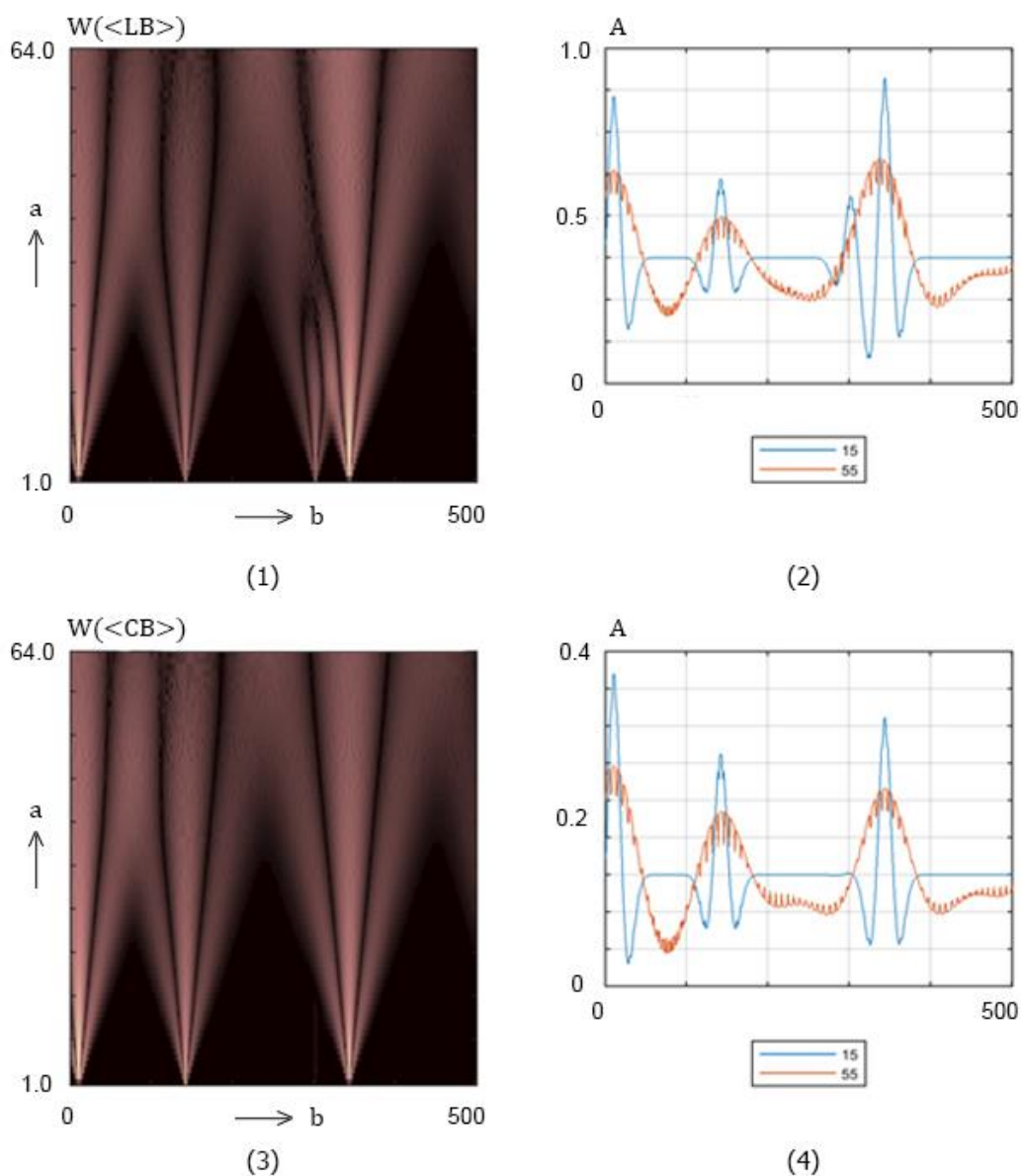
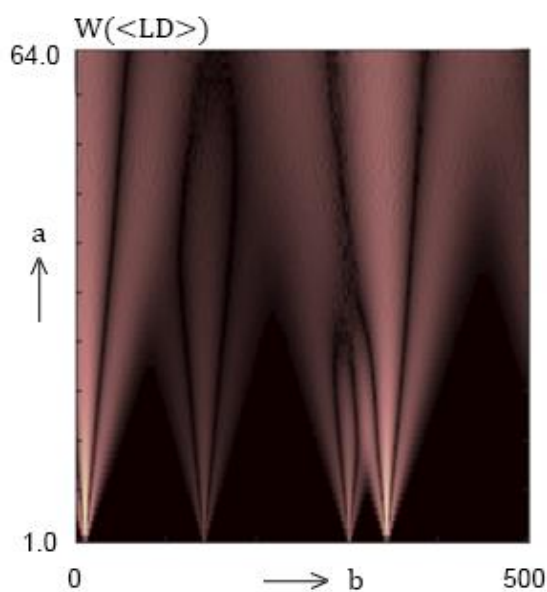
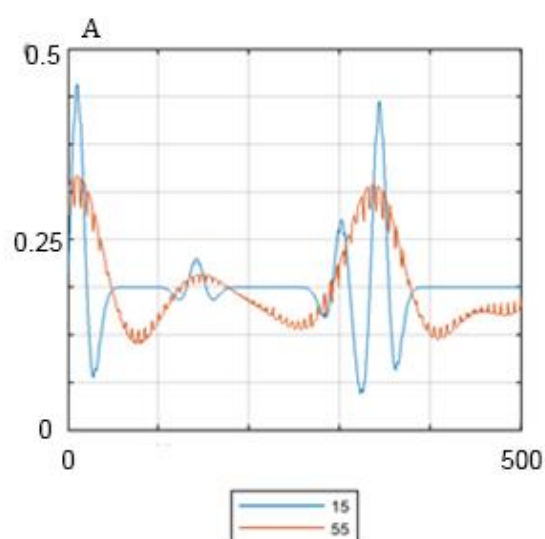


Рис. 4.9. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) лінійного LB (верхній

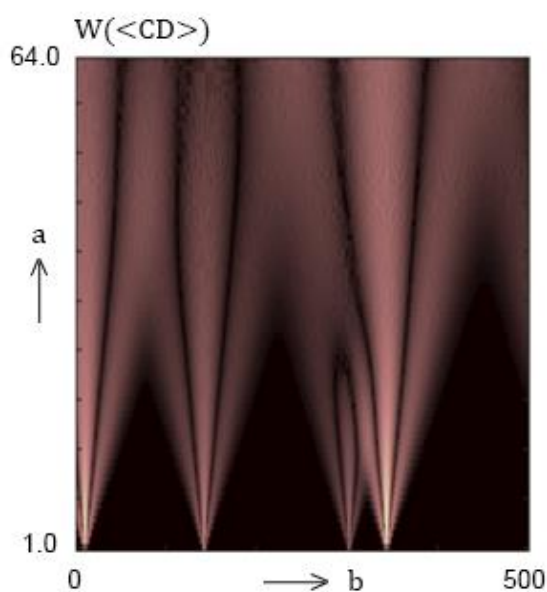
рядок) і циркулярного CB (нижній рядок) двопротиназадомлення гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті.



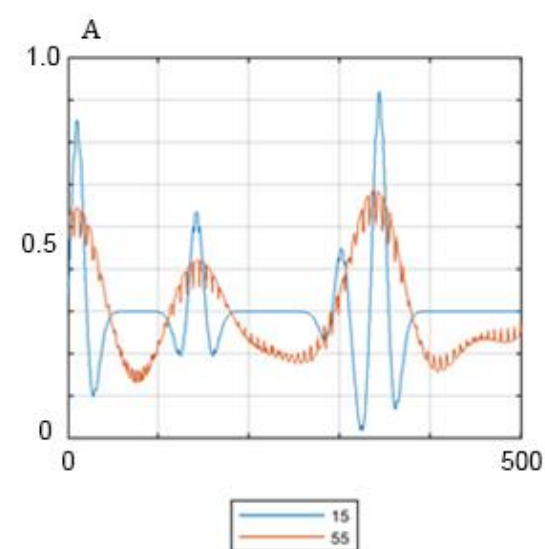
(1)



(2)



(3)



(4)

Рис. 4.10. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) лінійного LD (верхній рядок) і циркулярного CD (нижній рядок) дихроїзму гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті.

Таблиця 4.9

Статистичні характеристики розподілів амплітуди різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LB і циркулярного CB двопротекторного гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/4$.

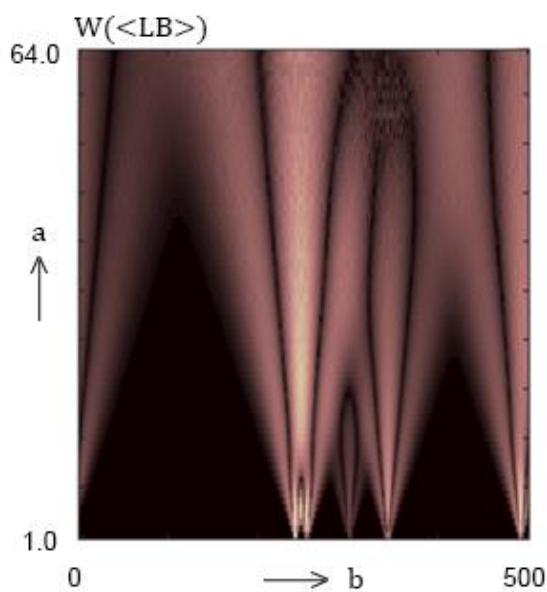
LB		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,14 \pm 0,008$	$0,13 \pm 0,007$
a_{max}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,19 \pm 0,011$	$0,11 \pm 0,006$
CB		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,54 \pm 0,029$	$0,35 \pm 0,019$
a_{max}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,65 \pm 0,035$	$0,29 \pm 0,018$

Таблиця 4.10

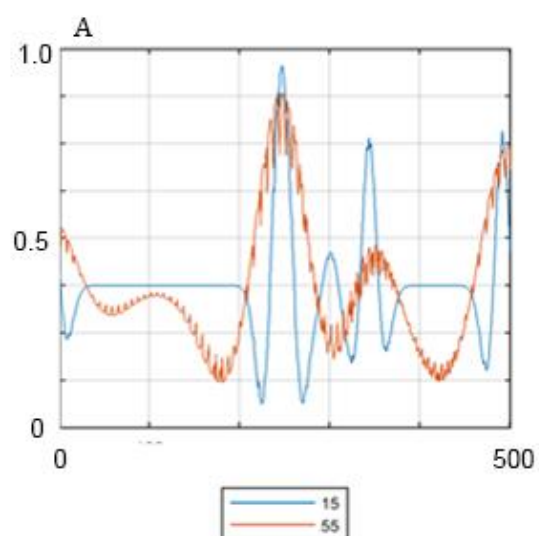
Статистичні характеристики розподілів амплітуди різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LD і циркулярного CD дихроїзму гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/4$.

LD		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,12 \pm 0,007$	$0,095 \pm 0,006$
a_{max}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,15 \pm 0,009$	$0,11 \pm 0,006$
CD		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,42 \pm 0,023$	$0,24 \pm 0,014$
a_{max}		
	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$

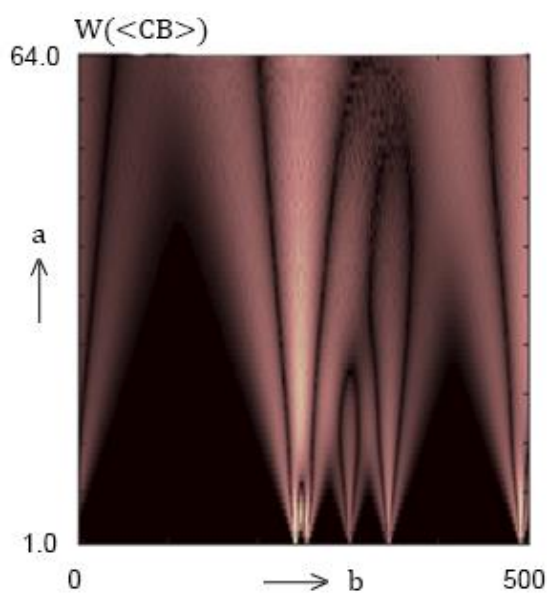
$Z_{i=1,2,3,4}$	$0,51 \pm 0,027$	$0,16 \pm 0,009$
-----------------	------------------	------------------



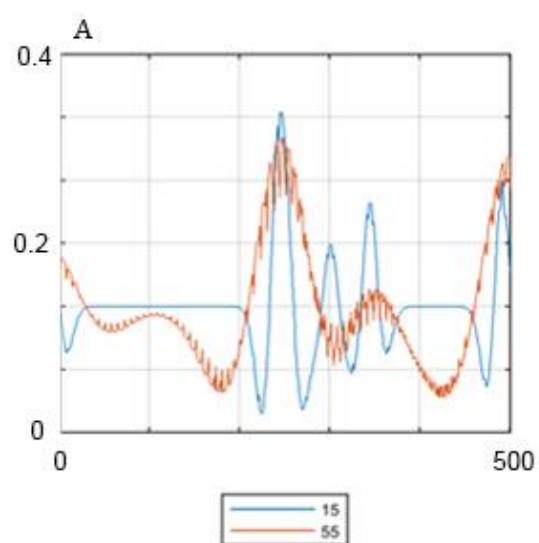
(1)



(2)

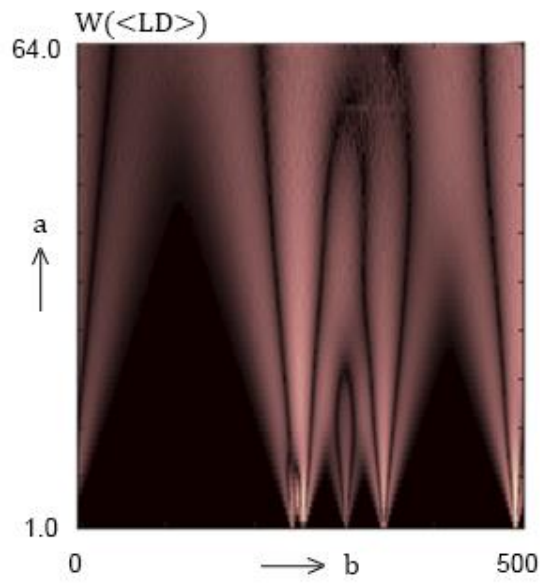


(3)

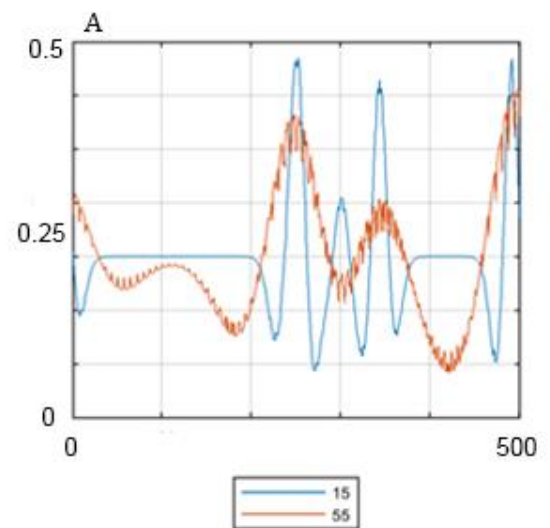


(4)

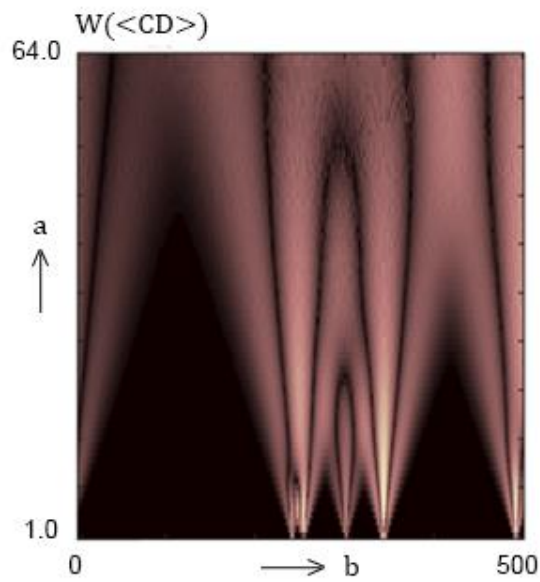
Рис. 4.11. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) лінійного LB (верхній рядок) і циркулярного CB (нижній рядок) двопроменезадомлення гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті.



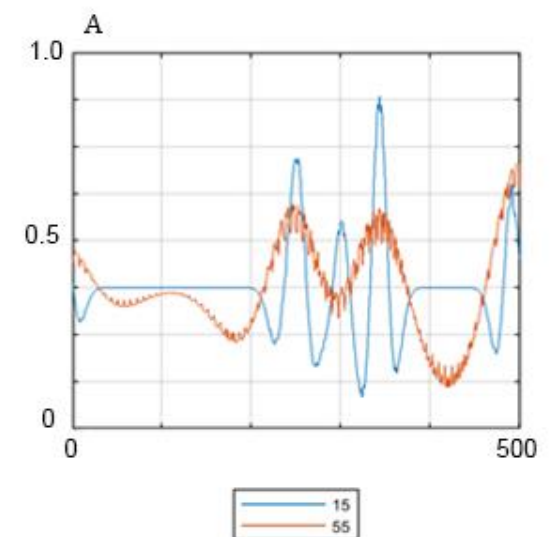
(1)



(2)



(3)



(4)

Рис. 4.12. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) лінійного LD (верхній рядок) і циркулярного CD (нижній рядок) дихроїзму гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті.

Таблиця 4.11

Статистичні характеристики розподілів амплітуди різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LB і циркулярного CB двопротекторного гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/8$.

LB		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,19 \pm 0,011$	$0,16 \pm 0,009$
a_{max}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,26 \pm 0,015$	$0,21 \pm 0,013$
CB		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,65 \pm 0,036$	$0,43 \pm 0,024$
a_{max}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,73 \pm 0,038$	$0,37 \pm 0,021$

Таблиця 4.12

Статистичні характеристики розподілів амплітуди різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LD і циркулярного CD дихроїзму гістологічного зрізу легеневої тканини – фазовий переріз $\theta = \pi/8$.

LD		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,15 \pm 0,008$	$0,12 \pm 0,007$
a_{max}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,19 \pm 0,011$	$0,17 \pm 0,009$
CD		
a_{min}		
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$
	$0,49 \pm 0,027$	$0,32 \pm 0,018$
a_{max}		
	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$

$Z_{i=1,2,3,4}$	$0,58 \pm 0,031$	$0,24 \pm 0,014$
-----------------	------------------	------------------

Аналіз одержаних даних вейвлет аналізу сукупності пошарових ($\theta = \pi/4$ і $\theta = \pi/8$) мап середніх значень фазової і амплітудної анізотропії паренхіматозної архітекτονіки нативного гістологічного зрізу біологічної тканини легеневої тканини виявив аналогічну інтегральному аналізу (рис. 4.9 – рис. 4.12) індивідуальну топографічну структуру $W(\theta, a, b)$ координатних розподілів середніх ($\langle \rangle$) значень параметрів фізичних механізмів оптичної анізотропії всіх типів ($\langle OA \rangle \equiv \langle LB \rangle, \langle LD \rangle, \langle CB \rangle, \langle CD \rangle$), які являють собою поверхні з просторово різночастотними ($\sim 1/b$) флуктуаціями величини амплітуди вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ на різних масштабах a скануючої солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$, - рис. 4.9 – рис. 4.12, фрагменти (1),(3).

З фізичного погляду алгоритмічно одержану структуру мап вейвлет-коефіцієнтів координатних розподілів середніх значень параметрів структурної ($\langle LB(\theta) \rangle, \langle LD(\theta) \rangle$) і хіральної ($\langle CB(\theta) \rangle, \langle CD(\theta) \rangle$) анізотропії паренхіматозної архітекτονіки нативного гістологічного зрізу біологічної тканини легеневої тканини в різних її фазових перерізах θ можна пов'язати із наступними міркуваннями.

Структурна анізотропія.

Дещо зростає дискретність топографічного розподілу (m, n) мап середніх значень величини лінійного двопронезаломлення $\langle LB(m, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle LD(m, n) \rangle$ на всіх геометричних масштабах поперечних розмірів, починаючи від протофібрил – фібрил -волокон сполучнотканого компонента. Внаслідок цього, за умови покращення взаємної кореляції геометричних розмірів “доменів структурної анізотропії” $h(m, n)$ та масштабів вікна a скануючої солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$ дещо зростає величина амплітуди коефіцієнту $A(\mu_k)$ в координаті сканування b . У результаті для кожного масштабу a формуються більші за дисперсією амплітуди осциляцій лінійні фазові залежності $A(\theta, \mu_k, b)$ величини

амплітуд вейвлет-коефіцієнтів. При цьому середні значення модулів величини амплітуд вейвлет коефіцієнтів $|A(\mu_k)|$ різномасштабних лінійних фазових розподілів $A(\theta, \mu_k, b)$ у межах всього координатного простору сканування b МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$ також зростають.

Хіральна анізотропія.

У фазових площинах $\theta = \pi/4$ і $\theta = \pi/8$ топографічна структура різномасштабних хіральних молекулярних доменів у мапах $\langle CB(\theta, t, n) \rangle$ і $\langle CD(\theta, t, n) \rangle$ стає більш дискретною. Виходячи з цього стає зрозумілим зростання фазових флуктуацій амплітуд вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ на всіх масштабах a солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

У результаті дисперсія розкиду випадкових значень амплітуд вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ фазових мап хіральної анізотропії $\langle CB(\theta, t, n) \rangle$ і $\langle CD(\theta, t, n) \rangle$ зростає.

Кількісно особливості різномасштабних (a) лінійних залежностей величини амплітуди вейвлет-коефіцієнтів $A(\theta, \mu_k, b)$ мап фазової ($\langle LB(\theta, t, n) \rangle, \langle CB(\theta, t, n) \rangle$) і амплітудної ($\langle LD(\theta, t, n) \rangle, \langle CD(\theta, t, n) \rangle$) анізотропії характеризують усереднені у межах репрезентативної вибірки зразків нативних гістологічних зрізів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини легеневої тканини значення середнього $Z_1(a)$ і дисперсії $Z_2(a)$, які наведені у таблицях 4.7 – 4.10.

Результати пошарового статистичного аналізу лінійних розподілів $A(\theta, \mu_k, b)$ випадкових значень амплітуди $A(\mu_k)$ вейвлет коефіцієнтів μ_k мап середніх ($\langle \quad \rangle$) значень структурної ($\langle LB(\theta, t, n) \rangle, \langle LD(\theta, t, n) \rangle$) і хіральної ($\langle CB(\theta, t, n) \rangle, \langle CD(\theta, t, n) \rangle$) анізотропії паренхіми зразків легеневої тканини виявили відмінність від нуля та індивідуальність обчислених значень всіх центральних статистичних моментів 1-го і 2-го порядків.

В усіх фазових площинах $\theta = \pi/4$ і $\theta = \pi/8$ встановлено статистичну перевагу фізичних механізмів хіральної анізотропії $\langle CB(\theta, t, n) \rangle, \langle CD(\theta, t, n) \rangle$ над

фібрилярними мережами оптично одновісних біологічних кристалів $\langle LB(\theta, m, n) \rangle, \langle LD(\theta, m, n) \rangle$, - $Z_{1;2}(\langle CB(\theta, m, n) \rangle, \langle CD(\theta, m, n) \rangle) > Z_{1;2}(\langle LB(\theta, m, n) \rangle, \langle LD(\theta, m, n) \rangle)$.

4.5. Висновки до розділу 4

1. Наведено результати вейвлет аналізу алгоритмічно відтворених методом поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування мап середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення та дихроїзму полікристалічної фібрилярної і паренхіматозної архітекtonіки нативних гістологічних зрізів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини нирки і легеневої тканини.

2. Визначено відмінність від нуля обчислених значень всіх центральних статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, які характеризують середнє $Z_1(a)$ і дисперсію $Z_2(a)$ всіх розподілів $A(\mu_k, b)$ для мап середніх значень параметрів оптичної анізотропії $\langle OA(m, n) \rangle$, які відповідають різним масштабам a скануючої вейвлет-функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

3. Виявлено, що для алгоритмічно відтворених топографічних мап $\langle OA(m, n) \rangle$ середніх значень лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$ величини статистичних параметрів $Z_1(a)$ і $Z_2(a)$ є індивідуальними на всіх масштабах a солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

4. Для фібрилярної архітекtonіки нативного гістологічного зрізу біологічної тканини нирки уставлено статистичну перевагу фізичних механізмів структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$ фібрилярних мереж оптично одновісних біологічних кристалів над оптично активними хіральними молекулярними протеїновими комплексами $\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$, - $Z_{1;2}(\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle) > Z_{1;2}(\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle)$.

5. Для оптично анізотропної паренхіми нативного гістологічного зрізу

біологічної тканини легеневої тканини переважними механізмами оптичної анізотропії є циркулярне двопроменезаломлення і дихроїзм хіральних молекулярних протеїнових комплексів - $Z_{1;2}(\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle) > Z_{1;2}(\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle)$.

6. Установлено, що з ростом ($\uparrow$) масштабу вікна $a \uparrow$ скануючої солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$ збільшуються значеннями центрального статистичного моменту 1-го порядку $Z_1 \uparrow$, який характеризує середнє лінійних залежностей величини амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k, b)$ топографічних мап всіх видів фазової і амплітудної анізотропії $\langle OA(m, n) \rangle$. Зворотна тенденція (для $a \uparrow$) має місце для зміни ($\downarrow$) величини центрального статистичного моменту 2-го порядку $Z_2(A(\mu_k, b)) \downarrow$.

РОЗДІЛ 5. ДІАГНОСТИЧНІ ЗАСТОСУВАННЯ ДИФЕРЕНЦІАЛЬНОГО МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОГО КАРТОГРУВАННЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ СКЛАДОВОЇ ШАРІВ НАТИВНОГО ГІСТОЛОГІЧНОГО ЗРІЗУ БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ

У даному розділі представлені матеріали діагностичного застосування методу поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування оптично анізотропної архітекtonіки шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини репродуктивної сфери жінки – гістологічних зрізів біопсії матки.

Розглянуто ефективність та визначена точність диференціальної діагностики доброякісних і передракових станів тканини ендометрія з використанням статистичного аналізу алгоритмічно відтворених мап середніх значень параметрів лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму оптично анізотропної архітекtonіки репрезентативних вибірок зразків нативних гістологічних зрізів стінки матки.

Розглянуто ефективність та визначена точність диференціальної діагностики доброякісних і передракових станів тканини ендометрія з використанням вейвлет перетворення алгоритмічно реконструйованих мап середніх значень параметрів лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму оптично анізотропної архітекtonіки репрезентативних вибірок зразків нативних гістологічних зрізів стінки матки та статистичного аналізу лінійних залежностей розподілів величини амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів.

Представлено величини збалансованої точності диференціальної діагностики шляхом використання техніки статистичного аналізу та вейвлет-перетворення координатних розподілів середніх значень величини параметрів оптичної анізотропії.

5.1. Коротка характеристика об'єктів дослідження

В якості об'єктів дослідження використовувалися дві групи зразків нативних гістологічних зрізів біопсії ендометрія стінки матки:

- біопсія “здорової” тканини матки, одержаної при операції на вилучення кісти яєчників, міом – “контрольна група 1” - 11 зразків;
- біопсія тканини матки із зовнішньо генітальним ендометріозом – “дослідна група 2” - 11 зразків.

Оптико-геометричні параметри сукупності зразків дослідження наведені у таблиці 5.1.

Таблиця 5.1

Оптико-геометричні параметри гістологічних зрізів біопсії тканини матки

Параметри	Група 1	Група 2
Геометрична товщина, l , мкм	$30 \pm 0,03$	$30 \pm 0,03$
Оптична товщина, τ	$0,14 \pm 0,02$	$0,16 \pm 0,02$
Деполаризація, Δ , %	$34\% \pm 1,5$	$39 \pm 1,8$

5.2. Диференціальна діагностика патологічних станів зразків ендометрія з топологічними дефектами шляхом статистичного аналізу мап анізотропії полікристалічної архітектури

У даному параграфі представлено результати інформаційного аналізу даних статистичного аналізу алгоритмічно відтворених пошарових мап лінійного і циркулярного двопронизаломлення і дихроїзму методом цифрової голографічної реконструкції і фазового сканування полів комплексних амплітуд зразків нативних гістологічних зрізів біопсії ендометрія з доброякісними змінами (група 1) та у передраковому стані (група 2).

На серії фрагментів рис. 5.3 – рис. 5.10 представлені інтегральні та пошарові ($\theta = \pi/8$) мапи (фрагменти (1),(2)) і гістограми (фрагменти (2),(4)) розподілів параметрів анізотропії архітектури зразків нативних

гістологічних зрізів ендометрія з доброякісними (фрагменти (1),(3)) і передраковими (фрагменти (2),(4)) змінами: μm

- координатні (m, n) та ймовірнісні (G) розподіли середніх значень лінійного двопронизаломлення $\langle LB(m, n) \rangle$, - рис. 5.3;
- координатні (m, n) та ймовірнісні (G) розподіли середніх значень лінійного двопронизаломлення $\langle LB(m, n) \rangle$ у фазовій площині $\theta = \pi/8$, - рис. 5.4;
- координатні (m, n) та ймовірнісні (G) розподіли середніх значень циркулярного двопронизаломлення $\langle CB(m, n) \rangle$, - рис. 5.5;
- координатні (m, n) та ймовірнісні (G) розподіли середніх значень циркулярного двопронизаломлення $\langle CB(m, n) \rangle$ у фазовій площині $\theta = \pi/8$, - рис. 5.6;
- координатні (m, n) та ймовірнісні (G) розподіли середніх значень лінійного дихроїзму $\langle LD(m, n) \rangle$, - рис. 5.7;
- координатні (m, n) та ймовірнісні (G) розподіли середніх значень лінійного дихроїзму $\langle LD(m, n) \rangle$ у фазовій площині $\theta = \pi/8$, - рис. 5.8;
- координатні (m, n) та ймовірнісні (G) розподіли середніх значень циркулярного дихроїзму $\langle CD(m, n) \rangle$, - рис. 5.9;
- координатні (m, n) та ймовірнісні (G) розподіли середніх значень циркулярного дихроїзму $\langle CD(m, n) \rangle$ у фазовій площині $\theta = \pi/8$, - рис. 5.10.

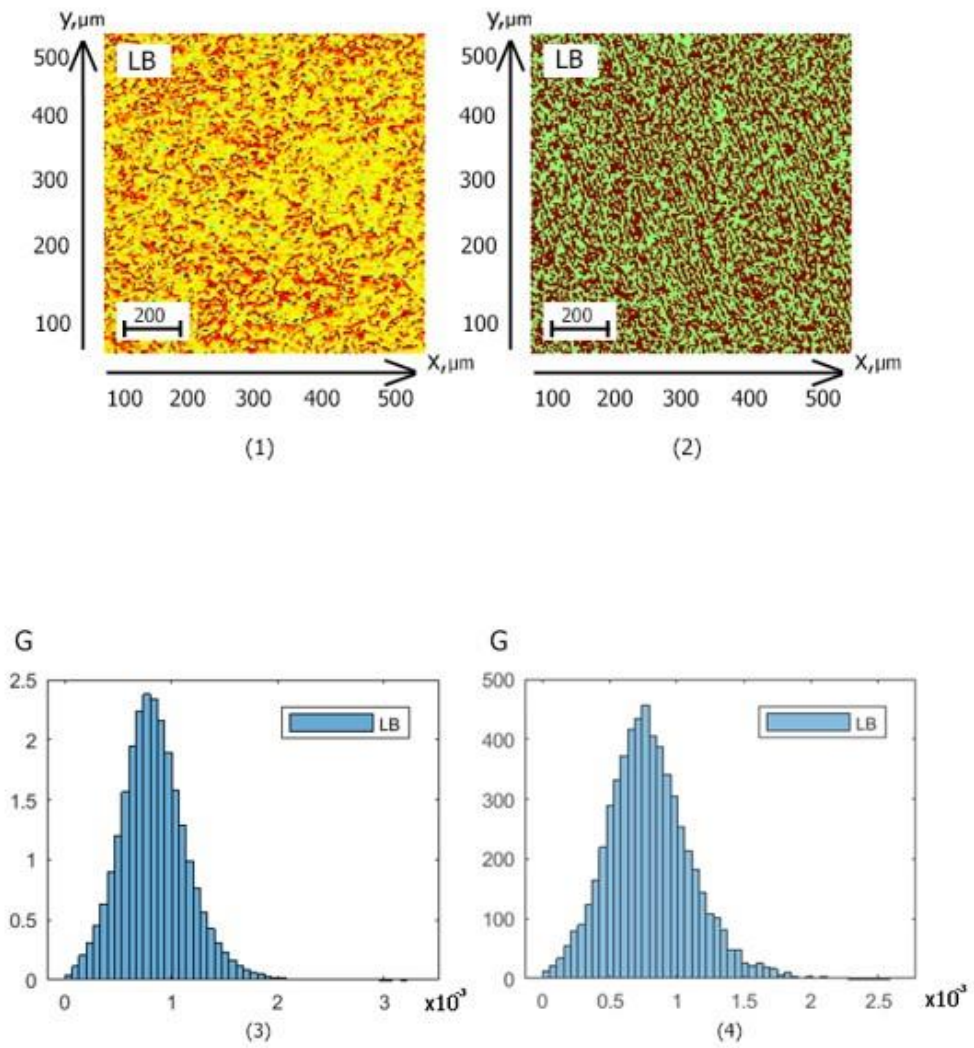


Рис. 5.1. Мапи $LB(m \times n)$ (верхній рядок) і гістограми (нижній рядок) розподілів лінійного двопронезаломлення $G(LB)$ гістологічних зрізів ендометрія з групи 1 (лівий стовпчик) і групи 2 (правий стовпчик). Пояснення у тексті.

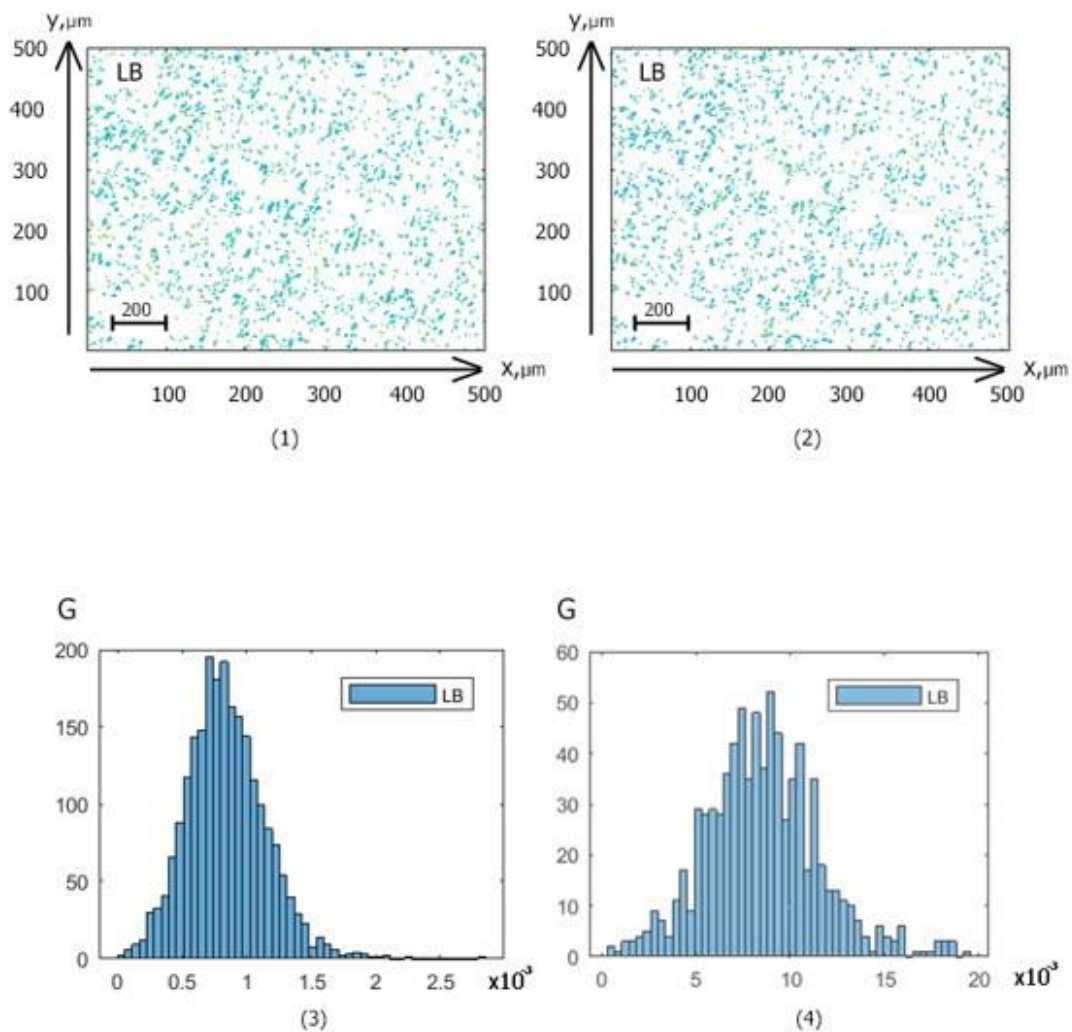


Рис. 5.2. Мапи $LB(m \times n)$ (верхній рядок) і гістограми (нижній рядок) розподілів лінійного двопронезаломлення $G(LB)$ гістологічних зрізів ендометрія з групи 1 (лівий стовпчик) і групи 2 (правий стовпчик) – фазовий переріз $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті.

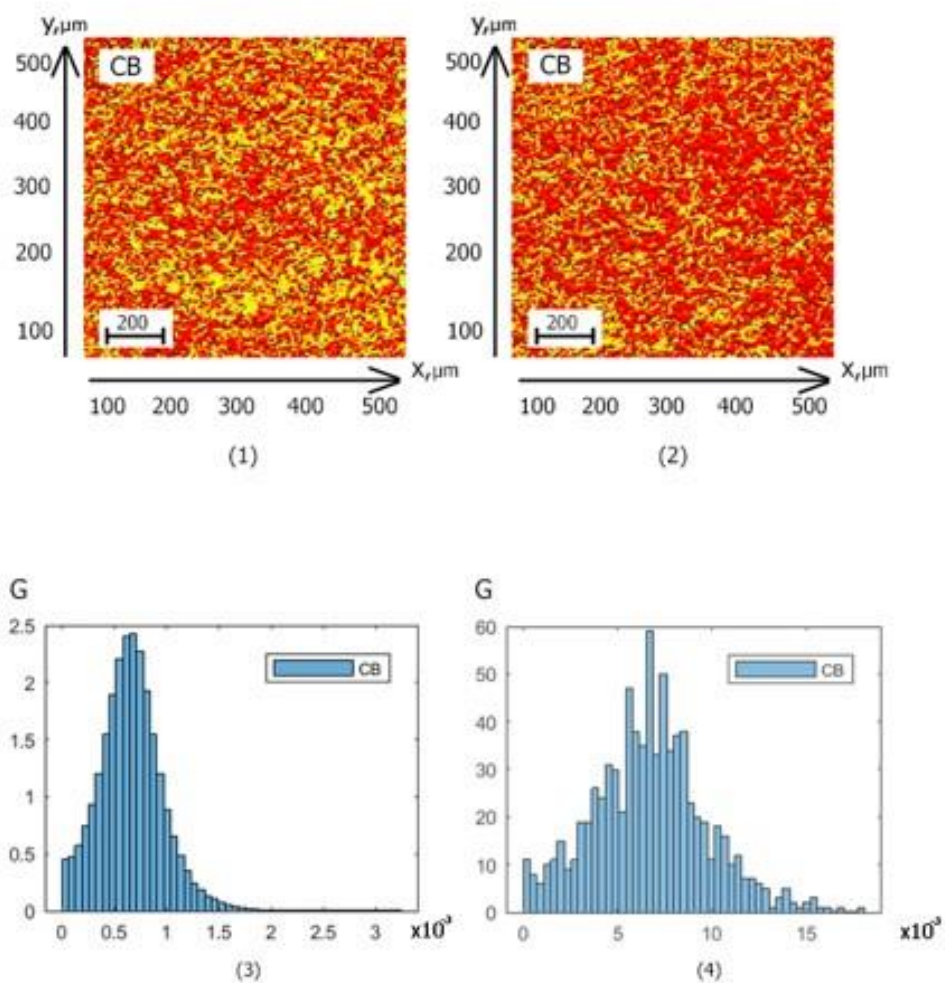


Рис. 5.3. Мапи $CB(t \times n)$ (верхній рядок) і гістограми (нижній рядок) розподілів циркулярного двопронезаломлення $G(CB)$ гістологічних зрізів ендометрія з групи 1 (лівий стовпчик) і групи 2 (правий стовпчик). Пояснення у тексті.

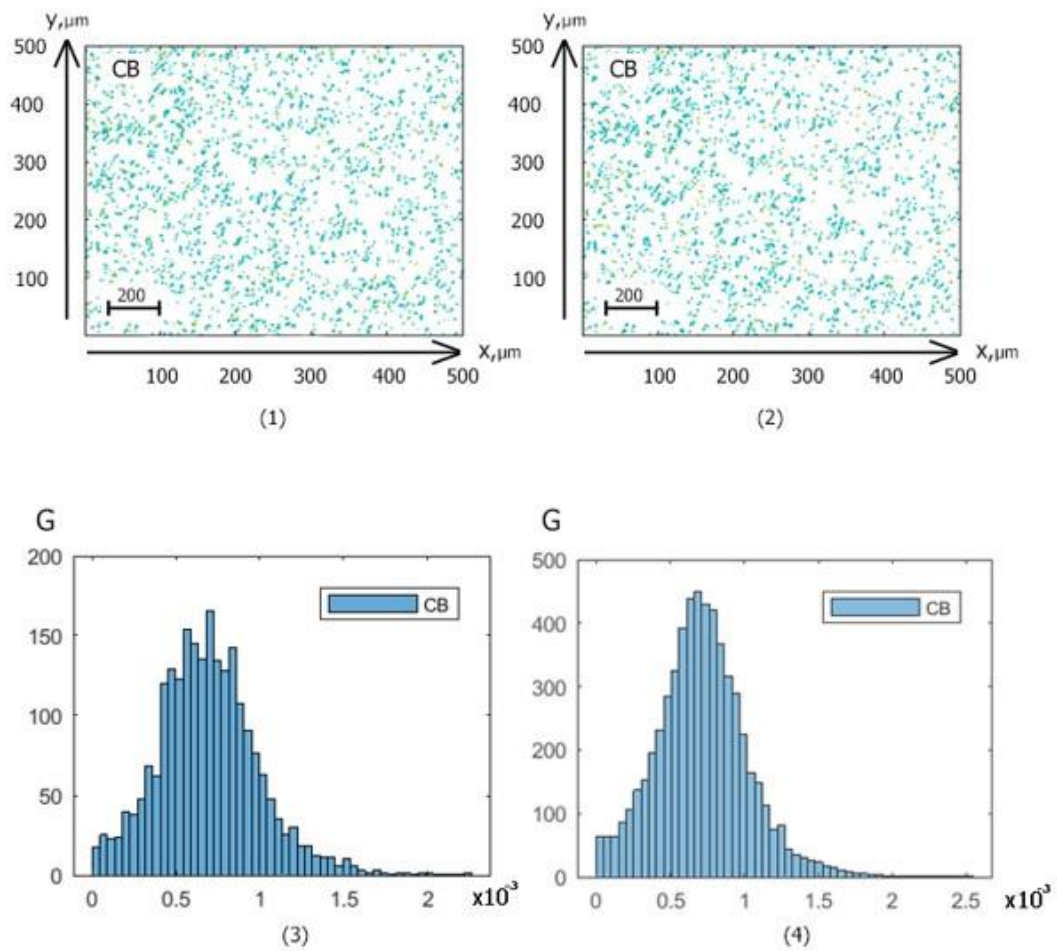


Рис. 5.4. Мапи $CB(t \times n)$ (верхній рядок) і гістограми (нижній рядок) розподілів циркулярного двопронезаломлення $G(CB)$ гістологічних зрізів ендометрія з групи 1 (лівий стовпчик) і групи 2 (правий стовпчик) – фазовий переріз $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті.

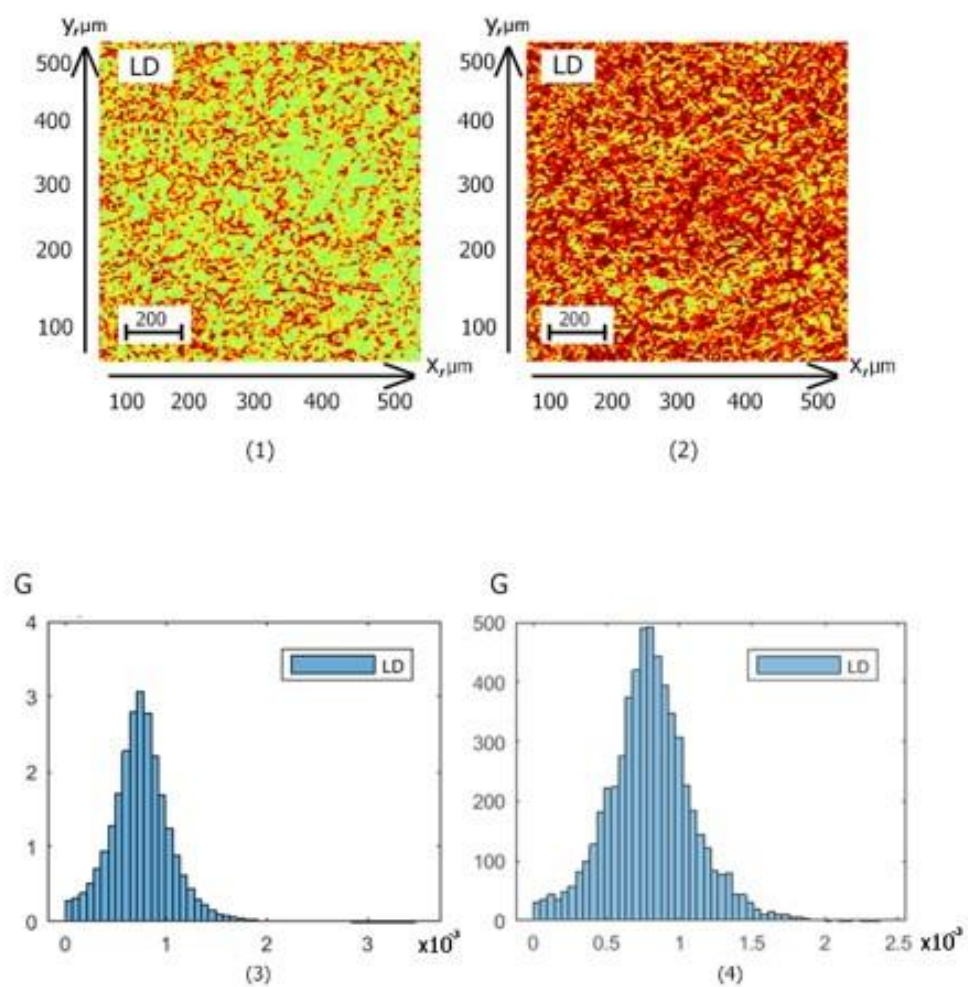


Рис. 5.5. Мапи $LD(t \times n)$ (верхній рядок) і гістограми (нижній рядок) розподілів лінійного дихроїзму $G(LD)$ гістологічних зрізів ендометрія з групи 1 (лівий стовпчик) і групи 2 (правий стовпчик). Пояснення у тексті.

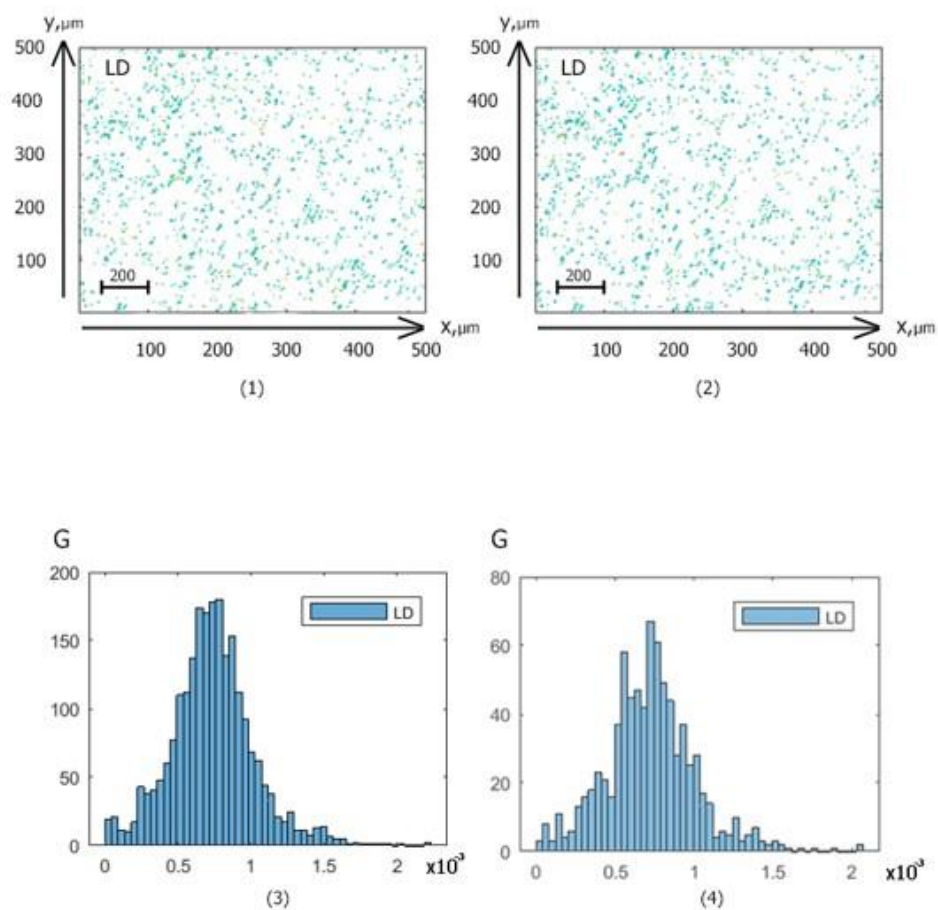


Рис. 5.6. Мапи $LD(m \times n)$ (верхній рядок) і гістограми (нижній рядок) розподілів лінійного дихроїзму $G(LD)$ гістологічних зрізів ендометрія з групи 1 (лівий стовпчик) і групи 2 (правий стовпчик) – фазовий переріз $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті.

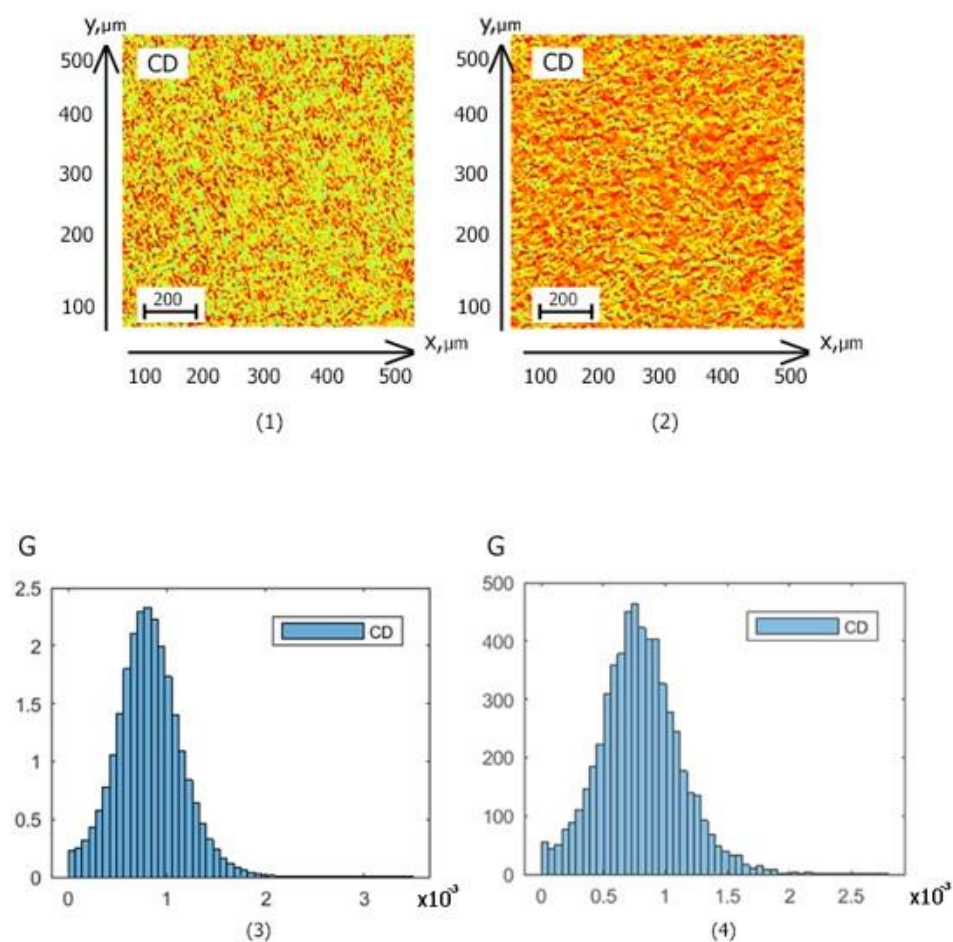


Рис. 5.7. Мапи $CD(m \times n)$ (верхній рядок) і гістограми (нижній рядок) розподілів циркулярного дихроїзму $G(CD)$ гістологічних зрізів ендометрія з групи 1 (лівий стовпчик) і групи 2 (правий стовпчик)

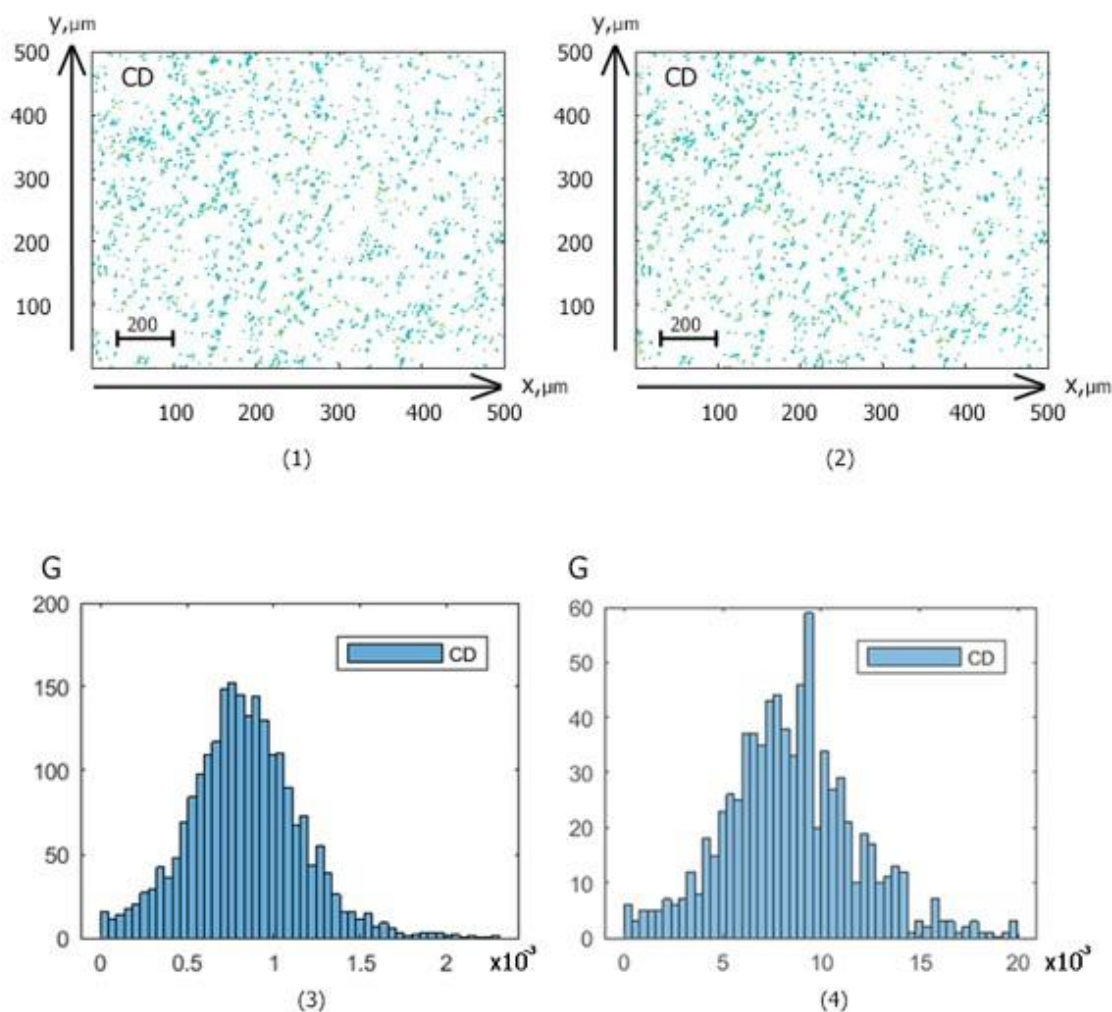


Рис. 5.8. Мапи $CD(m \times n)$ (верхній рядок) і гістограми (нижній рядок) розподілів циркулярного дихроїзму $G(CD)$ гістологічних зрізів ендометрія з групи 1 (лівий стовпчик) і групи 2 (правий стовпчик). Пояснення у тексті.

Аналіз результатів експериментального методу диференціального Мюллер-матричного алгоритмічного відтворення мап середніх значень величини сукупності механізмів фазової і амплітудної анізотропії полікристалічної архітектоники зразків нативних гістологічних зрізів ендометрію з доброякісними (група 1) і передраковими (група 2) змінами показав:

- наявність всіх видів оптичної анізотропії $\langle OA \rangle$ полікристалічної архітектоники шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини ендометрію, які детектуються у вигляді сукупності індивідуальних для кожного фізичного механізму топографічних (m, n) координатно-неоднорідних розподілів

середніх ($\langle \rangle$) значень лінійного і циркулярного двоприменезаломлення та дихроїзму $\langle OA \rangle \equiv \langle LB(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$, - рис. 5.3 – рис. 5.10, фрагменти (1),(2);

- різні величини головних екстремумів ($\max \langle OA \rangle$) і діапазонів розкиду ($\Delta \langle OA \rangle$) випадкових значень параметрів оптичної анізотропії $\langle OA \rangle$, як для різних механізмів двоприменезаломлення ($\langle LB(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle$) і дихроїзму ($\langle LD(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$), так і для різних патологічних трансформацій полікристалічної архітектури зразків нативних гістологічних зрізів м'якої тканини ендометрія стінки матки з групи 1 і групи 2, - рис. 5.3 – рис. 5.10, фрагменти (3),(4);

- більший високий рівень структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$ полікристалічної архітектури зразків нативних гістологічних зрізів біопсії ендометрія у передраковому стані з групи 2, який виявляється у більших значеннях головних екстремумів $\max(\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle)$ та зростанні діапазону розкиду $\Delta(\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle)$ відповідних розподілів випадкових значень параметрів лінійного двоприменезаломлення $\langle LB(m, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle LD(m, n) \rangle$, - рис. 5.3 - рис. 5.6, фрагменти (3),(4);

- меншу чутливість фізичних механізмів хіральної анізотропії до онкологічних станів полікристалічної архітектури гістологічних зрізів біопсії зовнішнього генітального ендометріозу, яка виявляється у певному збільшенні діапазону відповідних гістограм $\Delta(\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle)$ розподілів випадкових значень параметрів циркулярного двоприменезаломлення $\langle CB(m, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle CD(m, n) \rangle$ оптично активних молекулярних доменів, - рис. 5.7 - рис. 5.10, фрагменти (3),(4);

- зростання диференціальних відмінностей між гістограмами розподілів параметрів структурної $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$ і хіральної $\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$ оптичної анізотропії полікристалічної архітектури зразків з обох груп у фазовій площині $\theta = \pi/8$, - рис. 5.4, рис. 5.6, рис. 5.8 і рис. 5.10, фрагменти (3),(4).

З фізичного погляду виявлені результати можна пов'язати із наступними міркуваннями.

По-перше. Архітектоніка полікристалічної складової стінки матки і її поверхневого шару ендометрія являє достатньо складний “морфологічний симбіоз” різних типів біологічних тканин – м'язова тканина, сполучна тканина ті епітеліальна тканина.

Основними морфологічними компонентами перших двох типів тканин є просторово-структуровані та впорядковані за напрямками укладання фібрилярні протеїнові мережі ($\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$), які сформовані оптично активними ($\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$) молекулами міозину, колагену та еластину.

Ми вже показали (розділ 3, параграф 3.1, параграф 3.2, рис. 3.7 – рис. 3.12, таблиці 3.4 – 3.6), що переважним механізмом комплексної оптичної анізотропії таких сітчастих структур біологічних кристалів є лінійне двопроменезаломлення $\langle LB(m, n) \rangle$ і дихроїзм $\langle LD(m, n) \rangle$.

Разом з тим епітеліальний тканинний компонент (розділ 3, параграф 3.4, рис. 3.19 – рис. 3.24, таблиці 3.10 – 3.12) стінки матки володіє не менш розвиненими проявами циркулярного двопроменезаломлення $\langle CB(m, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle CD(m, n) \rangle$.

По друге. Первісними (“до пухлинними”) ознаками злоякісних патологічних змін морфологічної структури архітектоніки біологічних тканин є формування і ріст новоутворених фібрилярних мереж сполучнотканого компонента. У нашому випадку – це розростання колагенових фібрилярних мереж стінки матки або ендометріоз. У результаті у поляризаційних властивостях шару патологічно зміненого ендометрію зростає ($\uparrow$) статистична вага сукупності фізичних механізмів структурної оптичної анізотропії – лінійного двопроменезаломлення і дихроїзму $\langle LB(m, n) \rangle \uparrow, \langle LD(m, n) \rangle \uparrow$ фібрилярної складової полікристалічної архітектоніки нативного гістологічного зрізу біологічної тканини стінки матки.

Кількісно у межах статистичного підходу (розділ 2, параграф 2.7.1, співвідношення (2.53)) виявлені фізичні сценарії поляризаційних проявів патологічної трансформації оптично анізотропної архітектоніки нативного

гістологічного зрізу біологічної тканини нативних гістологічних зрізів біопсії тканин матки з обох груп ілюструє сукупність центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують середнє, дисперсію, асиметрію та ексцес розподілів випадкових значень у алгоритмічно відтворених мапах середніх значень параметрів фазової (таблиця 5.2 і таблиця 5.4) і амплітудної (таблиця 5.6 і таблиця 5.7) анізотропії полікристалічної архітектоніки шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини з доброякісним і передраковим станами.

Результати застосування у рамках доказової медицини інформаційного аналізу, щодо діагностичної сили розробленого нами експериментального методу на основі визначення операційних характеристик (чутливість, специфічність і збалансована точність, - розділ 2, параграф 2.7.2, співвідношення (2.54) – (2.56)) і застосування алгоритмів статистичного аналізу (розділ 2, параграф 2.7.1, співвідношення (2.53)) даних поляризаційно-інтерференційного пошарового диференціального Мюллер-матричного картографування, наведені таблиці 5.5 і таблиці 5.8.

Таблиця 5.2

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують розподіли параметрів оптичної анізотропії гістологічних зрізів біопсії тканин матки

<i>OA</i>	<i>LB</i>		<i>CB</i>	
$Z_{i=1,2,3,4}$	Група 1	Група 2	Група 1	Група 2
Z_1	$0,61 \pm 0,035$	$0,78 \pm 0,042$	$0,41 \pm 0,024$	$0,44 \pm 0,025$
Z_2	$0,29 \pm 0,018$	$0,36 \pm 0,019$	$0,19 \pm 0,011$	$0,22 \pm 0,013$
Z_3	$0,48 \pm 0,026$	$0,31 \pm 0,017$	$0,37 \pm 0,021$	$0,32 \pm 0,018$
Z_4	$0,54 \pm 0,029$	$0,42 \pm 0,023$	$0,44 \pm 0,024$	$0,33 \pm 0,018$
<i>OA</i>	<i>LD</i>		<i>CD</i>	
$Z_{i=1,2,3,4}$	Група 1	Група 2	Група 1	Група 2
Z_1	$0,41 \pm 0,023$	$0,52 \pm 0,028$	$0,32 \pm 0,019$	$0,35 \pm 0,019$
Z_2	$0,21 \pm 0,012$	$0,28 \pm 0,016$	$0,12 \pm 0,007$	$0,14 \pm 0,008$

Z_3	$0,61 \pm 0,032$	$0,52 \pm 0,029$	$0,43 \pm 0,024$	$0,36 \pm 0,019$
Z_4	$0,73 \pm 0,039$	$0,62 \pm 0,033$	$0,57 \pm 0,032$	$0,42 \pm 0,024$

Таблиця 5.3

Точність диференціальної діагностики методу диференціального Мюллер-матричного картографування параметрів оптичної анізотропії гістологічних зрізів біопсії тканин матки

$A_c, \%$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	Z_1	Z_2	Z_3	Z_4
LB	78,9	84,2	89,5	89,5
CB	73,7	73,7	78,9	78,9
LD	78,9	78,9	84,2	84,2
CD	68,4	68,4	73,7	73,7

Таблиця 5.4

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують розподіли параметрів оптичної анізотропії гістологічних зрізів біопсії тканин матки – фазовий переріз $\theta = \pi/4$

$\theta = \pi/4$				
OA	LB		CB	
$Z_{i=1,2,3,4}$	Група 1	Група 2	Група 1	Група 2
Z_1	$0,54 \pm 0,029$	$0,66 \pm 0,037$	$0,33 \pm 0,018$	$0,36 \pm 0,021$
Z_2	$0,21 \pm 0,012$	$0,29 \pm 0,017$	$0,14 \pm 0,008$	$0,16 \pm 0,009$
Z_3	$0,56 \pm 0,031$	$0,38 \pm 0,021$	$0,42 \pm 0,024$	$0,37 \pm 0,021$
Z_4	$0,67 \pm 0,037$	$0,49 \pm 0,028$	$0,55 \pm 0,031$	$0,41 \pm 0,023$
OA	LD		CD	
$Z_{i=1,2,3,4}$	Група 1	Група 2	Група 1	Група 2
Z_1	$0,34 \pm 0,019$	$0,43 \pm 0,024$	$0,24 \pm 0,014$	$0,27 \pm 0,016$
Z_2	$0,17 \pm 0,011$	$0,22 \pm 0,013$	$0,09 \pm 0,006$	$0,11 \pm 0,006$

Z_3	$0,68 \pm 0,036$	$0,59 \pm 0,032$	$0,51 \pm 0,029$	$0,42 \pm 0,023$
Z_4	$0,81 \pm 0,043$	$0,69 \pm 0,038$	$0,66 \pm 0,037$	$0,54 \pm 0,029$

Таблиця 5.5

Точність диференціальної діагностики методу диференціального Мюллер-матричного картографування параметрів оптичної анізотропії гістологічних зрізів біопсії тканин матки – фазовий переріз $\theta = \pi/4$

$A_c, \% (\theta = \pi/4)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	Z_1	Z_2	Z_3	Z_4
LB	84,2	89,5	89,5	94,7
CB	73,7	73,7	78,9	84,2
LD	78,9	78,9	84,2	89,5
CD	73,7	73,7	78,9	78,9

Аналіз обчислення набору центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків ($Z_{i=1;2;3;4}$) підтвердив кореляцію експериментальних даних методу поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування зразків нативних гістологічних зрізів ендометрія обох типів і фізичного обґрунтування поляризаційних проявів патологічних станів оптично анізотропної полікристалічної архітекtonіки:

- центральні статистичні моменти 1-го – 2-го порядку ($Z_{i=1;2}$), які характеризують середнє і дисперсію координатних розподілів середніх значень параметрів структурної анізотропії $\langle LB(m,n) \rangle, \langle LD(m,n) \rangle$ зразків ендометрію у передраковому стані зростають у межах від 1,28 до 1,38 разів;
- протилежна тенденція спостерігається для центральних статистичних моментів 3-го і 4-го порядків ($Z_{i=3;4}$), які характеризують асиметрію і ексцес координатних розподілів середніх значень параметрів структурної анізотропії $\langle LB(m,n) \rangle, \langle LD(m,n) \rangle$ зразків ендометрію у передраковому стані – має місце зменшення середньостатистичних величин у межах від 1,47 до 1,55 разів;

- найбільш чутливим до патологічних передракових змін оптично анізотропної хіральної складової архітекtonіки нативних гістологічних зрізів ендометрія виявився центральний статистичний момент 4-го порядку ($Z_{i=4}$), який характеризує гостроту піку сукупності координатних розподілів середніх значень параметрів циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму ($\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$) – його величина якого зростає до 1,34 разів.

У рамках інформаційного аналізу діагностичних можливостей поляризаційно-інтерференційного пошарового диференціального Мюллер-матричного картографування встановлено наступні максимальні рівні збалансованої точності детектування передракових станів ендометрія:

- хороший ($Ac(\langle LB \rangle) = \%$) і дуже хороший ($Ac(\langle LB, \theta = \pi/8 \rangle) = 94,7\%$) рівні;
- задовільний ($Ac(\langle LD \rangle) = \%$) і хороший ($Ac(\langle LD, \theta = \pi/8 \rangle) = 89,5\%$) рівні;
- задовільний ($Ac(\langle CB \rangle) = 78,9\%$; $Ac(\langle CB, \theta = \pi/8 \rangle) = 84,5\%$) рівень;
- незадовільний ($Ac(\langle CD \rangle) = 73,7\%$; $Ac(\langle CD, \theta = \pi/8 \rangle) = 78,9\%$) рівень.

5.2. Диференціальна діагностика патологічних станів зразків ендометрія шляхом статистичного аналізу параметрів вейвлет перетворення мап анізотропії полікристалічної архітекtonіки

У даному параграфі представлені результати застосування вейвлет перетворення (розділ 2, параграф 2. , співвідношення (2.) – (2.)) сукупності мап середніх значень параметрів оптичної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$.

На серії рис. 5.11 – рис. 5.18 представлені мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліві стовпчики) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (праві стовпчики) розподілів середніх значень параметрів оптичної анізотропії $\langle OA(m, n) \rangle$ полікристалічної архітекtonіки нативних гістологічних зрізів біопсії нативного гістологічного зрізу біологічної тканини стінки матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок).

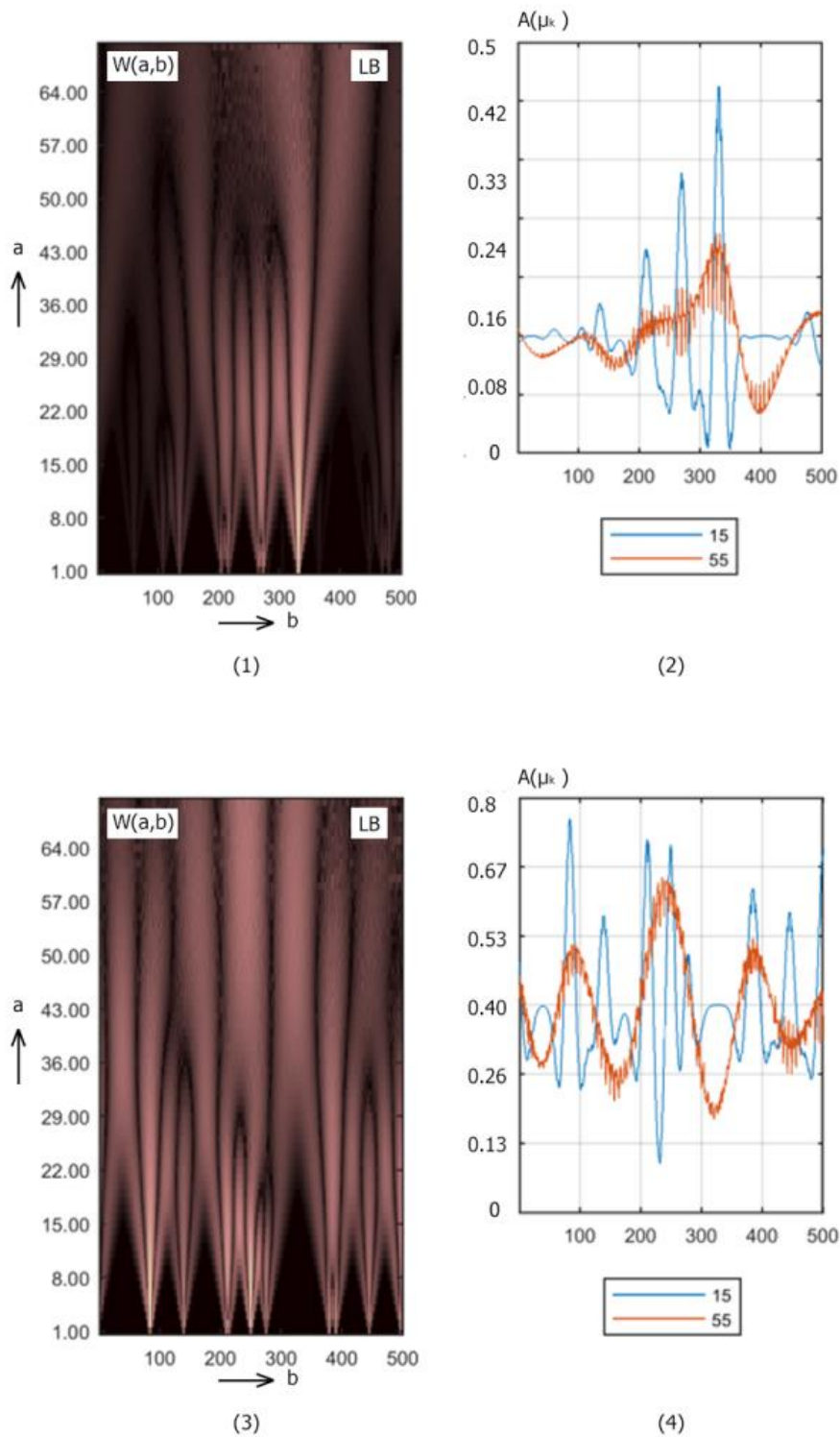


Рис. 5.9. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a,b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного двопроменезаломлення LB гістологічних зрізів біопсії матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок). Пояснення у тексті.

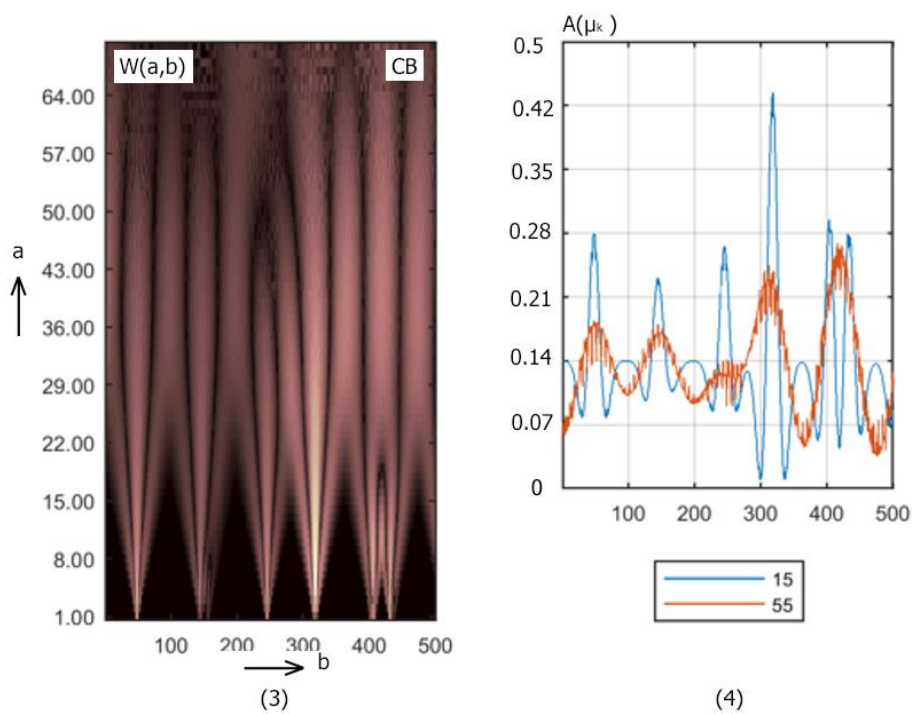
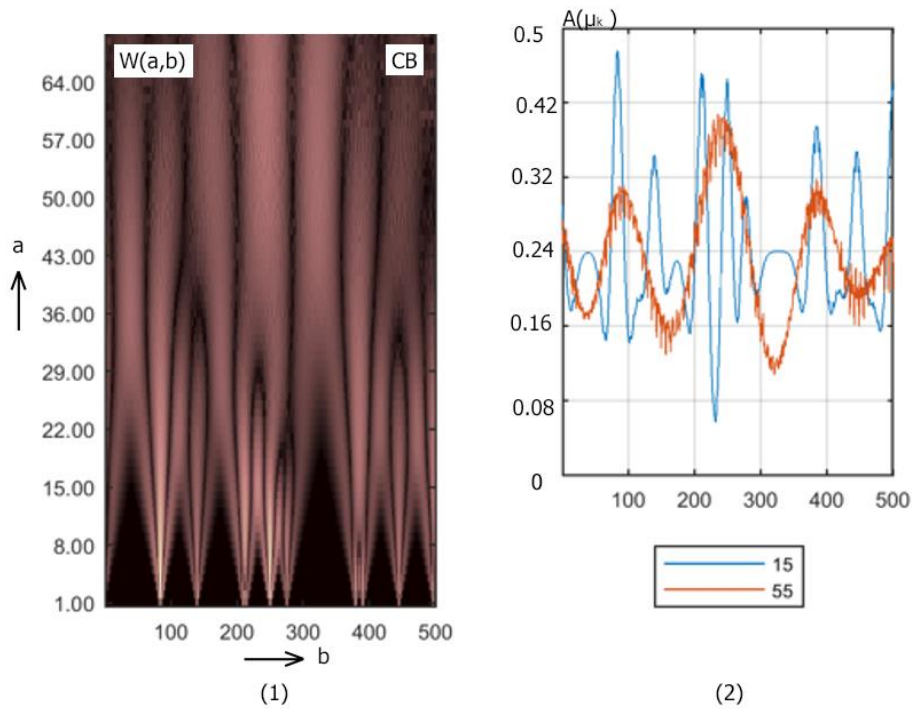


Рис. 5.10. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a,b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів циркулярного двопронезаломлення CB гістологічних хрізів біопсії матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок). Пояснення у тексті.

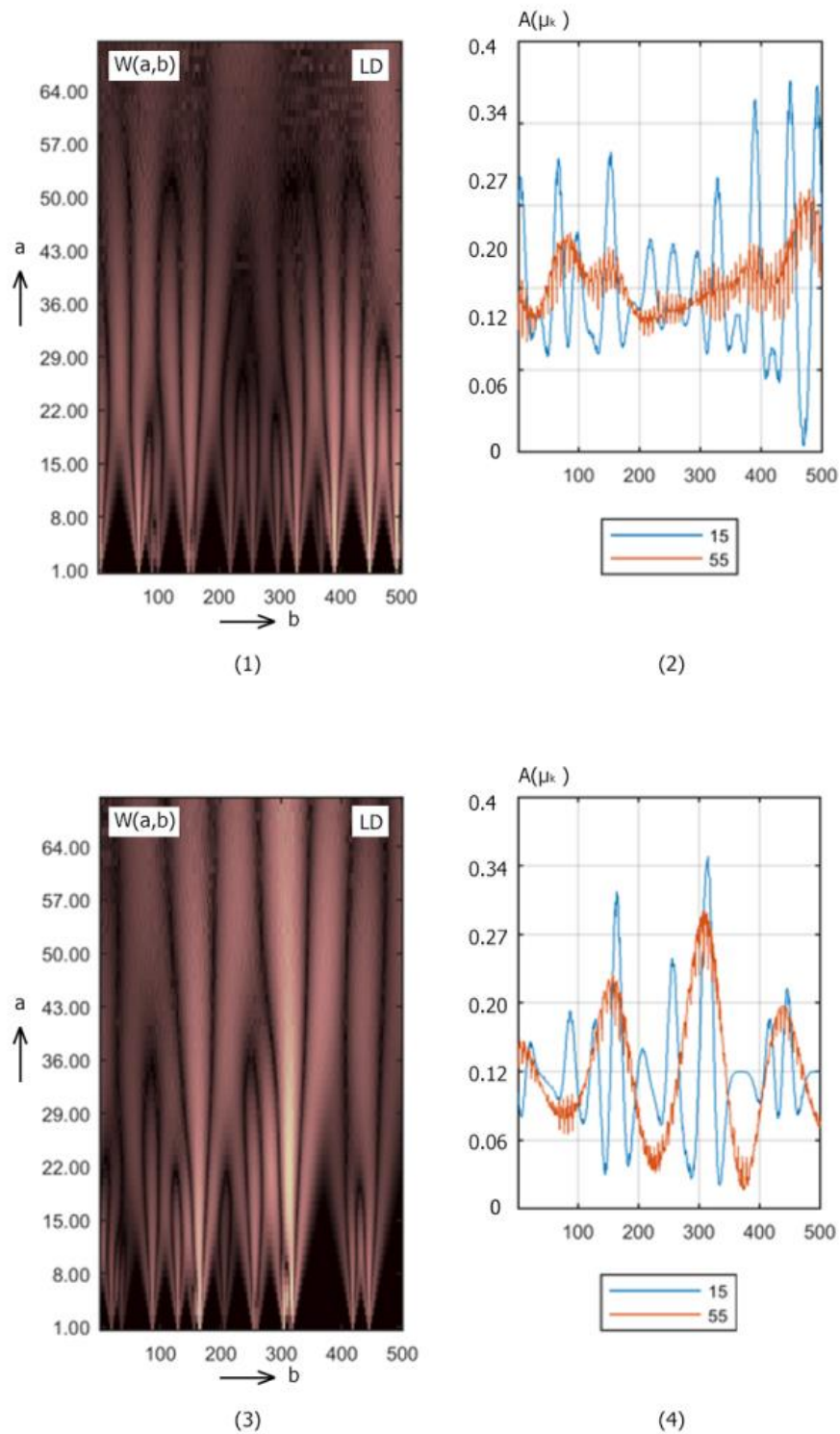


Рис. 5.11. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a,b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного дихроїзму LD гістологічних хрізів біопсії матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок). Пояснення у тексті.

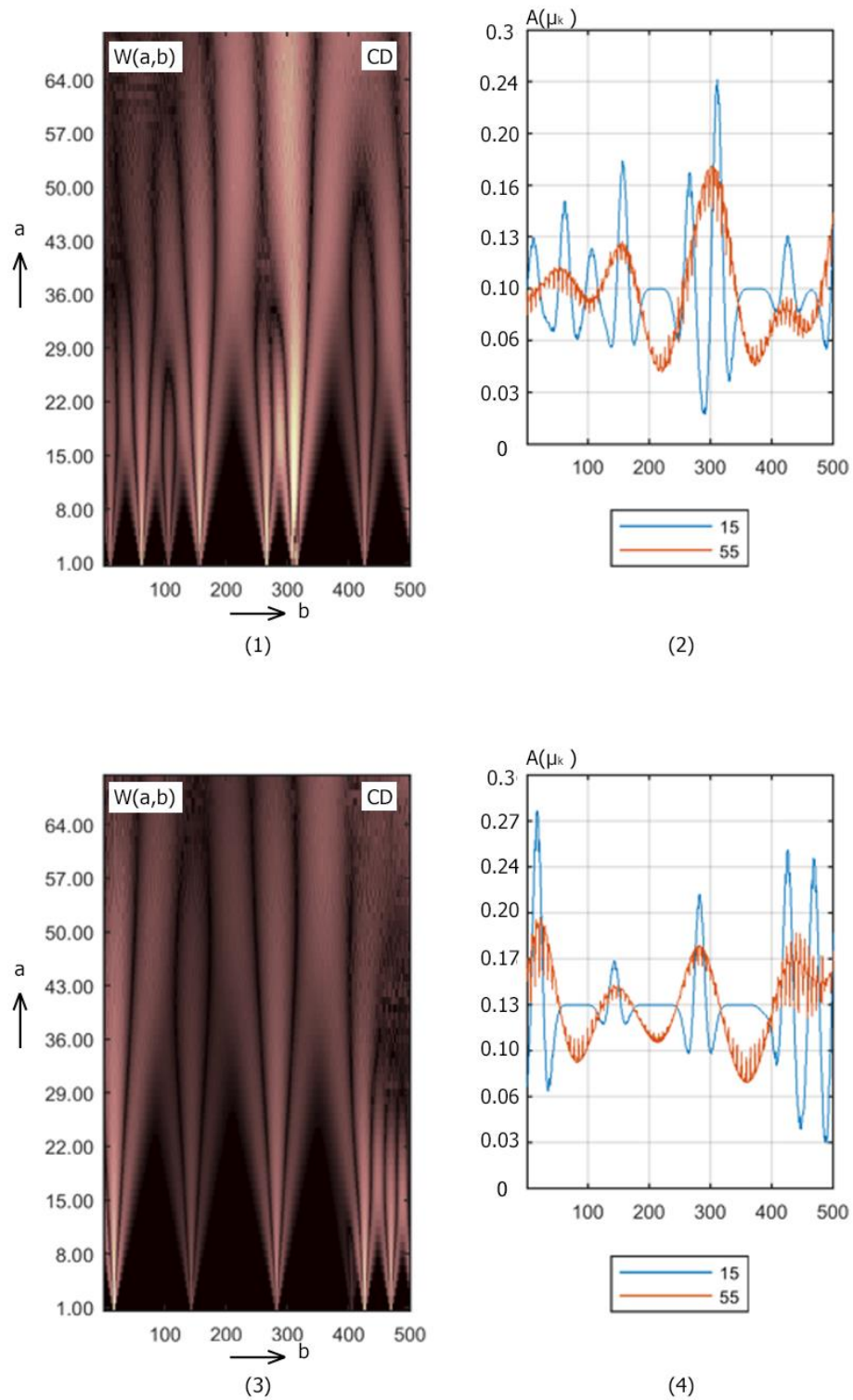


Рис. 5.12. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a,b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів циркулярного дихроїзму CD гістологічних хрізів біопсії матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок). Пояснення у тексті.

Таблиця 5.6

Статистичні параметри розподілів амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LB і циркулярного CB двопротенезаломлення гістологічних зрізів біопсії матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок)

Лінійне двопротенезаломлення LB						
a_i	$a_{min} =$		$Ac, \%$	$a_{max} =$		$Ac, \%$
Z_i	Група 1	Група 2		Група 1	Група 2	
Z_1	$0,38 \pm 0,019$	$0,56 \pm 0,031$	94,7	$0,37 \pm 0,019$	$0,48 \pm 0,027$	94,7
Z_2	$0,24 \pm 0,014$	$0,39 \pm 0,023$	94,7	$0,22 \pm 0,014$	$0,35 \pm 0,019$	94,7
Циркулярне двопротенезаломлення CB						
a_i	$a_{min} =$		$Ac, \%$	$a_{max} =$		$Ac, \%$
Z_i	Група 1	Група 2		Група 1	Група 2	
Z_1	$0,31 \pm 0,017$	$0,34 \pm 0,019$	84,2	$0,24 \pm 0,013$	$0,31 \pm 0,018$	84,2
Z_2	$0,42 \pm 0,023$	$0,47 \pm 0,025$	84,2	$0,35 \pm 0,021$	$0,43 \pm 0,027$	84,2

Таблиця 5.7

Статистичні параметри розподілів амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LD і циркулярного CD дихроїзму гістологічних зрізів біопсії матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок)

Лінійний дихроїзм LD						
a_i	$a_{min} =$		$Ac, \%$	$a_{max} =$		$Ac, \%$
Z_i	Група 1	Група 2		Група 1	Група 2	
Z_1	$0,23 \pm 0,014$	$0,27 \pm 0,016$	89,5	$0,28 \pm 0,016$	$0,36 \pm 0,021$	89,5
Z_2	$0,35 \pm 0,021$	$0,42 \pm 0,025$	94,7	$0,32 \pm 0,024$	$0,41 \pm 0,023$	94,7
Циркулярний дихроїзм CD						
a_i	$a_{min} =$		$Ac, \%$	$a_{max} =$		$Ac, \%$
Z_i	Група 1	Група 2		Група 1	Група 2	
Z_1	$0,19 \pm 0,011$	$0,23 \pm 0,012$	78,9	$0,22 \pm 0,013$	$0,27 \pm 0,015$	78,9
Z_2	$0,14 \pm 0,008$	$0,19 \pm 0,011$	78,9	$0,17 \pm 0,011$	$0,23 \pm 0,012$	78,9

Аналіз результатів вейвлет перетворення $W(a, b)$ (розділ 2, параграф 2.7.2, співвідношення (2.54) - (2.55)) сукупності інтегральних мап середніх $\langle \rangle$ значень випадкових величин лінійного і циркулярного двопротинезаломлення та дихроїзму $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$, алгоритмічно одержаних методом диференціального Мюллер-матричного картографування оптично анізотропної полікристалічної архітектури зразків нативних гістологічних зрізів біопсії нативного гістологічного зрізу біологічної тканини стінки матки з доброякісними змінами (група 1) і у передраковому стані (група 2) виявив наступне:

- Кожна мапа коефіцієнтів вейвлет-перетворення $W(a, b)$ (рис. 5.11 – рис. 5.14, фрагменти (1),(3)) координатних розподілів середніх значень параметрів фазової (рис. 5.11 – рис. 5.12, фрагменти (1),(2)) і амплітудної (рис. 5.13 – рис. 5.14, фрагменти (1),(2)) анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$ є індивідуальною для кожного фізичного механізму, а також для того чи іншого патологічного стану.
- Топографічна структура вейвлет мап $W(a, b)$ являє собою флюктуючі поверхні з різними просторовими частотами і амплітудами лінійних перерізів $A(\mu_k)$ (рис. 5.11 – рис. 5.14, фрагменти (2),(4)) для різних масштабів a вікна скануючої солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.
- Для передракових змін оптично анізотропної архітектури ендометрія характерним є збільшення абсолютних значень амплітуди вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ лінійних різномасштабних розподілів і діапазону флюктуацій їх величини, - (рис. 5.11 – рис. 5.14, фрагменти (2),(4)).
- Найбільш виразно патологічна трансформація залежностей $A(\mu_k)$ має місце для вейвлет-перетворення $W(a, b)$ мап середніх значень параметрів структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$, - (рис. 5.11, рис. 5.13, фрагменти (2),(4)).

З фізичного погляду виявлені закономірності трансформації мап коефіцієнтів вейвлет перетворення $W(a, b)$ можна пов'язати із наступними міркуваннями.

Топографічний розподіл (m, n) мап середніх значень величини лінійного

двопроменезаломлення $\langle LB(m, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle LD(m, n) \rangle$ визначається особливостями морфологічної будови сітки оптично одновісних біологічних кристалів нативних гістологічних зрізів біопсії ендометрію, яка сформована сукупністю дискретних за поперечними розмірами протеїнових фібрил.

В процесі аналітичного “порядкового” сканування таких дискретних розподілів параметрів структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$ солетоноподібною МНАТ функцією $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$ зі зміним масштабом a формуються лінійні залежності $A(\mu_k, b)$ величини амплітуд $A(\mu_k)$ вейвлет коефіцієнтів μ_k , величина яких визначається ступенем взаємної кореляції масштабу a МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$ і геометричними розмірами h локального топографічного домену “лінійного двоприменезаломлення або дихроїзму” у мапах структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle$ і $\langle LD(m, n) \rangle$.

Максимальні значення вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ формуються за умови взаємної кореляції геометричних розмірів “доменів структурної анізотропії” $h(m, n)$ та масштабів вікна a скануючої солетоноподібною МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$. У результаті для кожного масштабу a формуються осцилюючі за величиною амплітуди лінійні залежності $A(\mu_k, b)$ величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів.

У випадку виникнення передракового стану за рахунок формування новоутвореної фібрилярної сітки сполучно тканого компоненту ендометрія дискретність структури мап вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ топографічних розподілів лінійного і циркулярного двоприменезаломлення $\langle LB(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle LD(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$ зберігається практично на всіх масштабах a солетоноподібною МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$. Внаслідок цього, слід очікувати більш значну (у порівнянні з мапами оптичної анізотропії зразків з доброякісними змінами) глибину модуляції залежностей $A(\mu_k, b)$, яка статистично оцінюється дисперсією розкиду випадкових значень амплітуд вейвлет коефіцієнтів. При цьому середні значення модулів величини амплітуд вейвлет коефіцієнтів $|A(\mu_k)|$ (розділ 2,

параграф 2.7.2, співвідношення (2.54), (2.55)) різномасштабних лінійних розподілів $A(\mu_k, b)$ у межах всього координатного простору сканування b також зростають.

З іншого боку, кожна локальна фібрила нативного гістологічного зрізу біологічної тканини ендометрія сформована оптично активними молекулами протеїнів (еластин, колаген, міозин та ін.), які містять хіральні кільця і формують різномасштабні хіральні молекулярні домени $\langle CB(m, n) \rangle$ у структурованих сітках двопротенезаломлюючих фібрил. У результаті поряд з мапами лінійного двопротенезаломлення $\langle LB(m, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle LD(m, n) \rangle$ формуються топографічні розподіли циркулярного двопротенезаломлення $\langle CB(m, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle CD(m, n) \rangle$ оптично анізотропної архітектоники зразків ендометрія.

Слід зазначити, що дискретність таких координатних розподілів $\langle CB(m, n) \rangle$ і $\langle CD(m, n) \rangle$ значно менша ніж для мап структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle$; $\langle LD(m, n) \rangle$, так як вона визначається переважно концентрацією хіральних молекул, а не їх просторово-орієнтаційним розташуванням в об'ємі нативного гістологічного зрізу біологічної тканини ендометрія. Виходячи з цього стає зрозумілим менша просторова частота ($\sim 1/b$) флуктуацій амплітуд вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ на всіх масштабах a солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$, яка сканує “слабко змінні” координатні розподіли $A(\mu_k, b)$. У результаті дисперсія розкиду випадкових значень амплітуд вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ мап хіральної анізотропії $\langle CB(m, n) \rangle$ і $\langle CD(m, n) \rangle$ для передракового стану зростає значно менше за величину аналогічного статистичного параметру мап структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle$ і $\langle LD(m, n) \rangle$.

Результати статистичного аналізу (таблиця 5. - 5.) лінійних розподілів $A(\mu_k, b)$ випадкових значень амплітуди $A(\mu_k)$ вейвлет коефіцієнтів μ_k мап середніх ($\langle \rangle$) значень структурної ($\langle LB(m, n) \rangle$, $\langle LD(m, n) \rangle$) і хіральної ($\langle CB(m, n) \rangle$, $\langle CD(m, n) \rangle$) анізотропії зразків нативних гістологічних зрізів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини ендометрія продемонстрували кореляцію між експериментальними результатами і висновками

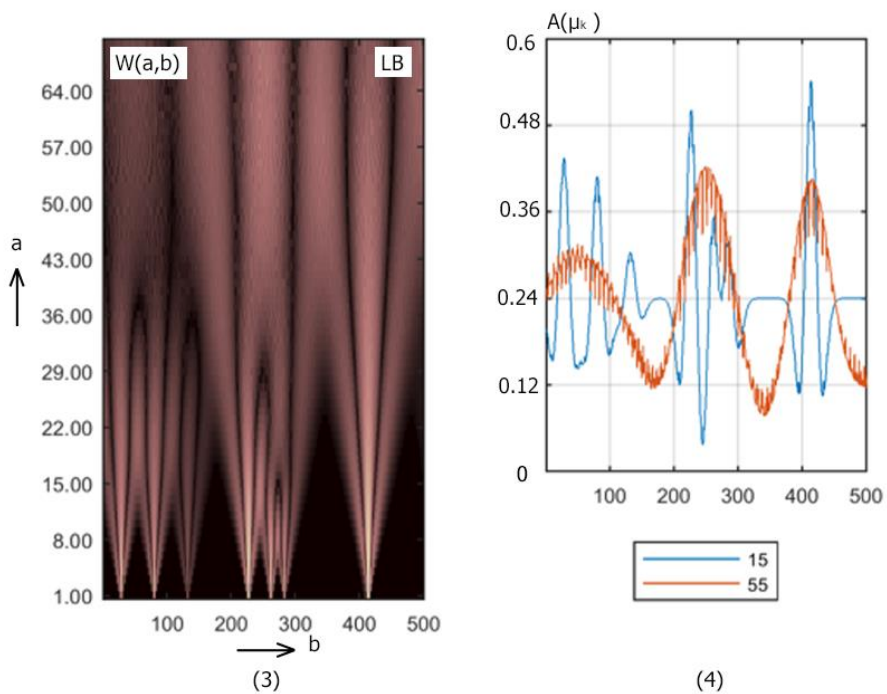
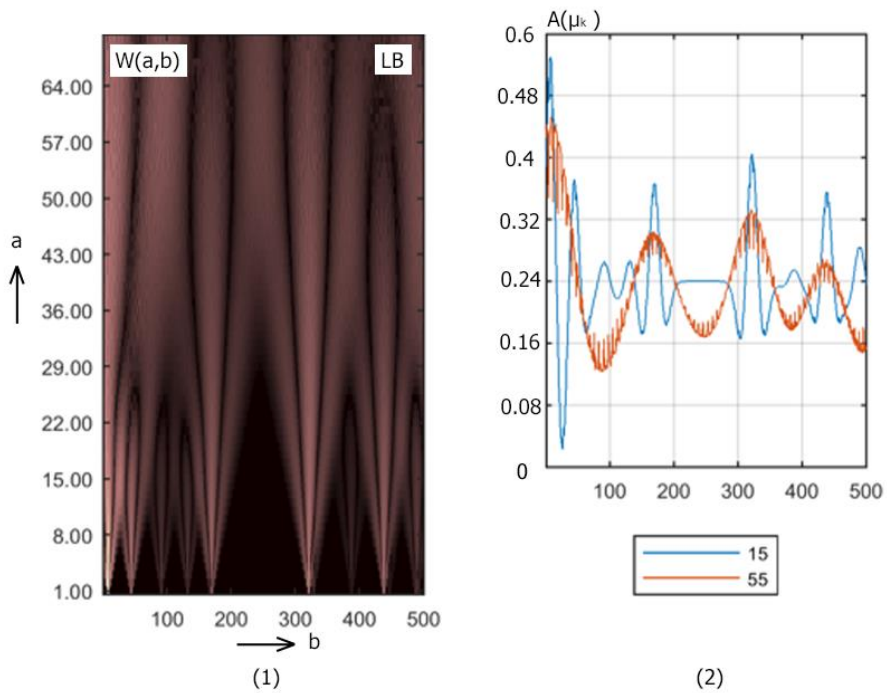
фізичного аналізу:

- Відмінність від нуля обчислених значень всіх центральних статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, які характеризують середнє $Z_1(a)$ і дисперсію $Z_2(a)$ всіх розподілів $A(\mu_k, b)$ для мап середніх значень параметрів оптичної анізотропії $\langle OA(t, n) \rangle$, які відповідають різним масштабам a скануючої вейвлет-функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.
- Для алгоритмічно відтворених топографічних мап $\langle OA(t, n) \rangle$ середніх значень лінійного і циркулярного двопронезаломлення і дихроїзму $\langle LB(t, n) \rangle, \langle LD(t, n) \rangle, \langle CB(t, n) \rangle, \langle CD(t, n) \rangle$ величини статистичних параметрів $Z_1(a)$ і $Z_2(a)$ є індивідуальними на всіх масштабах a солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.
- Статистичну перевагу фізичних механізмів структурної анізотропії $\langle LB(t, n) \rangle, \langle LD(t, n) \rangle$ фібрилярних мереж оптично одновісних біологічних кристалів над оптично активними хіральними молекулярними протеїновими комплексами $\langle CB(t, n) \rangle, \langle CD(t, n) \rangle$, - $Z_{1;2}(\langle LB(t, n) \rangle, \langle LD(t, n) \rangle) > Z_{1;2}(\langle CB(t, n) \rangle, \langle CD(t, n) \rangle)$.
- Для випадків зовнішнього генітального ендометріозу має місце збільшення значень центральних статистичних моментів 1-го $Z_1 \uparrow$ (у 1,25 – 1,41 рази) і 2-го $Z_2 \uparrow$ (у 1,33 – 1,78 рази), порядків, які характеризують середнє і дисперсію лінійних залежностей величини амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k, b)$ топографічних мап фазової і амплітудної анізотропії $\langle OA(t, n) \rangle$ на всіх масштабах a солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

Інформаційний аналіз з використанням сукупності діагностичних маркерів $Z_{1;2}(\langle OA \rangle)$ виявив наступні рівні збалансованої точності диференціації зразків ендометрія з групи 1 і групи 2:

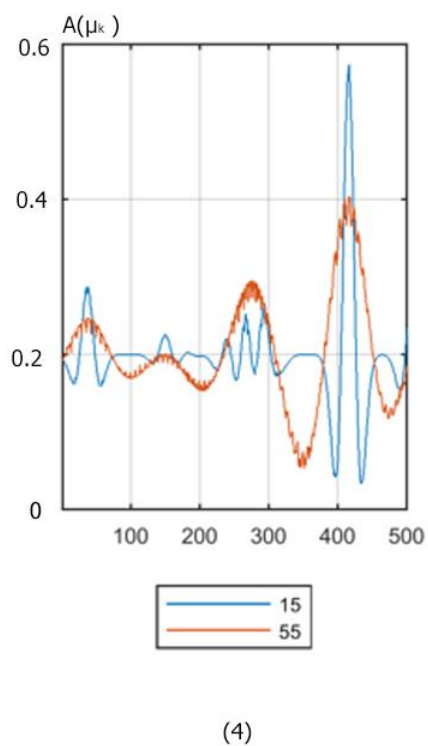
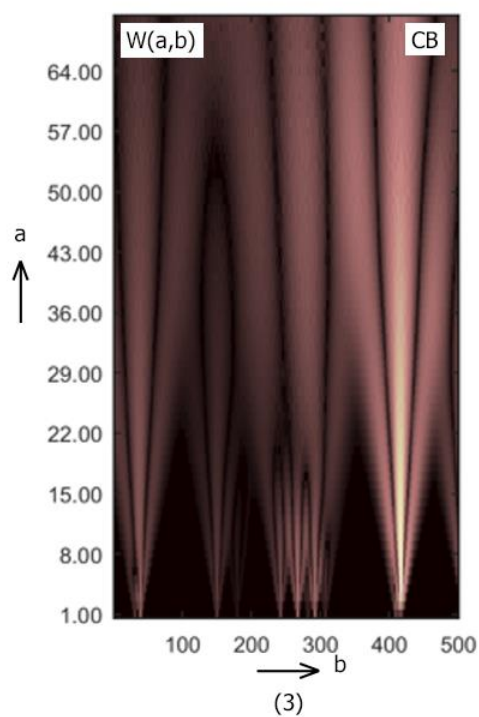
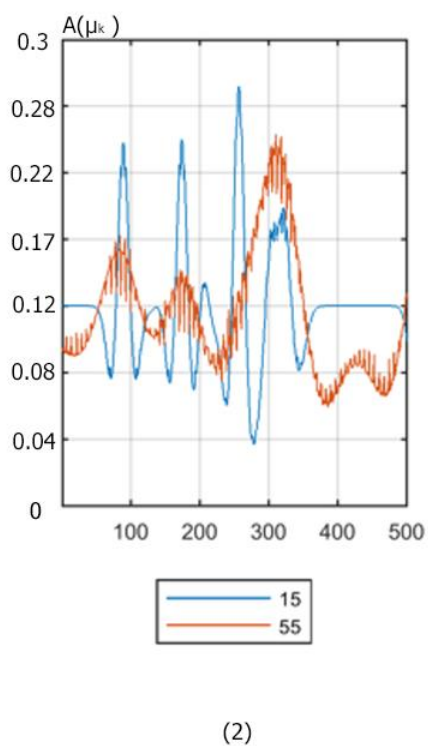
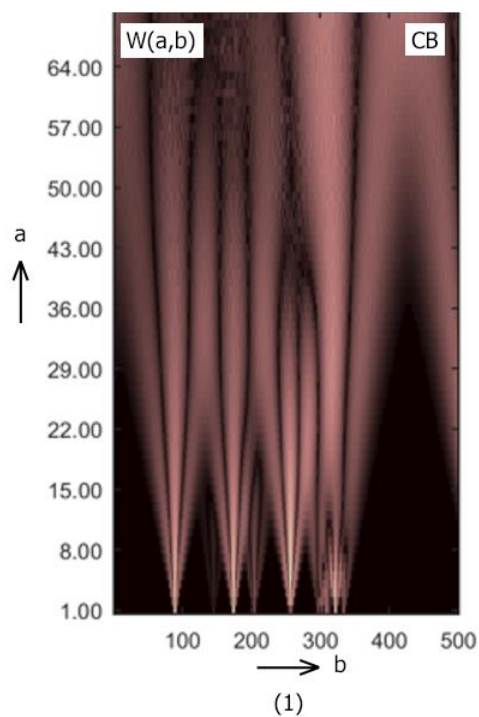
- $Ac(\langle LB(t, n) \rangle) = 94,7\%$ - відмінний рівень;
- $Ac(\langle LD(t, n) \rangle) = 89,5\%$ - дуже хороший рівень;

- $Ac(\langle CB(m,n) \rangle) = 84,2\%$ - хороший рівень;
- $Ac(\langle CD(m,n) \rangle) = 78,9\%$ - задовільний рівень.

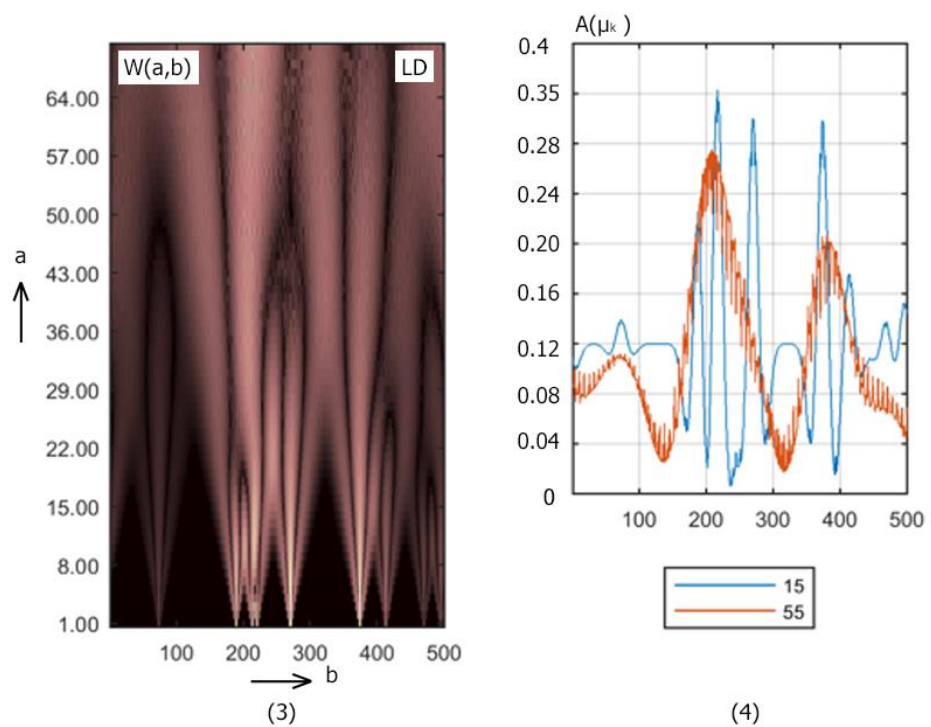
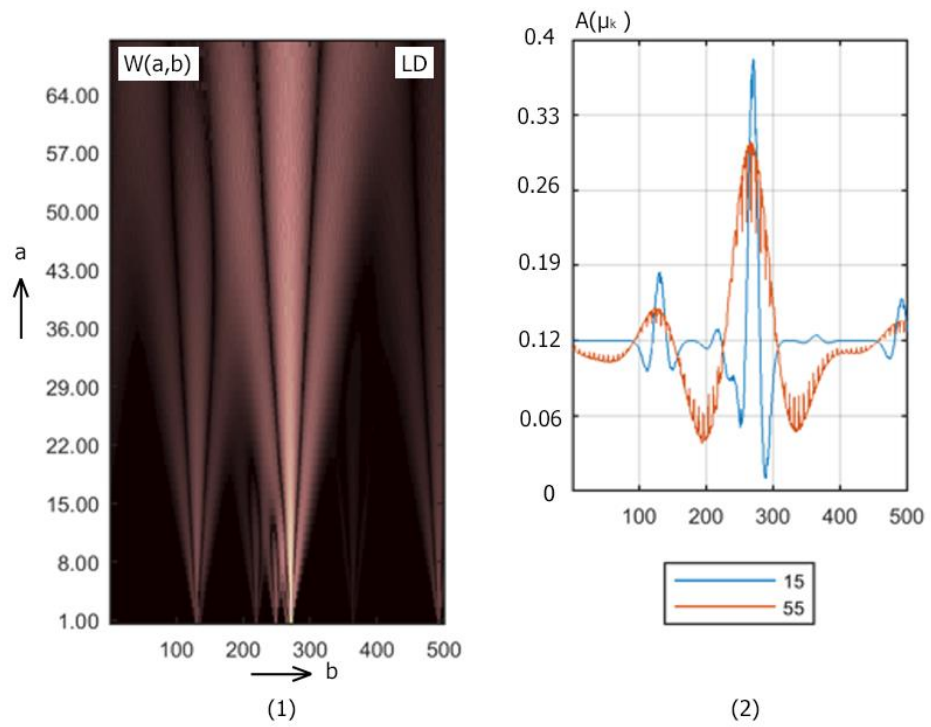


- Рис. 5.13. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a,b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного

двопроменезаломлення LB гістологічних хрізів біопсії матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок) – фазовий переріз $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті.

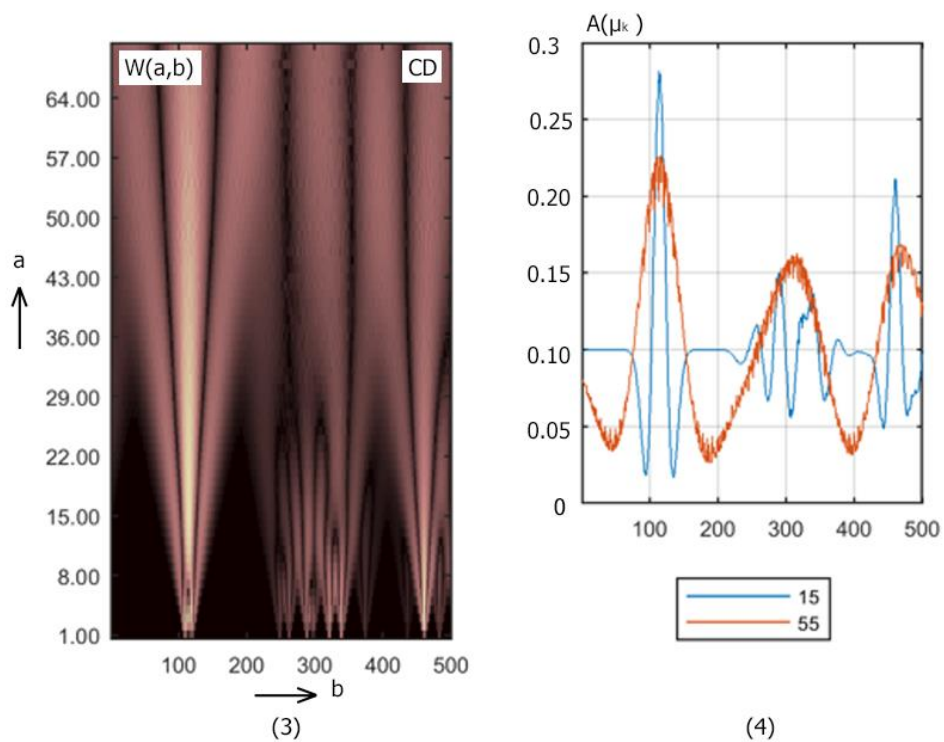
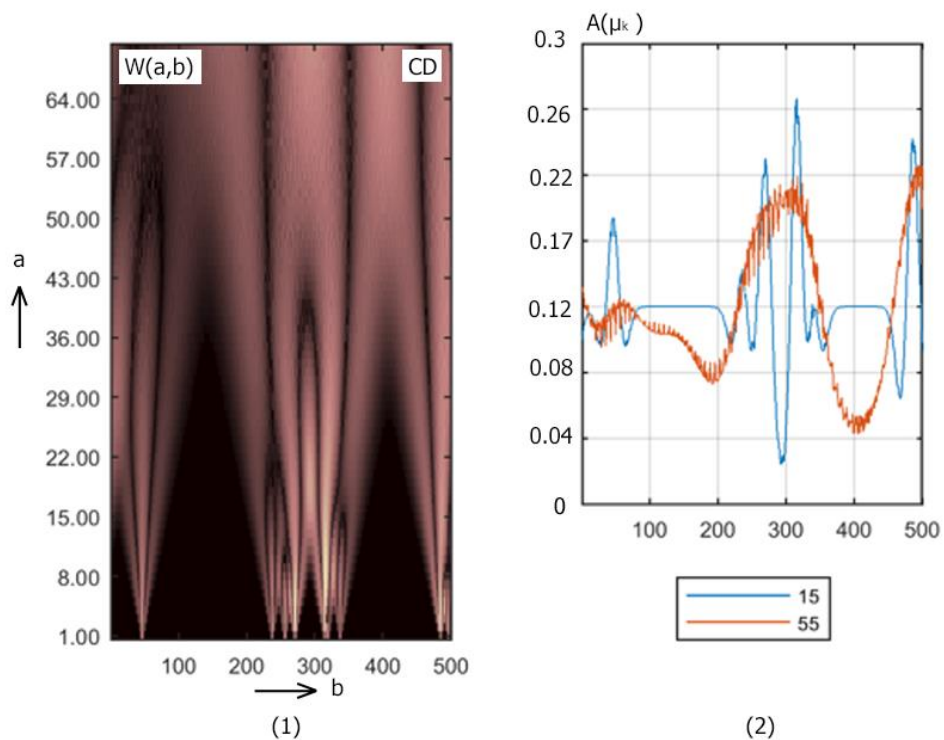


- Рис. 5.14. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів циркулярного двопроменезаломлення CB гістологічних хрізів біопсії матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок) – фазовий переріз $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті.



- Рис. 5.15. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a,b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного дихроїзму LD гістологічних хрізів біопсії матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок) –

фазовий переріз $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті.



- Рис. 5.16. Мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a,b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів циркулярного дихроїзму CD

гістологічних зрізів біопсії матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок) – фазовий переріз $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті.

Таблиця 5.8

Статистичні параметри розподілів амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LB і циркулярного CB двопротенезаломлення гістологічних зрізів біопсії матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок) – фазовий переріз $\theta = \pi/8$

Лінійне двопротенезаломлення LB						
a_i	$a_{min} =$		$Ac, \%$	$a_{max} =$		$Ac, \%$
Z_i	Група 1	Група 2		Група 1	Група 2	
Z_1	$0,29 \pm 0,016$	$0,41 \pm 0,021$	100	$0,31 \pm 0,019$	$0,45 \pm 0,024$	100
Z_2	$0,15 \pm 0,007$	$0,29 \pm 0,035$	100	$0,19 \pm 0,012$	$0,31 \pm 0,019$	100
Циркулярне двопротенезаломлення CB						
a_i	$a_{min} =$		$Ac, \%$	$a_{max} =$		$Ac, \%$
Z_i	Група 1	Група 2		Група 1	Група 2	
Z_1	$0,16 \pm 0,009$	$0,19 \pm 0,011$	89,5	$0,25 \pm 0,013$	$0,32 \pm 0,018$	89,5
Z_2	$0,12 \pm 0,007$	$0,14 \pm 0,008$	89,5	$0,19 \pm 0,011$	$0,26 \pm 0,016$	89,5

Таблиця 5.9

Статистичні параметри розподілів амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ розподілів лінійного LD і циркулярного CD дихроїзму гістологічних зрізів біопсії матки з групи 1 (верхній рядок) і групи 2 (нижній рядок) – фазовий переріз $\theta = \pi/8$

Лінійний дихроїзм LD						
a_i	$a_{min} =$		$Ac, \%$	$a_{max} =$		$Ac, \%$
Z_i	Група 1	Група 2		Група 1	Група 2	
Z_1	$0,21 \pm 0,011$	$0,32 \pm 0,021$	94,7	$0,28 \pm 0,015$	$0,35 \pm 0,016$	89,5
Z_2	$0,12 \pm 0,007$	$0,16 \pm 0,009$	94,7	$0,21 \pm 0,012$	$0,26 \pm 0,014$	94,7
Циркулярний дихроїзм CD						
a_i	$a_{min} =$		$Ac, \%$	$a_{max} =$		$Ac, \%$
Z_i	Група 1	Група 2		Група 1	Група 2	

Z_1	$0,13 \pm 0,007$	$0,15 \pm 0,008$	84,2	$0,18 \pm 0,011$	$0,23 \pm 0,014$	84,2
Z_2	$0,09 \pm 0,006$	$0,12 \pm 0,007$	84,2	$0,11 \pm 0,006$	$0,14 \pm 0,007$	89,5

Аналіз результатів вейвлет перетворення $W(a, b)$ (розділ 2, параграф 2.7.2, співвідношення (2.54) - (2.55)) сукупності пошарових ($\theta = \pi/8$) мап середніх значень випадкових величин параметрів фізичних механізмів лінійного і циркулярного двопротинезаломлення та дихроїзму $\langle LB(t, n) \rangle, \langle LD(t, n) \rangle, \langle CB(t, n) \rangle, \langle CD(t, n) \rangle$, алгоритмічно одержаних методом фазового сканування поляризаційно-інтерференційно відтворених розподілів парціальних елементів $\langle a_{ik} \rangle$ диференціальної матриці 1-го порядку $\langle A \rangle$ (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.27)) оптично анізотропної полікристалічної архітектури зразків нативних гістологічних зрізів біопсії нативного гістологічного зрізу біологічної тканини стінки матки з доброякісними змінами (група 1) і у передраковому стані (група 2) виявив наступне:

- Як і у випадку інтегрального картографування кожна мапа коефіцієнтів вейвлет-перетворення $W(a, b)$ (рис. 5.15 – рис. 5.18, фрагменти (1),(3)) координатних розподілів середніх значень параметрів фазової (рис. 5.15, рис. 5.16, фрагменти (1),(2)) і амплітудної (рис. 5.17 – рис. 5.18, фрагменти (1),(2)) анізотропії $\langle LB(t, n) \rangle, \langle LD(t, n) \rangle, \langle CB(t, n) \rangle, \langle CD(t, n) \rangle$ є індивідуальною для кожного фізичного механізму, а також для того чи іншого патологічного стану.
- Топографічна структура вейвлет мап $W(a, b)$ являє собою більш виразно флюктууючі поверхні з різними просторовими частотами і амплітудами лінійних перерізів $A(\mu_k)$ (рис. 5.15 – рис. 5.18, фрагменти (2),(4)) для різних масштабів a вікна скануючої солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.
- Для передракових змін оптично анізотропної архітектури ендометрія характерним є ще збільшення абсолютних значень амплітуди вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ лінійних різномасштабних розподілів і діапазону флюктуацій їх величини, - (рис. 5.15 – рис. 5.18, фрагменти (2),(4)).
- Найбільш виразно патологічна трансформація залежностей $A(\mu_k)$ має місце

для вейвлет-перетворення $W(a, b)$ мап середніх значень параметрів структурної анізотропії $\langle LB(t, n) \rangle, \langle LD(t, n) \rangle$, - (рис. 5.15, рис. 5.17, фрагменти (2),(4)).

З фізичного погляду виявлені закономірності трансформації мап коефіцієнтів вейвлет перетворення $W(a, b)$ можна пов'язати із наступними міркуваннями.

Пошаровий топографічний розподіл (t, n) мап середніх значень величини лінійного двопротоменезаломлення $\langle LB(t, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle LD(t, n) \rangle$ являє собою реалізацію певної структури сітки оптично одновісних біологічних кристалів нативних гістологічних зрізів біопсії ендометрію, яка сформована сукупністю дискретних за поперечними розмірами протеїнових фібрил. В процесі аналітичного “порядкового” сканування таких дискретних розподілів параметрів структурної анізотропії $\langle LB(t, n) \rangle, \langle LD(t, n) \rangle$ солетоноподібною МНАТ функцією $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$ зі зміним масштабом a також формуються лінійні залежності $A(\mu_k, b)$ величини амплітуд $A(\mu_k)$ вейвлет коефіцієнтів μ_k .

У випадку виникнення передракового стану за рахунок формування новоутвореної фібрилярної сітки сполучно тканого компоненту у оптично-тонкому (площинному) шарі ендометрія дискретність структури мап вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ топографічних розподілів лінійного і циркулярного двопротоменезаломлення $\langle LB(t, n) \rangle, \langle CB(t, n) \rangle$ і дихроїзму $\langle LD(t, n) \rangle, \langle CD(t, n) \rangle$ зберігається практично на всіх масштабах a солетоноподібною МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$. Внаслідок цього, слід очікувати більш значну (у порівнянні з мапами оптичної анізотропії зразків з доброякісними змінами) глибину модуляції залежностей $A(\mu_k, b)$, яка статистично оцінюється дисперсією розкиду випадкових значень амплітуд вейвлет коефіцієнтів.

Результати статистичного аналізу (таблиця 5.8 - 5.9) лінійних розподілів $A(\mu_k, b)$ випадкових значень амплітуди $A(\mu_k)$ вейвлет коефіцієнтів μ_k пошарових (θ) мап середніх $(\langle \rangle)$ значень структурної $(\langle LB(t, n) \rangle, \langle LD(t, n) \rangle)$ і хіральної $(\langle CB(t, n) \rangle, \langle CD(t, n) \rangle)$ анізотропії зразків нативних гістологічних зрізів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини ендометрія

продemonстрували кореляцію між експериментальними результатами і висновками фізичного аналізу:

- Для алгоритмічно відтворених пошарових топографічних мап $\langle OA(m, n) \rangle$ середніх значень лінійного і циркулярного двопротинезаломлення і дитроїзму $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$ величини статистичних параметрів $Z_1(a)$ і $Z_2(a)$ є індивідуальними на всіх масштабах a солетонотодібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.
- Статистичну перевагу фізичних механізмів структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$ фібрилярних мереж оптично одновісних біологічних кристалів над оптично активними хіральними молекулярними протеїновими комплексами $\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$, - $Z_{1;2}(\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle) > Z_{1;2}(\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle)$.
- Для випадків зовнішнього генітального ендометріозу має місце значне збільшення значень центральних статистичних моментів 1-го $Z_1 \uparrow$ (у 1,38 – 1,51 рази) і 2-го $Z_2 \uparrow$ (у 1,42 – 1,98 рази), порядків, які характеризують середнє і дисперсію лінійних залежностей величини амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k, b)$ топографічних мап фазової і амплітудної анізотропії $\langle OA(m, n) \rangle$ на всіх масштабах a солетонотодібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

Інформаційний аналіз з використанням сукупності діагностичних маркерів $Z_{1;2}(\langle OA \rangle)$ виявив наступні рівні збалансованої точності диференціації зразків ендометрія з групи 1 і групи 2:

- $Ac(\langle LB(m, n) \rangle) = 100\%$ - відмінний рівень;
- $Ac(\langle LD(m, n) \rangle) = 94,7\%$ - відмінний рівень;
- $Ac(\langle CB(m, n) \rangle) = 89,5\%$ - дуже хороший рівень;
- $Ac(\langle CD(m, n) \rangle) = 84,2\%$ - хороший рівень.

5.3. Висновки до розділу 5

1. Представлені матеріали експериментальних результатів та фізичного обґрунтування діагностичного застосування методу поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування оптично анізотропної архітекtonіки шарів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини репродуктивної сфери жінки – гістологічних зрізів біопсії матки.

2. Розглянуто ефективність та визначена точність диференціальної діагностики доброякісних і передракових станів тканини ендометрія з використанням статистичного аналізу алгоритмічно відтворених мап середніх значень параметрів лінійного і циркулярного двопротинезаломлення і дихроїзму оптично анізотропної архітекtonіки репрезентативних вибірок зразків нативних гістологічних зрізів стінки матки.

3. Установлено кореляцію експериментальних даних методу поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування зразків нативних гістологічних зрізів ендометрія обох типів і фізичного обґрунтування поляризаційних проявів патологічних станів оптично анізотропної полікристалічної архітекtonіки:

- центральні статистичні моменти 1-го – 2-го порядку ($Z_{i=1;2}$), які характеризують середнє і дисперсію координатних розподілів середніх значень параметрів структурної анізотропії $\langle LB(m,n) \rangle, \langle LD(m,n) \rangle$ зразків ендометрію у передраковому стані зростають у межах від 1,28 до 1,38 разів;
- протилежна тенденція спостерігається для центральних статистичних моментів 3-го і 4-го порядків ($Z_{i=3;4}$), які характеризують асиметрію і ексцес координатних розподілів середніх значень параметрів структурної анізотропії $\langle LB(m,n) \rangle, \langle LD(m,n) \rangle$ зразків ендометрію у передраковому стані – має місце зменшення середньостатистичних величин у межах від 1,47 до 1,55 разів;
- найбільш чутливим до патологічних передракових змін оптично анізотропної

хіральної складової архітектоніки нативних гістологічних зрізів ендометрія виявився центральний статистичний момент 4-го порядку ($Z_{i=4}$), який характеризує гостроту піку сукупності координатних розподілів середніх значень параметрів циркулярного двопротомнезаломення і дихроїзму ($\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$) – його величина якого зростає до 1,34 разів.

4. У рамках інформаційного аналізу діагностичних можливостей поляризаційно-інтерференційного пошарового диференціального Мюллер-матричного картографування встановлено наступні максимальні рівні збалансованої точності детектування передракових станів ендометрія:

- хороший ($Ac(\langle LB \rangle) = \%$) і дуже хороший ($Ac(\langle LB, \theta = \pi/8 \rangle) = 94,7\%$) рівні;
- задовільний ($Ac(\langle LD \rangle) = \%$) і хороший ($Ac(\langle LD, \theta = \pi/8 \rangle) = 89,5\%$) рівні;
- задовільний ($Ac(\langle CB \rangle) = 78,9\%$; $Ac(\langle CB, \theta = \pi/8 \rangle) = 84,5\%$) рівень;
- незадовільний ($Ac(\langle CD \rangle) = 73,7\%$; $Ac(\langle CD, \theta = \pi/8 \rangle) = 78,9\%$) рівень.

4. Результати статистичного аналізу (таблиця 5.8 - 5.9) лінійних розподілів $A(\mu_k, b)$ випадкових значень амплітуди $A(\mu_k)$ вейвлет коефіцієнтів μ_k пошарових (θ) мап середніх ($\langle \rangle$) значень структурної ($\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$) і хіральної ($\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$) анізотропії зразків нативних гістологічних зрізів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини ендометрія продемонстрували кореляцію між експериментальними результатами і висновками фізичного аналізу:

- Для алгоритмічно відтворених пошарових топографічних мап $\langle OA(m, n) \rangle$ середніх значень лінійного і циркулярного двопротомнезаломення і дихроїзму $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle, \langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$ величини статистичних параметрів $Z_1(a)$ і $Z_2(a)$ є індивідуальними на всіх масштабах a солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.
- Статистичну перевагу фізичних механізмів структурної анізотропії

$\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$ фібрилярних мереж оптично одновісних біологічних кристалів над оптично активними хіральними молекулярними протеїновими комплексами $\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$, - $Z_{1;2}(\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle) > Z_{1;2}(\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle)$.

- Для випадків зовнішньо генітального ендометріозу має місце значне збільшення значень центральних статистичних моментів 1-го $Z_1 \uparrow$ (у 1,38 – 1,51 рази) і 2-го $Z_2 \uparrow$ (у 1,42 – 1,98 рази), порядків, які характеризують середнє і дисперсію лінійних залежностей величини амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k, b)$ топографічних мап фазової і амплітудної анізотропії $\langle OA(m, n) \rangle$ на всіх масштабах a солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

5. Інформаційний аналіз з використанням сукупності діагностичних маркерів $Z_{1;2}(\langle OA \rangle)$ виявив наступні рівні збалансованої точності диференціації зразків ендометрія з групи 1 і групи 2:

- $Ac(\langle LB(m, n) \rangle) = 100\%$ - відмінний рівень;
- $Ac(\langle LD(m, n) \rangle) = 94,7\%$ - відмінний рівень;
- $Ac(\langle CB(m, n) \rangle) = 89,5\%$ - дуже хороший рівень;
- $Ac(\langle CD(m, n) \rangle) = 84,2\%$ - хороший рівень.

ВИСНОВОК

1. Запропоновано новий підхід, щодо: модельного Мюллер-матричного описання сукупності фізичних механізмів лінійного і циркулярного двопротинезаломлення і дихроїзму; шляхом застосування диференціального матричного представлення поляризаційної і деполіризаційної складових матриці Мюллера оптично анізотропної архітектоники шару м'якої матерії.

2. Визначено аналітичні алгоритми реконструкції координатних розподілів середніх значень і флуктуацій величини параметрів фазової та амплітудної анізотропії полікристалічної архітектоники біологічних тканин за відтвореними поляризаційно-інтерференційними мапами парціальних елементів диференціальних матриць 1-го і 2-го порядків.

3. На основі розробленої моделі диференціального Мюллер-матричного розкладу визначена сукупність нових статистичних і вейвлет фізичних взаємозв'язків між структурними (фібрилярна тканина нирки і паренхіматозна легенева тканина) і патологічними (доброякісна кіста яєчника і передраковий ендометріоз) морфологічними трансформаціями і статистичними моментами 1-4-го порядків, що характеризують зміни поляризаційно-інтерференційно відтворених пошарових розподілів парціальних елементів диференціальних матриць 1-го і 2-го порядків і залежностей амплітуд вейвлет коефіцієнтів таких мап для різних масштабів МНАТ функції.

4. Статистичний аналіз мап парціальних елементів диференціальних матриць 1-го ($\langle a_{ik}(\varepsilon, m, n) \rangle$) порядку гістологічних зрізів фібрилярної і паренхіматозної біологічних тканин виявив наступні фізичні сценарії

- по мірі фазового досягнення умов оптично тонкого недеполіризуєчого шару (від $\theta = \pi/4$ до $\theta = \pi/8$) поляризаційні прояви структурної анізотропії $\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle$ і $\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle$ стають співрозмірними з розподілами

параметрів хіральної анізотропії - $Z_{1;2}(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle, \langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle) \approx Z_{1;2}(\langle a_{23;32}(CB) \rangle, \langle a_{14;41}(CD) \rangle)$;

- основні відмінності між поляризаційними проявами оптичної анізотропії різних фазових шарів архітектонічних мереж спостерігаються для статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію і ексцес розподілів матричних параметрів структурної анізотропії $\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle$ і $\langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle$, - $Z_{3;4}(\langle a_{24;42;34;43}(LB) \rangle, \langle a_{12;21;13;31}(LD) \rangle) < Z_{3;4}(\langle a_{23;32}(CB) \rangle, \langle a_{14;41}(CD) \rangle)$.

5. У рамках вейвлет аналізу алгоритмічно відтворених методом поляризаційно-інтерференційного диференціального Мюллер-матричного картографування мап середніх значень лінійного і циркулярного двопротенезаломлення та дихроїзму полікристалічної фібрилярної і паренхіматозної архітектоніки нативних гістологічних зрізів нативного гістологічного зрізу біологічної тканини нирки і легеневої тканини визначено відмінність від нуля обчислених значень всіх центральних статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, які характеризують середнє $Z_1(a)$ і дисперсію $Z_2(a)$ всіх розподілів $A(\mu_k, b)$ для мап середніх значень параметрів оптичної анізотропії $\langle OA(m, n) \rangle$, які відповідають різним масштабам a скануючої вейвлет-функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$.

6. Для фібрилярної архітектоніки нативного гістологічного зрізу біологічної тканини нирки уставлено статистичну перевагу фізичних механізмів структурної анізотропії $\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle$ фібрилярних мереж оптично одновісних біологічних кристалів над оптично активними хіральними молекулярними протеїновими комплексами $\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle$, - $Z_{1;2}(\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle) > Z_{1;2}(\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle)$.

7. Для оптично анізотропної паренхіми нативного гістологічного зрізу біологічної тканини легеневої тканини переважними механізмами оптичної анізотропії є циркулярне двопротенезаломлення і дихроїзм хіральних

молекулярних протеїнових комплексів - $Z_{1;2}(\langle CB(m, n) \rangle, \langle CD(m, n) \rangle) > Z_{1;2}(\langle LB(m, n) \rangle, \langle LD(m, n) \rangle)$.

8. Установлено, що з ростом ($\uparrow$) масштабу вікна $a \uparrow$ скануючої солетоноподібної МНАТ функції $M\left(\frac{x-b}{a}\right)$ збільшуються значеннями центрального статистичного моменту 1-го порядку $Z_1 \uparrow$, який характеризує середнє лінійних залежностей величини амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k, b)$ топографічних мап всіх видів фазової і амплітудної анізотропії $\langle OA(m, n) \rangle$. Зворотна тенденція (для $a \uparrow$) має місце для зміни ($\downarrow$) величини центрального статистичного моменту 2-го порядку $Z_2(A(\mu_k, b)) \downarrow$.

9. Розглянуто ефективність та визначена точність диференціальної діагностики доброякісних і передракових станів тканини ендометрія з використанням статистичного аналізу алгоритмічно відтворених мап середніх значень параметрів лінійного і циркулярного двопроменезаломлення і дихроїзму оптично анізотропної архітектоніки репрезентативних вибірок зразків нативних гістологічних зрізів стінки матки:

- $Ac(\langle LB(m, n) \rangle) = 100\%$ - відмінний рівень;
- $Ac(\langle LD(m, n) \rangle) = 94,7\%$ - відмінний рівень;
- $Ac(\langle CB(m, n) \rangle) = 89,5\%$ - дуже хороший рівень;
- $Ac(\langle CD(m, n) \rangle) = 84,2\%$ - хороший рівень.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. He H. H. et al. Mueller matrix polarimetry – an emerging new tool for characterizing the microstructural feature of complex biological specimen. *J. Lightwave Technol.* 2019. Vol. 37. P. 2534–2548.
2. Tuan Vo-Dinh. *Biomedical Photonics Handbook*. Boca Raton : CRC Press, 2014. 850 p.
3. Boas D. A., Pitris C., Ramanujam N. *Handbook of Biomedical Optics*. Boca Raton : CRC Press, 2011. 831 p.
4. Wang L. V., Wu H.-I. *Biomedical Optics: Principles and Imaging*. Hoboken : John Wiley & Sons, 2009. 362 p.
5. Ushenko A. G., Pishak V. P. *Laser Polarimetry of Biological Tissues: Principles and Applications*. In: Tuchin V. V. (Ed.). *Handbook of Coherent Domain Optical Methods*. New York : Springer US, 2004. P. 93–138.
6. Ghosh N. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook. *J. Biomed. Opt.* 2011. Vol. 16. P. 110801.
7. Jacques S. L. Polarized light imaging of biological tissues. In: Boas D., Pitris C., Ramanujam N. (Eds.). *Handbook of Biomedical Optics*. Boca Raton : CRC Press, 2011. P. 649–669.
8. Layden D., Ghosh N., Vitkin I. A. Quantitative polarimetry for tissue characterization and diagnosis. In: Wang R. K., Tuchin V. V. (Eds.). *Advanced Biophotonics: Tissue Optical Sectioning*. Boca Raton : CRC Press, 2013. P. 73–108.
9. Vitkin A., Ghosh N., de Martino A. Tissue Polarimetry. In: Andrews D. L. (Ed.). *Photonics: Scientific Foundations, Technology and Applications*. Hoboken : John Wiley & Sons, 2015. P. 239–321.

10. Bai X., Liang Z., Zhu Z. et al. Polarization-based underwater geolocalization with deep learning. *eLight*. 2023. Vol. 3. P. 15.
11. Ma H., He H., Ramella-Roman J. C. Mueller matrix microscopy. In: Ramella-Roman J. C., Novikova T. (Eds.). *Polarized Light in Biomedical Imaging and Sensing*. Cham : Springer, 2023. P. 281–321.
12. Ghosh N., Vitkin I. A. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook. *J. Biomed. Opt.* 2011. Vol. 16. P. 110801.
13. K U S., Mahato K. K., Mazumder N. Polarization-resolved Stokes-Mueller imaging: a review of technology and applications. *Lasers Med. Sci.* 2019. Vol. 34, No. 7. P. 1283–1293. DOI: 10.1007/s10103-019-02752-1.
14. Qi J., Elson D. S. Mueller polarimetric imaging for surgical and diagnostic applications: a review. *J. Biophotonics*. 2017. Vol. 10, No. 8. P. 950–982. DOI: 10.1002/jbio.201600152.
15. Chue-Sang J., Gonzalez M., Pierre A. et al. Optical phantoms for biomedical polarimetry: a review. *J. Biomed. Opt.* 2019. Vol. 24, No. 3. P. 1–12. DOI: 10.1117/1.JBO.24.3.030901.
16. He C., He H., Chang J. et al. Polarisation optics for biomedical and clinical applications: a review. *Light Sci. Appl.* 2021. Vol. 10, No. 1. P. 194. DOI: 10.1038/s41377-021-00639-x.
17. Ma H., He H., Ramella-Roman J. C. Mueller matrix microscopy. In: Ramella-Roman J. C., Novikova T. (Eds.). *Polarized Light in Biomedical Imaging and Sensing*. Cham : Springer, 2023. P. 281–321.
18. He H. H. et al. Mueller matrix polarimetry – an emerging new tool for characterizing the microstructural feature of complex biological specimen. *J. Lightwave Technol.* 2019. Vol. 37. P. 2534–2548.
19. Oldenbourg R. A new view on polarization microscopy. *Nature*. 1996. Vol. 381. P. 811–812.

20. Gurjar R. S. et al. Imaging human epithelial properties with polarized light scattering spectroscopy. *Nat. Med.* 2001. Vol. 7. P. 1245–1248.
21. Ramella-Roman J. C., Saytashev I., Piccini M. A review of polarization-based imaging technologies for clinical and preclinical applications. *J. Opt.* 2020. Vol. 22. P. 123001.
22. Khaliq A., Ashraf S., Gul B., Ahmad I. Comparative study of 3×3 Mueller matrix transformation and polar decomposition. *Opt. Commun.* 2021. Vol. 485. P. 126756. DOI: 10.1016/j.optcom.2021.126756
23. Fujiwara H. *Spectroscopic Ellipsometry: Principles and Applications*. Hoboken : John Wiley & Sons, 2007. 480 p.
24. Mendoza-Galván A. et al. Mueller matrix spectroscopic ellipsometry study of chiral nanocrystalline cellulose films. *J. Opt.* 2018. Vol. 20. P. 024001.
25. Azzam R. M. A. Stokes-vector and Mueller-matrix polarimetry. *J. Opt. Soc. Am. A.* 2016. Vol. 33. P. 1396–1408.
26. Azzam R. M. A. Mueller-matrix ellipsometry: a review. *Proc. SPIE.* 1997. Vol. 3121. P. 369–405.
27. Sun M. H. et al. Characterizing the microstructures of biological tissues using Mueller matrix and transformed polarization parameters. *Biomed. Opt. Express.* 2014. Vol. 5. P. 4223–4234.
28. Gil J. J. Invariant quantities of a Mueller matrix under rotation and retarder transformations. *J. Opt. Soc. Am. A.* 2016. Vol. 33. P. 52–58.
29. Iqbal M. et al. Comparative study of Mueller matrix transformation and polar decomposition for optical characterization of turbid media. *Optik.* 2020. Vol. 224. P. 165508.
30. Sun T. et al. Distinguishing anisotropy orientations originated from scattering and birefringence of turbid media using Mueller matrix derived parameters. *Opt. Lett.*

2018. Vol. 43. P. 4092–4095.
31. Khaliq A. et al. Comparative study of 3×3 Mueller matrix transformation and polar decomposition. *Opt. Commun.* 2021. Vol. 485. P. 126756.
 32. Tariq A. et al. Physically realizable space for the purity-depolarization plane for polarized light scattering media. *Phys. Rev. Lett.* 2017. Vol. 119. P. 033202.
 33. Swami M. K. et al. Polar decomposition of 3×3 Mueller matrix: a tool for quantitative tissue polarimetry. *Opt. Express.* 2006. Vol. 14. P. 9324–9337.
 34. Wang Y. F. et al. Study on the validity of 3×3 Mueller matrix decomposition. *J. Biomed. Opt.* 2015. Vol. 20. P. 065003.
 35. Morio J., Goudail F. Influence of the order of diattenuator, retarder, and polarizer in polar decomposition of Mueller matrices. *Opt. Lett.* 2004. Vol. 29. P. 2234–2236.
 36. Ghosh N., Wood M. F. G., Vitkin I. A. Influence of the order of the constituent basis matrices on the Mueller matrix decomposition-derived polarization parameters in complex turbid media such as biological tissues. *Opt. Commun.* 2010. Vol. 283. P. 1200–1208.
 37. He H. H. et al. A possible quantitative Mueller matrix transformation technique for anisotropic scattering media. *Photonics Lasers Med.* 2013. Vol. 2. P. 129–137.
 38. Ghosh N., Wood M. F. G., Vitkin I. A. Mueller matrix decomposition for extraction of individual polarization parameters from complex turbid media exhibiting multiple scattering, optical activity, and linear birefringence. *J. Biomed. Opt.* 2008. Vol. 13. P. 044036.
 39. Gil J. J. Characteristic properties of Mueller matrices. *J. Opt. Soc. Am. A.* 2000. Vol. 17. P. 328–334.
 40. Ossikovski R. Analysis of depolarizing Mueller matrices through a symmetric decomposition. *J. Opt. Soc. Am. A.* 2009. Vol. 26. P. 1109–1118.

41. Vizet J., Ossikovski R. Symmetric decomposition of experimental depolarizing Mueller matrices in the degenerate case. *Appl. Opt.* 2018. Vol. 57. P. 1159–1167.
42. Shen Y., Huang R., He H. et al. Comparative study of the influence of imaging resolution on linear retardance parameters derived from the Mueller matrix. *Biomed. Opt. Express.* 2021. Vol. 12, No. 1. P. 211–225. DOI: 10.1364/BOE.410989.
43. Qi J., Elson D. S. Mueller polarimetric imaging for surgical and diagnostic applications: a review. *J. Biophotonics.* 2017. Vol. 10. P. 950–982
44. Shi Y., Sun Y., Huang R. et al. A quantitative technique to analyze and evaluate microstructures of skin hair follicles based on Mueller matrix polarimetry. *Front. Phys.* 2022. Vol. 10. P. 847656. DOI: 10.3389/fphy.2022.847656.
45. Chen B., Lan Y., Zhai H. et al. Comparative study of modified Mueller matrix transformation and polar decomposition parameters for transmission and backscattering tissue polarimetries. *Appl. Sci.* 2021. Vol. 11, No. 21. P. 10416. DOI: 10.3390/app112110416.
46. Chen B., Li W., He H. et al. Analysis and calibration of linear birefringence orientation parameters derived from Mueller matrix for multi-layered tissues. *Opt. Lasers Eng.* 2021. Vol. 146. P. 106690. DOI: 10.1016/j.optlaseng.2021.106690.
47. Zhai H., Sun Y., He H. et al. Distinguishing tissue structures via polarization staining images based on different combinations of Mueller matrix polar decomposition parameters. *Opt. Lasers Eng.* 2022. Vol. 152. P. 106955. DOI: 10.1016/j.optlaseng.2022.106955.
48. Demczyklo R., Silva Piedra D., Lecumberry F., Fernández A. Field of view extension in Mueller matrix microscopy for whole-slide imaging of biological samples. *Results Opt.* 2025. Vol. 21. P. 100916. DOI: 10.1016/j.rio.2025.100916.
49. Lee H. R. et al. Digital histology with Mueller polarimetry and Fast DBSCAN. *Appl. Opt.* 2022. Vol. 61, No. 32. P. 9616–9624.

50. Kim M. et al. Optical diagnosis of gastric tissue biopsies with Mueller microscopy and statistical analysis. *J. Eur. Opt. Soc. Rapid Publ.* 2022. Vol. 18, No. 2. P. 10.
51. Lee H. R. et al. Digital histology with Mueller microscopy: how to mitigate an impact of tissue cut thickness fluctuations. *J. Biomed. Opt.* 2019. Vol. 24, No. 7. P. 076004.
52. Li P. et al. Analysis of tissue microstructure with Mueller microscopy: logarithmic decomposition and Monte Carlo modeling. *J. Biomed. Opt.* 2020. Vol. 25, No. 1. P. 015002.
53. Lee H. R. et al. Mueller microscopy of anisotropic scattering media: theory and experiments. *Proc. SPIE.* 2018. Vol. 10677. P. 1067718.
54. Mu T. K. et al. Error analysis of single-snapshot full-Stokes division-of-aperture imaging polarimeters. *Opt. Express.* 2015. Vol. 23. P. 10822–10835.
55. Macias-Romero C., Török P. Eigenvalue calibration methods for polarimetry. *J. Eur. Opt. Soc. Rapid Publ.* 2012. Vol. 7. P. 12004.
56. Compain E., Poirier S., Drevillon B. General and self-consistent method for the calibration of polarization modulators, polarimeters, and Mueller-matrix ellipsometers. *Appl. Opt.* 1999. Vol. 38. P. 3490–3502.
57. De Martino A. et al. General methods for optimized design and calibration of Mueller polarimeters. *Thin Solid Films.* 2004. Vol. 455–456. P. 112–119.
58. Marenko V., Molebnaya T. Optimization of Stokes polarimeters employing a measurement of 4 intensities. *Sov. J. Opt. Technol.* 1990. Vol. 57. P. 452–455.
59. Ambirajan A., Look D. C. Jr. Optimum angles for a Mueller matrix polarimeter. *Proc. SPIE.* 1994. Vol. 2265. P. 314–326.
60. Ambirajan A., Look D. C. Jr. Optimum angles for a polarimeter: part I. *Opt. Eng.* 1995. Vol. 34. P. 1651–1655.
61. Tyo J. S. Optimum linear combination strategy for an N-channel polarization-

- sensitive imaging or vision system. *J. Opt. Soc. Am. A*. 1998. Vol. 15. P. 359–366.
62. Tyo J. S. Relation between system optimization and systematic errors in Stokes vector polarimeters. *Proc. SPIE*. 2002. Vol. 4481. P. 22–30.
 63. Tyo J. S. Noise equalization in Stokes parameter images obtained by use of variable-retardance polarimeters. *Opt. Lett.* 2000. Vol. 25. P. 1198–1200.
 64. Azzam R. M. A., Elminyaw I. M., El-Saba A. M. General analysis and optimization of the four-detector photopolarimeter. *J. Opt. Soc. Am. A*. 1988. Vol. 5. P. 681–689.
 65. Tyo J. S. Considerations in polarimeter design. *Proc. SPIE*. 2000. Vol. 4133. P. 65–74.
 66. Peinado A. et al. Optimization and performance criteria of a Stokes polarimeter based on two variable retarders. *Opt. Express*. 2010. Vol. 18. P. 9815–9830.
 67. Foreman M. R., Favaro A., Aiello A. Optimal frames for polarization state reconstruction. *Phys. Rev. Lett.* 2015. Vol. 115. P. 263901.
 68. Foreman M. R., Goudail F. On the equivalence of optimization metrics in Stokes polarimetry. *Opt. Eng.* 2019. Vol. 58. P. 082410.
 69. Twietmeyer K. M., Chipman R. A. Optimization of Mueller matrix polarimeters in the presence of error sources. *Opt. Express*. 2008. Vol. 16. P. 11589–11603.
 70. Beckley A. M., Brown T. G., Alonso M. A. Full Poincaré beams. *Opt. Express*. 2010. Vol. 18. P. 10777–10785.
 71. Beckley A. M. Polarimetry and Beam Apodization Using Stress-engineered Optical Elements : PhD thesis. Rochester : University of Rochester, 2012.
 72. Dewage A. A. G., Brown T. Interferometric polarimetry using full-Poincaré beams. *Proc. SPIE*. 2021. Vol. 11701. P. 117010N.
 73. Vella A., Alonso M. A. Optimal birefringence distributions for imaging polarimetry. *Opt. Express*. 2019. Vol. 27. P. 36799–36814.

74. Vella A., Alonso M. A. Maximum likelihood estimation in the context of an optical measurement. *Prog. Opt.* 2020. Vol. 65. P. 231–311.
75. Vella A. J. Description and Applications of Space-variant Polarization States and Elements : PhD thesis. Rochester : University of Rochester, 2018.
76. Angelsky P. O., Ushenko A. G., Dubolazov A. V. et al. The singular approach for processing polarization-inhomogeneous laser images of blood plasma layers. *J. Opt.* 2013. Vol. 15, No. 4. P. 044030.
77. Angelsky O. V., Ushenko A. G., Pishak V. P. et al. Coherent introscopy of phase-inhomogeneous surfaces and layers. *Photonics, Devices, and Systems.* 1999. Vol. 4016. P. 413–418.
78. Ushenko A. G., Dubolazov A. V., Ushenko V. A., Novakovskaya O. Yu. Statistical analysis of polarization-inhomogeneous Fourier spectra of laser radiation scattered by human skin in the tasks of differentiation of benign and malignant formations. *J. Biomed. Opt.* 2016. Vol. 21, No. 7. P. 071110.
79. Yermolenko S., Ushenko A., Ivashko P. et al. Spectropolarimetry of cancer change of biotissues. *Proc. SPIE.* 2009. Vol. 7388. P. 404–410.
80. Olar E. I., Ushenko A. G., Ushenko Yu. A. Correlation microstructure of the Jones matrices for multifractal networks of biotissues. *Laser Phys.* 2004. Vol. 14, No. 7. P. 1012–1018.
81. Angelsky O. V., Ushenko A. G., Zenkova C. Yu. et al. Optical measurements: polarization and coherence of light fields. Rijeka : INTECH Open Access Publisher, 2012.
82. Pishak V. P., Ushenko A. G., Gryhoryshyn P. et al. Polarization structure of biospeckle fields in crosslinked tissues of a human organism: 1. Vector structure of skin biospeckles. *Proc. SPIE.* 1997. Vol. 3317. P. 418–424.
83. de Boer J. F., Milner T. E. Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination. *J. Biomed. Opt.* 2002. Vol. 7, No. 3.

- P. 359–371. DOI: 10.1117/1.1483879.
84. K U S., Mahato K. K., Mazumder N. Polarization-resolved Stokes-Mueller imaging: a review of technology and applications. *Lasers Med. Sci.* 2019. Vol. 34, No. 7. P. 1283–1293. DOI: 10.1007/s10103-019-02752-1.
 85. He Y., Li K., Li W. et al. Polarization coherency matrix tomography. *J. Biophotonics*. 2023. Vol. 16, No. 9. P. e202300093. DOI: 10.1002/jbio.202300093.
 86. Yang D., Yuan Z., Hu M., Liang Y. Zebrafish brain and skull imaging based on polarization-sensitive optical coherence tomography. *J. Biophotonics*. 2022. Vol. 15, No. 12. P. e202200112. DOI: 10.1002/jbio.202200112.
 87. Park J. E., Xin Z., Kwon D. Y. et al. Application of Polarization Sensitive-Optical Coherence Tomography to the Assessment of Phase Retardation in Subpleural Cancer in Rabbits. *Tissue Eng. Regen. Med.* 2021. Vol. 18, No. 1. P. 61–69. DOI: 10.1007/s13770-020-00318-9.
 88. Willemse J., Gräfe M. G. O., Verbraak F. D., de Boer J. F. In Vivo 3D Determination of Peripapillary Scleral and Retinal Layer Architecture Using Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography. *Transl. Vis. Sci. Technol.* 2020. Vol. 9, No. 11. P. 21. DOI: 10.1167/tvst.9.11.21.
 89. Baumann B., Augustin M., Lichtenegger A. et al. Polarization-sensitive optical coherence tomography imaging of the anterior mouse eye. *J. Biomed. Opt.* 2018. Vol. 23, No. 8. P. 1–12. DOI: 10.1117/1.JBO.23.8.086005.
 90. Hariri L. P., Adams D. C., Applegate M. B. et al. Distinguishing Tumor from Associated Fibrosis to Increase Diagnostic Biopsy Yield with Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography. *Clin. Cancer Res.* 2019. Vol. 25, No. 17. P. 5242–5249. DOI: 10.1158/1078-0432.CCR-19-0566.
 91. Tao K., Sun K., Ding Z. et al. Catheter-Based Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography Using Similar Mueller Matrix Method. *IEEE Trans.*

- Biomed. Eng. 2020. Vol. 67, No. 1. P. 60–68. DOI: 10.1109/TBME.2019.2908031.
92. Ushenko A. G., Dubolazov A. V., Litvinenko O. Yu. et al. 3D polarization correlometry of object fields of networks of biological crystals. Proc. SPIE. 2020. Vol. 11369. P. 113691M.
 93. Bodnar A., Dubolazov A., Pavlyukovich A. et al. 3D Stokes correlometry of the polycrystalline structure of biological tissues. Proc. SPIE. 2020. Vol. 11509. P. 115090V.
 94. Huard S. Polarization of Light. Chichester : Wiley, 1997. 360 p.
 95. Goldstein D. Polarized Light. 2nd ed. New York : Marcel Dekker, 2003. 680 p.
 96. Chipman R. A., Lam W. S. T., Young G. Polarized Light and Optical Systems. Boca Raton : CRC Press, 2018. 960 p.
 97. Pérez J. J. G., Ossikovski R. Polarized Light and the Mueller Matrix Approach. Boca Raton : CRC Press, 2017. 400 p.
 98. Zhan Q. W. Cylindrical vector beams: from mathematical concepts to applications. Adv. Opt. Photonics. 2009. Vol. 1. P. 1–57.
 99. Rosales-Guzmán C., Ndagano B., Forbes A. A review of complex vector light fields and their applications. J. Opt. 2018. Vol. 20. P. 123001.
 100. Forbes A., De Oliveira M., Dennis M. R. Structured light. Nat. Photonics. 2021. Vol. 15. P. 253–262.
 101. Wang J. W., Castellucci F., Franke-Arnold S. Vectorial light–matter interaction: exploring spatially structured complex light fields. AVS Quantum Sci. 2020. Vol. 2. P. 031702.
 102. Slussarenko S. et al. Guiding light via geometric phases. Nat. Photonics. 2016. Vol. 10. P. 571–575.
 103. Cloude S. Polarisation: Applications in Remote Sensing. Oxford : OUP Oxford, 2009. 496 p.

104. Ndagano B. et al. Characterizing quantum channels with non-separable states of classical light. *Nat. Phys.* 2017. Vol. 13. P. 397–402.
105. Paparo D. Optical spin-to-orbital angular momentum conversion in inhomogeneous anisotropic media. *Phys. Rev. Lett.* 2006. Vol. 96. P. 163905.
106. Schulz M. et al. Giant intrinsic circular dichroism of prolinol-derived squaraine thin films. *Nat. Commun.* 2018. Vol. 9. P. 2413.
107. Ushenko O., Ushenko Y., Bilookyi O. et al. Polarization-interference Jones matrix sensors of layer-by-layer scanning of polycrystalline dehydrated blood films. Fundamental and applied aspects. *Sensors.* 2025. Vol. 25, No. 20. P. 6262. DOI: 10.3390/s25206262.
108. Chae S., Huang T., Rodriguez-Nunez O. et al. Machine learning approach to 3×4 Mueller polarimetry for complete reconstruction of diagnostic polarimetric images of biological tissues. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 2025. Vol. 44, No. 9. P. 3820–3831. DOI: 10.1109/TMI.2025.3567570.
109. Lin Z., Madnick S., Burrow J. A. et al. Mueller matrix analysis of a biologically sourced engineered tissue construct as polarimetric phantom. *J. Biomed. Opt.* 2024. Vol. 29, No. 10. P. 106002. DOI: 10.1117/1.JBO.29.10.106002.
110. Pardo I., Bian S., Gomis-Brescó J. et al. Wide-field Mueller matrix polarimetry for spectral characterization of basic biological tissues: Muscle, fat, connective tissue, and skin. *J. Biophotonics.* 2024. Vol. 17, No. 1. P. e202300252. DOI: 10.1002/jbio.202300252.
111. Ushenko A., Dubolazov A., Zheng J. et al. Mueller matrix polarization interferometry of optically anisotropic architectonics of biological tissue object fields: Fundamental and applied aspects. *Front. Phys.* 2023. Vol. 11. P. 1302254. DOI: 10.3389/fphy.2023.1302254.
112. Padure A., Bakun O., Mikiran I. et al. Differential Mueller-matrix mapping of the polycrystalline component of biological tissues of human organs. *J. Biomed.*

- Photonics Eng. 2023. Vol. 9, No. 4. P. 040301. DOI: 10.18287/JBPE23.09.040301.
113. Mann P., Joshi H., Nayyar V. et al. Birefringence mapping of biological tissues based on polarization sensitive non-interferometric quantitative phase imaging technique. Photodiagnosis Photodyn. Ther. 2024. Vol. 46. P. 104094. DOI: 10.1016/j.pdpdt.2024.104094.
 114. Chen Y., Li X., Wang H., Zhang Y. Mechanical stability of polarization signatures in biological tissue characterization. Opt. Lasers Eng. 2024. DOI: 10.1364/BOE.518756.
 115. Lin Z., Madnick S., Burrow J. A. et al. Mueller matrix analysis of a biologically sourced engineered tissue construct as polarimetric phantom. J. Biomed. Opt. 2024. Vol. 29, No. 10. P. 106002. DOI: 10.1117/1.JBO.29.10.106002.
 116. Gil J. J., San José I., Canabal-Carbia M. et al. Polarimetric images of biological tissues based on the arrow decomposition of Mueller matrices. Photonics. 2023. Vol. 10, No. 6. P. 669. DOI: 10.3390/photonics10060669.
 117. Diaspro A., Bianchini P., Callegari F. et al. Biological imaging through optical Mueller matrix scanning microscopy. In: Optical Polarimetric Modalities. Cham : Springer, 2023. DOI: 10.1007/978-3-031-31852-8_5.
 118. Gottlieb D., Arteaga O., Ossikovski R. Mueller matrix imaging with a polarization camera: Application to microscopy. Opt. Express. 2021. Vol. 29, No. 21. P. 34723–34737. DOI: 10.1364/OE.439529.
 119. Dubolazov A., Ushenko Y., Stashkevych A. et al. Polarization-singular approach to imaging Mueller-matrix polarimetry in the differential diagnosis of histological sections of biopsy of tumors of the uterus and prostate. Front. Phys. 2021. Vol. 9. P. 711212. DOI: 10.3389/fphy.2021.711212.
 120. He C., He H., Chang J. et al. Polarisation optics for biomedical and clinical applications: A review. Light Sci. Appl. 2021. Vol. 10. P. 194. DOI: 10.1038/s41377-021-00639-x

121. Omiotek Z., Dzierżak R., Kępa A. Fractal analysis as a method for feature extraction in detecting osteoporotic bone destruction. *Fractals*. 2021. Vol. 29, No. 4. P. 1–15. DOI: 10.1142/S0218348X2150095X.
122. Omiotek Z., Dzierżak R., Uhlig S. Fractal analysis of the computed tomography images of vertebrae on the thoraco-lumbar region in diagnosing osteoporotic bone damage. *Proc. Inst. Mech. Eng. H: J. Eng. Med.* 2020. DOI: 10.1177/0954411919880695.
123. Dubolazov A. V., Ushenko A. G., Pavlyukovich N. A. et al. Mueller-matrix imaging polarimetry elevated by wavelet decomposition and polarization-singular processing for analysis of specific cancerous tissue pathology. *J. Biomed. Opt.* 2023. Vol. 28, No. 10. P. 102903. DOI: 10.1117/1.JBO.28.10.102903.
124. Wójcik W., Hu Z., Ushenko Y. et al. Optical sensor system for 3D Jones matrix reconstruction of optical anisotropy maps of self-assembled polycrystalline soft matter films. *Sensors*. 2024. Vol. 24, No. 5. P. 1589. DOI: 10.3390/s24051589.
125. Oldenbourg R. A new view on polarization microscopy. *Nature*. 1996. Vol. 381. P. 811–812.
126. Gurjar R. S. et al. Imaging human epithelial properties with polarized light-scattering spectroscopy. *Nat. Med.* 2001. Vol. 7. P. 1245–1248.
127. Qiu L. et al. Multispectral scanning during endoscopy guides biopsy of dysplasia in Barrett's esophagus. *Nat. Med.* 2010. Vol. 16. P. 603–606.
128. Novikova T. et al. Special section guest editorial: polarized light for biomedical applications. *J. Biomed. Opt.* 2016. Vol. 21. P. 071001.
129. Qi J., Elson D. S. Mueller polarimetric imaging for surgical and diagnostic applications: a review. *J. Biophotonics*. 2017. Vol. 10. P. 950–982.
130. Alali S., Vitkin A. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment. *J. Biomed. Opt.* 2015. Vol. 20. P. 061104.

131. Jacques S. L., Ramella-Roman J. C., Lee K. Imaging skin pathology with polarized light. *J. Biomed. Opt.* 2002. Vol. 7. P. 329–340.
132. Jacques S. L., Roman J. R., Lee K. Imaging superficial tissues with polarized light. *Lasers Surg. Med.* 2000. Vol. 26. P. 119–129.
133. Snik F., Craven-Jones J., Escuti M. et al. An overview of polarimetric sensing techniques and technology with applications to different research fields. *Proc. SPIE*. 2014. Vol. 9099. P. 90990B.
134. Backman V., Gurjar R., Badizadegan K. et al. Polarized light scattering spectroscopy for quantitative measurement of epithelial cellular structures in situ. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.* 1999. Vol. 5. P. 1019–1026.
135. Pierangelo A., Nazac A., Benali A. et al. Polarimetric imaging of uterine cervix: a case study. *Opt. Express*. 2013. Vol. 21. P. 14120–14130.
136. Fu Y. F. et al. Flexible 3×3 Mueller matrix endoscope prototype for cancer detection. *IEEE Trans. Instrum. Meas.* 2018. Vol. 67. P. 1700–1712.
137. Pezzaniti J. L., Chipman R. A. Mueller matrix imaging polarimetry. *Opt. Eng.* 1995. Vol. 34. P. 1558–1568.
138. Azzam R. M. A. Photopolarimetric measurement of the Mueller matrix by Fourier analysis of a single detected signal. *Opt. Lett.* 1978. Vol. 2. P. 148–150.
139. Goldstein D. H. Mueller matrix dual-rotating retarder polarimeter. *Appl. Opt.* 1992. Vol. 31. P. 6676–6683.
140. Smith M. H. Optimization of a dual-rotating-retarder Mueller matrix polarimeter. *Appl. Opt.* 2002. Vol. 41. P. 2488–2493.
141. Dubreuil M. et al. Snapshot Mueller matrix polarimeter by wavelength polarization coding. *Opt. Express*. 2007. Vol. 15. P. 13660–13668.
142. He C. et al. Full Poincaré mapping for ultra-sensitive polarimetry. *arXiv:2101.09372*. 2021. URL: <https://arxiv.org/abs/2101.09372>.

143. Sabatke D. S. et al. Optimization of retardance for a complete Stokes polarimeter. *Opt. Lett.* 2000. Vol. 25. P. 802–804.
144. Tyo J. S. Design of optimal polarimeters: maximization of signal-to-noise ratio and minimization of systematic error. *Appl. Opt.* 2002. Vol. 41. P. 619–630.
145. Ronchi V., Barocas V. *The Nature of Light: An Historical Survey*. Cambridge : Harvard University Press, 1970. 305 p.
146. Ushenko Ya. A., Hu Z., Bezhenar I. L., Gorsky M. P., Dubolazov O. V., Bakun O., Mikiran I., Garazdyuk M. S., Pavlyukovych O., Pavlyukovych N. Study of the evolution of phase images of the skin for differentiation of the lifetime and post-mortal skin abrasions and the time of their appearance. *SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology*. 2023. P. 77–93.
147. Ushenko A., Dubolazov A., Zheng J. et al. Mueller matrix polarization interferometry of optically anisotropic architectonics of biological tissue object fields: the fundamental and applied aspects. *Frontiers in Physics*. 2024. Vol. 11. P. 1302254. DOI: 10.3389/fphy.2023.1302254
148. Ushenko A., Zheng J., Gorsky M., Dubolazov A., Ushenko Y., Soltys I., Mikiran I., Chen Z., Wanchuliak O., Gordey I., Jingxian C. 3D digital holographic polarimetry of diffuse optically anisotropic biological tissue object fields. *Frontiers in Physics*. 2023. Vol. 11. Art. no. 1288935.
149. Dubolazov A., Ushenko A., Panko I., Skliarchuk V., Struk Y., Mikiran I., Zheng J., Tymchuk V. Polarization-holographic phasometry of the layered vector structure of laser object fields of soft matter polycrystalline layers. *Proceedings of SPIE*. 2024. Vol. 12938. Art. no. 1293820.
150. Brosseau C. *Fundamentals of Polarized Light: a Statistical Optics Approach*. New York : Wiley-Interscience, 1998. 420 p.
151. Ghosh N., Patel H. S., Gupta P. K. Depolarization of light in tissue phantoms – effect of a distribution in the size of scatterers. *Opt. Express*. 2003. Vol. 11. P.

- 2198–2205.
152. Kienle A., Hibst R. Light guiding in biological tissue due to scattering. *Phys. Rev. Lett.* 2006. Vol. 97. P. 018104.
 153. Baravian C., Dillet J., Decruppe J. P. Birefringence determination in turbid media. *Phys. Rev. E.* 2007. Vol. 75. P. 032501.
 154. Wang X. D., Wang L. V. Propagation of polarized light in birefringent turbid media: a Monte Carlo study. *J. Biomed. Opt.* 2002. Vol. 7. P. 279–290.
 155. Wang X. D., Wang L. V. Propagation of polarized light in birefringent turbid media: time-resolved simulations. *Opt. Express.* 2001. Vol. 9. P. 254–259.
 156. Du E. et al. Two-dimensional backscattering Mueller matrix of sphere-cylinder birefringence media. *J. Biomed. Opt.* 2012. Vol. 17. P. 126016.
 157. He H. H. et al. Application of sphere-cylinder scattering model to skeletal muscle. *Opt. Express.* 2010. Vol. 18. P. 15104–15112.
 158. Wang L. H., Jacques S. L., Zheng L. Q. MCML – Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues. *Comput. Methods Prog. Biomed.* 1995. Vol. 47. P. 131–146.
 159. Yun T. L. et al. Monte Carlo simulation of polarized photon scattering in anisotropic media. *Opt. Express.* 2009. Vol. 17. P. 16590–16602.
 160. Ushenko O., Bilookyi O., Ushenko Y., Dubolazov A., Soltys I., Olar O., Mikirin I., Skliarchuk V., Salega O., Karas O., Rakhimbayeva G., Rogovyi Y., Kozan N., Zheng J., Alimbayeva Z., Omiotek Z. 3D polarimetry of laser induced speckle fields for phase detection thyroid gland polycrystalline structure and traumatic necrosis of human internal organs. *Proceedings of SPIE.* 2024. Vol. 13400. Art. no. 1340006.
 161. Lu S. Y., Chipman R. A. Interpretation of Mueller matrices based on polar decomposition. *J. Opt. Soc. Am. A.* 1996. Vol. 13. P. 1106–1113.

162. Arteaga O., Canillas A. Pseudopolar decomposition of the Jones and Mueller-Jones exponential polarization matrices. *J. Opt. Soc. Am. A*. 2009. Vol. 26. P. 783–793.
163. Ossikovski R., De Martino A., Guyot S. Forward and reverse product decompositions of depolarizing Mueller matrices. *Opt. Lett.* 2007. Vol. 32. P. 689–691.
164. Ortega-Quijano N., Arce-Diego J. L. Mueller matrix differential decomposition. *Opt. Lett.* 2011. Vol. 36. P. 1942–1944.
165. Wu P. J., Walsh J. T. Jr. Stokes polarimetry imaging of rat-tail tissue in a turbid medium using incident circularly polarized light. *Lasers Surg. Med.* 2005. Vol. 37. P. 396–406.
166. Qi J. et al. Assessment of tissue polarimetric properties using Stokes polarimetric imaging with circularly polarized illumination. *J. Biophotonics*. 2018. Vol. 11. P. e201700139.
167. Kunnen B. et al. Application of circularly polarized light for non-invasive diagnosis of cancerous tissues and turbid tissue-like scattering media. *J. Biophotonics*. 2015. Vol. 8. P. 317–323.
168. Wood M. F. et al. Proof-of-principle demonstration of a Mueller matrix decomposition method for polarized light tissue characterization in vivo. *J. Biomed. Opt.* 2009. Vol. 14. P. 014029.
169. Wang Y. et al. Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues. *J. Biomed. Opt.* 2016. Vol. 21. P. 071112.
170. Liu T. et al. Distinguishing structural features between Crohn's disease and gastrointestinal luminal tuberculosis using Mueller matrix derived parameters. *J. Biophotonics*. 2019. Vol. 12. P. e201900151.
171. Ushenko Y., Dvorzhak V., Dubolazov O., Ushenko O., Mikirin I., Hu Z. Analytical and Computer Polarization-Correlation Processing of Brest Tumors' Laser Fields

- for Cancer Detection. *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing*. 2023. Vol. 15, No. 6. P. 41–53.
172. Pierangelo A. et al. Multispectral Mueller polarimetric imaging detecting residual cancer and cancer regression after neoadjuvant treatment for colorectal carcinomas. *J. Biomed. Opt.* 2013. Vol. 18. P. 046014.
 173. Ushenko Y., Trifonyuk L., Soltys I., Dubolazov O., Ushenko O., Mikirin I., Litvinenko O., Wanchuliak O., Sachaniuk-Kavets'Ka N., Dembitska S., Omiotek Z., Oralbekova D., Akhmediarova A. Polarization methods and matrix interference systems for diagnosing the polycrystalline structure of soft matter layers. *Proceedings of SPIE*. 2023. Vol. 12985. Art. no. 129850P.
 174. Ushenko Y., Ushenko A., Dubolazov A., Gorsky M., Soltys I., Litvinenko O., Bachinsky V., Mikirin I., Salega O., Garasim I., Zheng J., Bin L. Phase waves of local depolarization in biological tissues object speckle fields: fundamental and applied aspects. *Journal of Innovative Optical Health Sciences*. 2025. Art. no. 2550009.
 175. Ushenko A., Dubolazov A., Zheng J. et al. Mueller matrix polarization interferometry of optically anisotropic architectonics of biological tissue object fields: the fundamental and applied aspects. *Front. Phys.* 2024. Vol. 11. P. 1302254.
 176. Ushenko A., Dubolazov A., Zheng J. 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. Vol. 29, No. 5. P. 052920.
 177. Ushenko O., Bilookyi O., Zheng J. 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. Vol. 12. P. 1426469.
 178. Ushenko A., Pavlyukovich N., Khukhlina O. et al. Layer-by-Layer Multifractal

- Scanning of Optically Anisotropic Architectonics of Blood Plasma Films: Fundamental and Applied Aspects. Photonics. 2025. Vol. 12, No. 3. P. 215.
179. Ushenko O., Pavlyukovich N., Khukhlina O. et al. Polarization-phase laser induced and holographic reconstruction of blood facies polycrystalline architectonics in the diagnosis of long-term consequences of COVID-19. Proc. SPIE. 2024. Vol. 13400. P. 53–58.
 180. Ushenko A. G., Burkovets D. M., Yermolenko S. B. et al. Stokes polarimetry of biotissues. Proc. SPIE. 1999. Vol. 3904. P. 527–533. DOI: 10.1117/12.370448.
 181. Garazdyuk M. S., Bachinskyi V. T., Vanchulyak O. Ya. et al. Polarization-phase images of liquor polycrystalline films in determining time of death. Appl. Opt. 2016. Vol. 55, No. 12. P. B67–B71. DOI: 10.1364/AO.55.000B67.
 182. Ushenko A. G., Dubolazov O. V., Ushenko V. A. et al. Fourier polarimetry of human skin in the tasks of differentiation of benign and malignant formations. Appl. Opt. 2016. Vol. 55, No. 12. P. B56–B60. DOI: 10.1364/AO.55.000B56.
 183. Ushenko A. G. Depolarization of a laser emission field as the correlation development of its polarization structure. Proc. SPIE. 1997. Vol. 3317.
 184. Ushenko A. G., Fediv A. I., Marchuk Yu. F. Correlation and fractal structure of Jones matrices of human bile secret. In: European Conference on Biomedical Optics. Washington : Optica Publishing Group, 2009.
 185. Ushenko A. G., Fediv A. I., Marchuk Yu. F. Singular structure of polarization images of bile secret in diagnostics of human physiological state. In: European Conference on Biomedical Optics. Washington : Optica Publishing Group, 2009.
 186. Ushenko A. G., Angelsky P. O., Sidor M. et al. Spatial-frequency selection of complex degree of coherence of laser images of blood plasma in diagnostics and differentiation of pathological states of human organism of various nosology. Appl. Opt. 2014. Vol. 53. P. B172–B180. DOI: 10.1364/AO.53.00B172.
 187. Ushenko Y., Ushenko A., Dubolazov A. et al. Mueller-Matrix Interferometric

- Multifractal Scaling of Optically Anisotropic Architectonics of Diffuse Blood Facies: Fundamental and Applied Aspects. *J. Biophotonics*. 2025. Vol. 18, No. 3. P. e202400412. DOI: 10.1002/jbio.202400412.
188. Ushenko A., Soltys I., Dubolazov A. et al. 3D Jones-matrix thesiography of biological fluid facies. *J. Innov. Opt. Health Sci*. 2025. Vol. 18, No. 2. P. 2443002. DOI: 10.1142/S1793545824430028.
189. Ushenko A., Pavlyukovich N., Khukhlina O. et al. Layer-by-layer multifractal scanning of optically anisotropic architectonics of blood plasma films: fundamental and applied aspects. *Photonics*. 2025. Vol. 12. P. 215. DOI: 10.3390/photonics12030215.

ДОДАТКИ

Додаток А

Список публікацій за темою дисертації

Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації

Наукові праці у періодичних наукових виданнях, проіндексованих у наукометричній базі даних Scopus

1. Dubolazov A., Ushenko A., Panko I., Skliarchuk V., Struk Y., Mikirin I., Zheng J., Tymchuk V. Polarization-holographic phasometry of the layered vector structure of laser object fields of soft matter polycrystalline layers. Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering. 2024. Vol. 12938. Art. no. 1293820. (**Scopus**) (*Внесок авторів: Dubolazov A. – формулювання концепції та методології дослідження; Ushenko A. – наукове керівництво та редагування; Panko I., Skliarchuk V., Struk Y. – експериментальні дослідження та обробка результатів; Mikirin I. – програмна реалізація та аналіз отриманих даних; Zheng J., Tymchuk V. – інтерпретація результатів та підготовка матеріалів до публікації*).

2. Padure A., Bakun O., Mikirin I., Dubolazov A., Soltys I., Olar O., Ushenko Y., Ushenko O., Pali I., Kumargazhanova S. Differential Mueller-matrix mapping of the polycrystalline component of biological tissues of human organs. Informatyka, Automatyka, Pomiar w Gospodarce i Ochronie Środowiska. 2024. Vol. 14, No. 4. P. (**Scopus**) (*Внесок авторів: Padure A. – формулювання концепції дослідження; Bakun O. – методологія та організація експерименту; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів диференціального Мюллер-матричного мапінгу та аналіз даних; Dubolazov A., Soltys I., Olar O. – проведення експериментальних вимірювань; Ushenko Y., Ushenko O. – наукове керівництво та редагування; Pali I., Kumargazhanova S. – інтерпретація результатів і підготовка матеріалів до публікації*).

3. Ushenko A., Pavlyukovich N., Khukhlina O., Pavlyukovich O., Gorsky M., Soltys I.,

Dubolazov A., Ushenko Y., Salega O., Mikirin I., Zheng J., Chen Z., Bin L. Layer-by-layer multifractal scanning of optically anisotropic architectonics of blood plasma films: Fundamental and applied aspects. *Photonics*. 2025. Vol. 12, No. 3. Art. no. 215. (**Scopus**, Q2

<https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=21100833027&tip=sid&clean=0>)

(*Внесок авторів*: Salega O.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ushenko O.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Pavlyukovich N., Khukhlina O., Pavlyukovich O., Gorsky M., Soltys I., Dubolazov A., Ushenko Y., Mikirin I., Zheng J., Chen Z., Bin L. проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів).

4. Ushenko O., Bilookyi O., Ushenko Y., Dubolazov A., Soltys I., Olar O., Mikirin I., Skliarchuk V., Salega O., Karas O., Rakhimbayeva G., Rogovyi Y., Kozan N., Zheng J., Alimbayeva Z., Omiotek Z. 3D polarimetry of laser induced speckle fields for phase detection thyroid gland polycrystalline structure and traumatic necrosis of human internal organs. *Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering*. 2024. Vol. 13400. Art. no. 1340006. (**Scopus**) (*Внесок авторів*: Salega O.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ushenko O.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Bilookyi O., Ushenko Y., Dubolazov A., Soltys I., Olar O., Mikirin I., Skliarchuk V., Karas O., Rakhimbayeva G., Rogovyi Y., Kozan N., Zheng J., Alimbayeva Z., Omiotek Z. проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів).

5. Ushenko Y., Dvorzhak V., Dubolazov O., Ushenko O., Mikirin I., Hu Z. Analytical and Computer Polarization-Correlation Processing of Breast Tumors' Laser Fields for Cancer Detection. *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing*. 2023. Vol. 15, No. 6. P. 41–53. (**Scopus**) (*Внесок авторів*: Ushenko Y. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Dvorzhak V., Dubolazov O. – експериментальні вимірювання та збір лазерних полів; Ushenko O. – методологія поляризаційно-кореляційної обробки; Mikirin I. – програмна реалізація

алгоритмів обробки та аналіз результатів; Hu Z. – інтерпретація отриманих даних і підготовка матеріалів до публікації).

6. Ushenko Y., Trifonyuk L., Soltys I., Dubolazov O., Ushenko O., Mikirin I., Litvinenko O., Wanchuliak O., Sachaniuk-Kavets'Ka N., Dembitska S., Omiotek Z., Oralbekova D., Akhmediarova A. Polarization methods and matrix interference systems for diagnosing the polycrystalline structure of soft matter layers. Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering. 2023, vol. 12985, art. no. 129850P. (**Scopus**) (*Внесок авторів*: Ushenko Y. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Trifonyuk L., Soltys I., Dubolazov O. – експериментальні вимірювання та збір даних; Ushenko O., Litvinenko O., Wanchuliak O. – розробка методології поляризаційного та матричного інтерференційного аналізу; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів аналізу та візуалізація результатів; Sachaniuk-Kavets'Ka N., Dembitska S., Omiotek Z., Oralbekova D., Akhmediarova A. – інтерпретація отриманих даних і підготовка матеріалів до публікації).

7. Ushenko Y., Ushenko A., Dubolazov A., Gorsky M., Soltys I., Litvinenko O., Bachinsky V., Mikirin I., Salega O., Garasim I., Zheng J., Bin L. Phase waves of local depolarization in biological tissues object speckle fields: Fundamental and applied aspects. Journal of Innovative Optical Health Sciences. 2025. Art. no. 2550009. (**Scopus**, Q3

<https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=19900192592&tip=sid&clean=0>)

(*Внесок авторів*: Ushenko A.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Salega O: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ushenko Y., Dubolazov A., Gorsky M., Soltys I., Litvinenko O., Bachinsky V., Mikirin I., Garasim I., Zheng J., Bin L. : проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів).

8. Wójcik W., Hu Z., Ushenko Y., Smolarz A., Soltys I., Dubolazov O., Ushenko O., Litvinenko O., Mikirin I., Gordey I., Pavlyukovich O., Pavlov S., Pavlyukovich N., Amirgaliyeva S., Kalizhanova A., Aitkulov Z. Optical sensor system for 3D Jones matrix

reconstruction of optical anisotropy maps of self-assembled polycrystalline soft matter films. *Sensors*. 2024. Vol. 24, No. 5. Art. no. 1589. (**Scopus, Q2** – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=130124&tip=sid&clean=0>) (*Внесок авторів*: Wójcik W., Hu Z., Smolarz A., Soltys I., Pavlov S., Amirgaliyeva S., Kalizhanova A., Aitkulov Z. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Ushenko Y., Ushenko O., Dubolazov O., Litvinenko O. – розробка методології 3D-реконструкції матриці Джонса та експериментальні вимірювання; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів обробки та аналізу даних; Gordey I., Pavlyukovich O., Pavlyukovich N. – інтерпретація результатів і підготовка матеріалів до публікації).

9. Ushenko O., Ushenko Y., Bilookyi O., Dubolazov A., Gorsky M., Soltys I., Rohovy Y., Bilookyi V., Pavlyukovich N., Mikirin I., Salega O., Bin L., Zheng J. Polarization-interference Jones matrix sensors of layer-by-layer scanning of polycrystalline dehydrated blood films: Fundamental and applied aspects. *Sensors*. 2025. Vol. 25, No. 20. Art. no. 6262. (**Scopus, Q2** – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=130124&tip=sid&clean=0>) (*Внесок авторів*: Ushenko O., Ushenko Y. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Bilookyi O., Dubolazov A., Gorsky M., Soltys I., Rohovy Y., Bilookyi V., Pavlyukovich N. – проведення експериментальних вимірювань та підготовка біологічних зразків; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів аналізу поляризаційно-інтерференційних даних та обробка результатів; Salega O., Bin L., Zheng J. – інтерпретація отриманих даних і підготовка матеріалів до публікації).

10. Ushenko A., Zheng J., Gorsky M., Dubolazov A., Ushenko Y., Soltys I., Mikirin I., Chen Z., Wanchuliak O., Gordey I., Jingxian C. 3D digital holographic polarimetry of diffuse optically anisotropic biological tissue object fields. *Frontiers in Physics*. 2023. Vol. 11. Art. no. 1288935. (**Scopus, Q2** – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=21100831025&tip=sid&clean=0>). (*Внесок авторів*: Ushenko A. – формулювання наукової концепції та загальне

керівництво дослідженням; Zheng J. – розробка експериментальної схеми цифрової голографічної поляриметрії; Gorsky M., Dubolazov A. – експериментальні вимірювання та первинна обробка даних; Ushenko Y., Soltys I. – методологія аналізу оптично анізотропних структур; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів 3D-реконструкції та аналіз результатів; Chen Z., Wanchuliak O., Gordey I., Jingxian C. – інтерпретація отриманих даних і підготовка матеріалів до публікації).

11. Ushenko Ya.A., Hu Z., Bezhenar I.L., Gorsky M.P., Dubolazov O.V., Bakun O., Mikirin I., Garazdyuk M.S., Pavlyukovych O., Pavlyukovych N. Study of the evolution of phase images of the skin for differentiation of the lifetime and post-mortal skin abrasions and the time of their appearance. SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology. 2023. P. 77–93. (Scopus) (*Внесок авторів:* Ushenko Ya.A. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Hu Z., Bezhenar I.L., Gorsky M.P. – експериментальні дослідження та збір даних; Dubolazov O.V., Bakun O. – розробка методології аналізу фазових зображень; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів обробки та аналізу даних; Garazdyuk M.S., Pavlyukovych O., Pavlyukovych N. – інтерпретація результатів і підготовка матеріалів до публікації).

12. Ushenko O., Bilookyi O., Zheng J., Dubolazov A., Olar O., Ushenko Y., Soltys I., Mikirin I., Skliarchuk V., Chen Z. 3D digital holographic polarimetry of laser speckle fields formed by polycrystalline blood films: A tool for differential diagnosis of thyroid pathology. Frontiers in Physics. 2024. Vol. 12. Art. no. 1426469. (**Scopus, Q2** – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=21100831025&tip=sid&clean=0>) (*Внесок авторів:* Ushenko O. – формулювання наукової концепції та загальне керівництво дослідженням; Bilookyi O. – клінічний супровід і відбір зразків; Zheng J., Dubolazov A. – розробка експериментальної схеми цифрової голографічної поляриметрії; Olar O., Ushenko Y., Soltys I. – проведення експериментальних вимірювань та первинна обробка даних; Mikirin I. – програмна реалізація алгоритмів 3D-аналізу лазерних спекл-полів і статистична обробка результатів;

Skliarchuk V., Chen Z. – інтерпретація отриманих даних та підготовка матеріалів до публікації).

13. Ushenko O., Mikirin I., Zheng J., Chen Z., Bin L., Kyfyak V., Vinnychuk O., Motrich A. Economic prospects of implementation 3D digital polarimetry of diffuse biological tissues objects. Proceedings of SPIE – Seventeenth International Conference on Correlation Optics. 2025. Vol. 13813. 1381337. <https://doi.org/10.1117/12.3093288>. **(Scopus)** (Внесок авторів: Mikirin I.: проведення розрахунків, редагування статті, обговорення результатів; Ushenko O.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Zheng J., Chen Z., Bin L.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів; Vinnychuk O., Kyfyak V.: робота над економічною складовою статті; Motrich A.: обговорення результатів)

Відомості про апробацію результатів дисертації

1. 16-та міжнародна конференція "Correlation Optics 2023" (Чернівці, Україна, 18 вересня – 21 вересня 2023 р.), форма участі — дистанційна з публікацією статті.
2. 17-та міжнародна конференція "Correlation Optics 2025" (Чернівці, Україна, 8 вересня – 12 вересня 2025 р.), форма участі — дистанційна з публікацією статті.
3. Міжнародна конференція " Optical Fibers and Their Applications 2023 " (Люблін, Польща, 11 вересня – 14 вересня 2023 р.), форма участі — подача матеріалів, з публікацією статті.
4. Міжнародна конференція " Photonics applications in astronomy, communications, industry, and high energy physics experiments 2024" (Люблін, Польща, 27 червня – 29 червня 2024 р.), форма участі — подача матеріалів, з публікацією статті.