

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ
ФЕДЬКОВИЧА

Кваліфікаційна наукова праця на
правах рукопису

САЛЕГА ОЛЕКСАНДР ВІКТОРОВИЧ

УДК 535.512:616-073.551

ДИСЕРТАЦІЯ

**ПОЛЯРИЗАЦІЙНА КОРЕЛОМЕТРІЯ ФАЗОВО-НЕОДНОРІДНИХ
ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ ПЛІВОК БІОЛОГІЧНИХ
РІДИН**

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


_____ О.В. Салега

Науковий керівник Дуболазов Олександр Володимирович, доктор фізико-
математичних наук, професор

Чернівці – 2026

АНОТАЦІЯ

Салега О.В. Поляризаційна корелометрія фазово-неоднорідних об'єктних полів полікристалічних плівок біологічних рідин.

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 МОН України, Чернівці, 2026.

У дисертаційній роботі узагальнено та науково обґрунтовано систему “одноточкових” і “двоточкових” параметрів що характеризують поляризаційні та кореляційні характеристики лазерного випромінювання, що зазнає перетворення в оптично анізотропних біологічних шарах. В подальшому такі шари нами розглядаються, як оптично анізотропні дегідратовані полікристалічні рідини м'якої матерії. Такий підхід забезпечує можливість уніфікованого розгляду широкого спектру нативних гістологічних зрізів біологічних тканин, як систем дегідратованих полікристалічних плівок рідин м'якої матерії. Теоретично обґрунтована модель поляризаційно-кореляційного “двоточкового” Стокс-параметричного описання об'єктних полів зразків дегідратованих плівок біологічних тканин, з різною ієрархією оптично анізотропної архітектоники. На основі розробленої моделі експериментально визначена сукупність нових об'єктивних діагностично-актуальних азимутально-інваріантних поляризаційно-кореляційних, вейвлет і мультифрактальних Стокс-параметричних взаємозв'язків між структурними (фібрилярна дерма шкіри і паренхіматозна селезінка) і патологічними (аденома і аденокарцинома простати) змінами і статистичними моментами 1-4-го порядків, що характеризують зміни поляризаційно-інтерференційно відтворених пошарових топографічних розподілів величини модуля і аргумента 4-параметру “двоточкового” вектора Стокса, розподілів амплітуд вейвлет коефіцієнтів на різних масштабах МНАТ функції, а також мультифрактальних спектрів поляризаційно-кореляційних мап протеїнових

фібрилярних мереж досліджуваних зразків дегідратованих плівок біологічних тканин.

Робота пропонує новий системний підхід до вирішення актуальної науково-практичної проблеми фізичних основ лазерної біомедичної візуалізації, що полягає у створенні системи об'єктивних критеріїв, які дозволять здійснювати поляризаційно-кореляційний статистичний моніторинг поляризаційних проявів змін кореляційної, масштабно-селективної (вейвлет) і масштабно-самоподібної (мультифрактальної) узгодженості поляризаційно-кореляційних вектор-параметричних мап морфологічної та молекулярної структури дегідратованих полікристалічних плівок біологічних тканин у визначенні та клінічному застосуванні сукупності об'єктивних маркерів орієнтаційних і фазових змін структури оптично анізотропної архітекτονіки біологічних препаратів.

У дослідженні використовувалися наступні методи:

1. Багатоканальне Стокс-поляриметричне картографування фазово-неоднорідних об'єктних полів.
2. Багатоканальне Стокс-корелометричне картографування фазово-неоднорідних об'єктних полів.
3. Вейвлет розклад мапи модуля і аргумента “двоточкових” параметрів вектора Стокса та обчислення статистичних моментів 1-го – 2-го порядку, що характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів з різними масштабами скануючої МНАТ функції.
4. Визначення скелетону максимумів модуля амплітуд вейвлет-коефіцієнтів і обчислення мультифрактальних спектрів мапи модуля і аргумента “двоточкових” параметрів вектора Стокса об'єктного поля біологічних тканин.
5. Розрахунок статистичних моментів 1-го – 4-го порядку, що характеризують розподіли парціальних фрактальних розмірностей поляризаційно-кореляційних мап модуля і аргумента “двоточкових” параметрів вектора Стокса об'єктного поля біологічних тканин.
6. Поляризаційно-інтерференційне пошарове картографування об'єктних полів.

7. Цифрове 2D Фур'є алгоритмічне відтворення і покрокове фазове сканування розподілу комплексних амплітуд об'єктного поля біологічних тканин.

8. Вейвлет розклад модуля і аргумента пошарових мап “двоточкових” параметрів вектора Стокса та обчислення статистичних моментів 1-го – 2-го порядку, які характеризують розподіли величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів з різними масштабами скануючої МНАТ функції.

9. Визначення скелетону максимумів модуля амплітуд вейвлет-коефіцієнтів і обчислення мультифрактальних спектрів фазових пошарових мап модуля і аргумента “двоточкових” параметрів вектора Стокса об'єктного поля біологічних тканин.

Проведено поляризаційно-інтерференційне пошарове картографування (за допомогою накладання опорної хвилі) мап четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень набору дегідратованих плівок біологічних тканин які відрізняються архітектонікою оптично анізотропної полікристалічної компоненти.

Використовуючи цифрову голографічну пошарову реконструкцію координатного розподілу комплексної амплітуди об'єктного поля алгоритмічно одержані мапи випадкових значень величини модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень зразків фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) дегідратованих плівок біологічних тканин.

Установлено всі алгоритмічно відтворенні пошарові поляризаційно-кореляційні мапи модуля четвертого параметру $|S_4^{12}|(m \times n)$ двоточкового вектора Стокса мікроскопічного зображення зразків дерми шкіри та селезінки є координатно і топографічно неоднорідними.

Шляхом статистичного аналізу алгоритмічно відтворених координатних розподілів випадкових значень величини модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень зразків фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) дегідратованих плівок біологічних тканин виявлено:

- Значення всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядку, що описують координатні розподіли величини модуля $SK_{1,2}(m \times n)$ мікроскопічного зображення полікристалічних плівок дерми шкіри відмінні від нуля.

- Величини статистичних моментів вищих порядків, що описують асиметрію та ексцес розподілів величини модуля $|SK_{1,2}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення зразків дерми шкіри і селезінки, значно більші у порівнянні із значеннями середнього і дисперсії таких розподілів - $Z_{3;4}(|SK_{1,2}|) \gg Z_{1;2}(|SK_{1,2}|)$.

Шляхом накладання двох векторних хвиль і цифрового голографічного відтворення координатних розподілів випадкових значень аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень зразків багатошарових фібрилярних і паренхіматозних полікристалічних плівок біологічних тканин виявлено:

- Гістограми розподілів величини аргументу четвертого кореляційного параметру $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ двоточкового вектора Стокса є асиметричними відносно головного екстремума (локалізація екстремумів у різних фазових площинах припадає на діапазон від $\pi/5$ до $\pi/4$) і характеризуються достатньо широким діапазоном зміни випадкових значень $0 \leq Arg(S_4^{12}) \leq \pi$.

Шляхом статистичного аналізу алгоритмічно відтворених координатних розподілів випадкових значень величини аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень зразків фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) багатошарових анізотропних полікристалічних плівок біологічних тканин встановлено:

- По мірі зменшення ($\downarrow$) величини фазового сканування (μ_k) алгоритмічно відтвореного розподілу комплексних амплітуд когерентного об'єктного поля зразків дерми шкіри та селезінки має місце наступний сценарій зміни статистичних параметрів - $Z_{3;4}(Arg(S_4^{12})) \uparrow$ і $Z_{1;2}(Arg(S_4^{12})) \downarrow$.

Масштабно селективний вейвлет і мультифрактальний аналіз поляризаційно-кореляційних мап модуля $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних

зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової виявили:

- наявність у всіх фазових перерізах μ_k розвиненого скелетону двомірних мап вейвлет коефіцієнтів – неперервних у межах різних масштабів солетоноподібної МНАТ функції ліній екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ сукупності векторних хвиль розсіянного когерентного поля;

Статистичний аналіз поляризаційно-кореляційних мап модуля $|SK_4^{12}|(m \times n)$ четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової виявив:

- перевагу величини статистичних моментів вищих порядків, що описують асиметрію $Z_{i=3}$ та ексцес $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у всіх фазових перерізах мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3,4} \gg Z_{i=1,2}$.

Масштабно селективний вейвлет і мультифрактальний аналіз поляризаційно-кореляційних мап аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з різними фізико-хімічними властивостями - фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової продемонстрували:

- послідовне (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) звуження діапазону зміни власних значень величин парціальних фрактальних розмірностей h_i мультифрактальних спектрів $F(h)$ поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ відносно локалізації головного екстремума (основної фрактальної розмірності).

Статистичний аналіз поляризаційно-кореляційних мап аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень оптичної анізотропії дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової виявив:

- послідовне збільшення (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) переваги величини статистичних моментів вищих порядків, що описують асиметрію $Z_{i=3}$ та ексцес $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3;4} \gg Z_{i=1;2}$.

Систематизовані і фізично проаналізовані результати діагностичного застосування методів поляризаційно-кореляційного картографування мікроскопічних зображень полікристалічної складової біологічних тканин для диференціальної діагностики доброякісних (аденома) і злоякісних (аденокарцинома) пухлин простати.

Для мікроскопічних зображень зразків біопсії аденоми і аденокарциноми алгоритмічно відтворення інтегральні та пошарові мапи і гістограми розподілів:

- модуля четвертого параметру $|SK_4^{12}|$ поляризаційно-кореляційного вектора;
- аргумента четвертого параметру $Arg(S_4^{12})$ поляризаційно-кореляційного вектора;
- вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$;
- мультифракальних спектрів поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$.

Визначені та фізично проаналізовані (шляхом порівняння з методами на основі матриці Мюллера і матриці Джонса) діагностично актуальні взаємозв'язки

між статистичними параметрами поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ і патологічними станами пухлин простати.

Ключові слова: діагностика, поляризація, інтерференція, когерентність, кореляційна оптика, розсіяння світла, поляриметрія, анізотропія, голографія, накладання двох хвиль, матриця Джонса, матриця Мюллера, біологічні кристали, опорна хвиля, векторні хвилі.

ABSTRACT

O. Saleha. Polarization correlometry of phase inhomogeneous object fields of polycrystalline films of biological fluids.

Thesis on search for the Doctor of Philosophy degree in specialty 104 – Physics and Astronomy. – Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, Ministry of Education and Science of Ukraine, Chernivtsi, 2026.

A set of “single-point” and “two-point” polarization and correlation parameters of laser radiation fields transformed by optically anisotropic biological layers has been generalized and substantiated. In the following, we consider such layers as optically anisotropic dehydrated polycrystalline soft matter fluids. This approach provides the possibility of a unified consideration of a wide range of native histological sections of biological tissues as systems of dehydrated polycrystalline films of soft matter fluids. A theoretically substantiated model of the polarization-correlation “two-point” Stokes-parameter description of object fields of dehydrated films of biological tissues with different hierarchies of optically anisotropic architectonics has been developed. Based on the proposed model, a set of new objective diagnostically relevant azimuth-invariant polarization-correlation, wavelet, and multifractal Stokes-parameter interrelations between structural (skin dermal fibrillar tissue and parenchymal spleen tissue) and pathological (prostate adenoma and adenocarcinoma) changes and the statistical moments of the 1st–4th orders has been experimentally determined. These moments characterize changes in polarization-interference reconstructed layer-by-layer topographic distributions of the magnitude and argument of the 4th parameter of the “two-point” Stokes vector, distributions of wavelet coefficient amplitudes at different scales of the

MHAT function, as well as multifractal spectra of polarization-correlation maps of protein fibrillar networks in dehydrated films of the studied biological tissue samples.

The dissertation presents a new and systematic approach to solving an important scientific and practical problem concerning the physical foundations of laser biomedical imaging through the development of a comprehensive system of objective criteria for polarization-correlation statistical monitoring of polarization manifestations of changes in correlation, scale-selective (wavelet), and scale-self-similar (multifractal) coherence of polarization-correlation vector-parameter maps of morphological and molecular structures of biological tissues. This enables the determination and clinical application of objective markers of orientational and phase changes in the structure of optically anisotropic architectonics of biological specimens.

The following methods were used in the study:

1. Multichannel Stokes polarimetric mapping of phase-inhomogeneous object fields.
2. Multichannel Stokes correlometric mapping of phase-inhomogeneous object fields.
3. Wavelet decomposition of the magnitude and argument maps of the “two-point” Stokes vector parameters and calculation of the 1st–2nd order statistical moments characterizing the distribution of wavelet coefficient amplitudes at different scales of the scanning MHAT function.
4. Determination of the skeleton of maxima of wavelet coefficient amplitudes and calculation of multifractal spectra of the magnitude and argument maps of the “two-point” Stokes vector parameters of the biological tissue object field.
5. Calculation of 1st–4th order statistical moments characterizing the distributions of partial fractal dimensions of polarization-correlation maps of the magnitude and argument of the “two-point” Stokes vector parameters of biological tissue object fields.
6. Polarization-interference layer-by-layer mapping of object fields.
7. Digital 2D Fourier algorithmic reconstruction and stepwise phase scanning of complex amplitude distributions of the biological tissue object field.

8. Wavelet decomposition of the magnitude and argument of layer-by-layer maps of the “two-point” Stokes vector parameters and calculation of 1st–2nd order statistical moments characterizing the distributions of wavelet coefficient amplitudes at different scales of the scanning MHAT function.

9. Determination of the skeleton of maxima of wavelet coefficient amplitudes and calculation of multifractal spectra of phase layer-by-layer maps of the magnitude and argument of the “two-point” Stokes vector parameters of biological tissue object fields.

Polarization-interference (using a reference wave) layer-by-layer mapping of the fourth parameter maps of the polarization-correlation vector of microscopic images of dehydrated films of biological tissues with different architectonics of the optically anisotropic polycrystalline component was performed.

By digital holographic layer-by-layer reconstruction of coordinate distributions of complex amplitudes of the object field maps of random values of the magnitude of the fourth parameter of the polarization-correlation vector of microscopic images of dehydrated films of fibrillar (skin dermis) and parenchymal (spleen) biological tissues were algorithmically obtained.

All algorithmically reconstructed layer-by-layer polarization-correlation maps of the magnitude of the fourth parameter $|S_4^{12}|(m \times n)$ of the two-point Stokes vector of microscopic images of dehydrated films of dermis and spleen were found to be coordinate- and topographically inhomogeneous.

Statistical analysis of reconstructed coordinate distributions of random values of the magnitude of the fourth parameter of the polarization-correlation vector of microscopic images of dehydrated films of fibrillar (skin dermis) and parenchymal (spleen) tissues revealed:

- The values of all statistical moments of the 1st–4th orders characterizing coordinate distributions of the magnitude $SK_{1,2}(m \times n)$ of microscopic images of dermal dehydrated films differ from zero.
- Higher-order statistical moments characterizing asymmetry and kurtosis of magnitude distributions $|SK_{1,2}|(m \times n)$ of the microscopic image of skin dermis and

spleen samples are significantly greater than the mean and variance values:
 $Z_{3;4}(|SK_{1,2}|) \gg Z_{1;2}(|SK_{1,2}|)$.

Mixing of two vector waves and subsequent digital holographic reconstruction of coordinate distributions of random values of the argument of the fourth parameter of the polarization-correlation vector of microscopic images of dehydrated films of multilayer fibrillar and parenchymal polycrystalline films of biological tissues revealed:

- Histograms of distributions of the argument of of the fourth correlational parameter of the two point Stokes vector $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ are asymmetric relative to the main extremum (localized within $\pi/5$ to $\pi/4$ in different phase planes) and characterized by a wide variation range $0 \leq Arg(S_4^{12}) \leq \pi$.

By means of statistical analysis of algorithmically reconstructed coordinate distributions of random values of the argument of the fourth parameter of the polarization-correlation vector of microscopic images of samples of fibrillar (skin dermis) and parenchymatous (spleen) multilayer anisotropic polycrystalline films of biological tissues, it was established that:

- As the value of phase scanning (μ_k) decreases ($\downarrow$), the algorithmically reconstructed distribution of complex amplitudes of the coherent object field of the skin dermis and spleen samples exhibits the following scenario of changes in statistical parameters - $Z_{3;4}(Arg(S_4^{12})) \uparrow$ i $Z_{1;2}(Arg(S_4^{12})) \downarrow$.

Scale-selective wavelet and multifractal analysis of the polarization-correlation maps of the modulus $|SK_4^{12}|(m \times n)$ of microscopic images of dehydrated films of biological tissues with fibrillar (skin dermis) and parenchymatous (spleen) architectonics of the polycrystalline component revealed:

- The presence, in all phase sections μ_k , of a well-developed skeleton of two-dimensional maps of wavelet coefficients — continuous across different scales of the soliton-like MHAT function — forming lines of extrema of the amplitudes of the wavelet coefficients of the polarization-correlation map $|SK_4^{12}|(m \times n)$ of the vector waves of scattered coherent field.

Statistical analysis of the polarization-correlation maps of the modulus $|SK_4^{12}|(m \times n)$ of the fourth parameter of the two-point Stokes vector of microscopic images of dehydrated films of biological tissues with fibrillar (skin dermis) and parenchymatous (spleen) architectonics of the polycrystalline component revealed:

- The predominance of higher-order statistical moments, which characterize the asymmetry $Z_{i=3}$ and kurtosis $Z_{i=4}$ of the distributions $F(h)$ of the partial fractal dimensions h_i of the polarization-correlation maps $|SK_4^{12}|(m \times n)$ in all phase sections of microscopic images of dehydrated films of biological tissues, compared with the values of the first- and second-order statistical moments - $Z_{i=3,4} \gg Z_{i=1,2}$.

Scale-selective wavelet and multifractal analysis of the polarization-correlation maps of the argument $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ of the fourth parameter of the two-point Stokes vector of microscopic images of dehydrated films of biological tissues with various physic-chemical properties of fibrillar (skin dermis) and parenchymatous (spleen) architectonics of the polycrystalline component demonstrated:

- A consistent (with decreasing value of the phase scanning parameter μ_k) narrowing of the range of variation of the eigenvalues of the partial fractal dimensions h_i of the multifractal spectra $F(h)$ of the polarization-correlation maps $Arg(S_4^{12})(m \times n)$, relative to the localization of the main extremum (the principal fractal dimension).

Statistical analysis of the polarization-correlation maps of the argument $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ of the fourth parameter of the two-point Stokes vector of microscopic images of optically anisotropic dehydrated films of biological tissues with fibrillar (skin dermis) and parenchymatous (spleen) architectonics of the polycrystalline component revealed:

- A consistent increase (with decreasing value of the phase scanning parameter μ_k) in the predominance of higher-order statistical moments characterizing the asymmetry $Z_{i=3}$ and kurtosis $Z_{i=4}$ of the distributions $F(h)$ of the partial fractal dimensions h_i of the polarization-correlation map $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ of microscopic images of dehydrated films of biological tissues, compared with the values of the first- and second-order statistical moments - $Z_{i=3,4} \gg Z_{i=1,2}$.

The results of diagnostic application of polarization-correlation mapping methods for microscopic images of the polycrystalline component of biological tissues were systematized and physically analyzed for differential diagnosis of benign (adenoma) and malignant (adenocarcinoma) prostate tumors.

For biopsy samples of adenoma and adenocarcinoma, integral and layer-by-layer maps and histograms of distributions were algorithmically reconstructed for:

- The magnitude of the fourth parameter $|SK_4^{12}|$ of the polarization-correlation vector;
- The argument of the fourth parameter $Arg(S_4^{12})$;
- Wavelet coefficients of polarization-correlation maps $|SK_4^{12}|(m \times n)$ and $Arg(S_4^{12})(m \times n)$;
- Multifractal spectra of polarization-correlation maps $|SK_4^{12}|(m \times n)$ and $Arg(S_4^{12})(m \times n)$.

Diagnostically relevant relationships between statistical parameters of polarization-correlation maps $|SK_4^{12}|(m \times n)$ and $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ and pathological states of prostate tumors were identified and physically analyzed. A comparison is given with methods based on the Muller matrix and the Jones matrix

Keywords: diagnostics, polarization, interference, coherence, correlation optics, light scattering, polarimetry, anisotropy, holography, two-wave mixing, Jones matrix, Mueller matrix, biological crystals, reference wave, vector waves.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ 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. Soltys I., Olar A., Pavlyukovich N., Kurek Y., **Salega A.**, Struk Y., Vanchulyak O., Oliynyk I., Drin I. The diagnostic capabilities of polarization-correlation analysis of scattered light in biological tissues to differentiate between benign and malignant tumors. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. 2024. Vol.

12938. P. 251–254. DOI: [10.1117/12.3014204](https://doi.org/10.1117/12.3014204) (Внесок авторів: Салега О.: обчислення статистичних параметрів поляризаційно-кореляційних мап, аналіз результатів, написання статті; Солтис І., Олар О., Курек Ю., Струк Ю., Ванчуляк О., Дрінь І.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів; Павлюкович Н., Олійник І.: інтерпретація результатів)
2. Diachenko L., Vatamanitsa E., Ushenko O., **Salega O.**, Litvinenko O., Hu Z. Algorithms for polarization-singular processing of Mueller-matrix images of soft tissues for biomedical applications. *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing*. 2024. Vol. 16. No. 1. P. 14–24. DOI: [10.5815/ijigsp.2024.01.02](https://doi.org/10.5815/ijigsp.2024.01.02) (Внесок авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О.: Загальне управління проєктом, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Дяченко Л., Ватаманіца Е., Ху З.: математична обробка отриманих результатів, аналіз та обговорення результатів, Литвиненко О.: підготовка зразків, інтерпретація результатів)
3. Ushenko O., **Saleha O.**, Ushenko Y., Gordey I., Litvinenko O. Multifractal scaling of singularity spectra of digital Mueller-matrix images of biological tissues: fundamental and applied aspects. *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing*. 2024. Vol. 16. No. 2. P. 29–45. DOI: [10.5815/ijigsp.2024.02.03](https://doi.org/10.5815/ijigsp.2024.02.03) (Внесок авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О.: формулювання наукової концепції, менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Ушенко Ю.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів; Гордей І., Литвиненко О.: Підготовка гістологічних зрізів, обговорення результатів)
4. Kozan N., **Saleha O.**, Dubolazov O., Ushenko Y., Soltys I., Ushenko O., Olar O., Paliy V., Smailova S. Polarization-correlation mapping of microscopic images of biological tissues of different morphological structure. *Informatyka Automatyka Pomiaru w Gospodarce i Ochronie Środowiska*. 2024. Vol. 14. No. 3. P. 86–90. DOI: [10.35784/iapgos.6141](https://doi.org/10.35784/iapgos.6141) (Внесок авторів: Салега О.: обчислення статистичних параметрів поляризаційно-кореляційних мап, аналіз результатів; Ушенко О., Дуболазов О., Ушенко Ю.: формулювання наукової концепції, аналіз та обговорення

результатів, написання статті; Солтис І., Олар О.: проведення експериментальних вимірювань, первинна обробка даних; Козан Н., Палій В., Смайлова С.: інтерпретація, аналіз та обговорення результатів)

5. Ushenko O., Litvinenko O., Ushenko Y., Tomka Y., Motrich A., Dubolazov A., Soltys I., Olar O., Mikirin I., Skliarchuk V., Kurek E., **Saleha O.**, Homolinskyi V, Zheng J, Dzierzak R, Tlebaldinova A. Polarization mapping of optical anisotropy architectonics laser induced images in monitoring biological tissue necrosis. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. 2024. Vol. 13400. 1340005. DOI: [10.1117/12.3054866](https://doi.org/10.1117/12.3054866) (Внесок авторів: Салега О.: обчислення статистичних параметрів мікроскопічних зображень, аналіз результатів, написання статті; Ушенко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Литвиненко О., Ушенко Ю., Томка Ю., Мотрич А., Дуболазов О., Солтис І. Олар О., Мікірін І., Склярчук В. Курек Є., Гомолінський В., Женг Ж., Дзіржак Р., Тлебалдінова А.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів)

6. Ushenko A., Zheng J., Litvinenko A., Gorsky M., Wanchuliak O., Dubolazov A., Ushenko Y., Soltys I., **Salega O.**, Chen Z. 3D digital polarization-holographic wavelet histology in determining the duration of mechanical damage to the myocardium. *Journal of Biophotonics*. 2024. Vol. 17. No. 3. e202300372. DOI: [10.1002/jbio.202300372](https://doi.org/10.1002/jbio.202300372) (Scopus, Q2 – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=16400154786&tip=sid&clean=0>) (Внесок авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О., Литвиненко О., Ванчуляк О.: формулювання теорії, менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Горський М., Дуболазов О., Ушенко Ю., Солтис І.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів; Женг Ж., Чен З.: інтерпретація результатів написання статті)

7. Ushenko O., Ushenko Y., Litvinenko O., **Salega O.**, Gorsky M., Dubolazov O., Gantyuk V., Nykyforova L., Kovtoniuk M., Klimek J., Kalizhanova A., Kozbakova A. 3D polarization-interference metrology of polycrystalline structure of self-assembled polycrystalline soft matter films. *Proceedings of SPIE - The International Society for*

Optical Engineering. 2023. Vol. 12985. 129850M. DOI: [10.1117/12.3023044](https://doi.org/10.1117/12.3023044) (Внесок авторів: Салега О.: обчислення статистичних параметрів координатних розподілів інтенсивності, аналіз результатів, написання статті; Ушенко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Литвиненко О., Гнатюк В., Никифорова Л., Ковтонюк М. Климек Я. Каліжанова А., Козбакова А.: Підготовка гістологічних зрізів, інтерпретація отриманих даних, обговорення результатів; Ушенко Ю., Горський М., Дуболазов О.: Розробка методології дослідження, проведення експерименту)

8. 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. Vol. 18. No. 5. DOI: [10.1142/s1793545825500099](https://doi.org/10.1142/s1793545825500099) (Scopus, Q3 – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=19900192592&tip=sid&clean=0>) (Внесок авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Ушенко Ю. Дуболазов О., Горський М., Солтис І., Литвиненко О., Бачинський В., Мікірін І., Гарасим І., Жєнг Ж., Бін Л.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів)

9. Ushenko A., Dubolazov A., Zheng J., Litvinenko A., Gorsky M., Ushenko Y., Soltys I., **Salega O.**, Chen Z., Wanchuliak O. 3D polarization-interference holographic histology for wavelet-based differentiation of the polycrystalline component of biological tissues with different necrotic states: forensic applications. *Journal of Biomedical Optics*. 2024. Vol. 29. No. 5. 052920. DOI: [10.1117/1.JBO.29.5.052920](https://doi.org/10.1117/1.JBO.29.5.052920) (Scopus, Q2 – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=12156&tip=sid&clean=0>) (Внесок авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О., Литвиненко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Дуболазов О., Ушенко Ю.: розробка методології експерименту, Жєнг Ж., Горський М., Солтис І., Чєн З.: проведення експерименту)

та розрахунків, аналіз та обговорення результатів, Ванчуляк О.: підготовка матеріалів інтерпретація результатів)

10. Ushenko A., Pavlyukovich O., 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. 215. DOI: [10.3390/photonics12030215](https://doi.org/10.3390/photonics12030215) (Scopus, Q2 – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=21100833027&tip=sid&clean=0>) (Внесок авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Павлюкович Н., Хухліна О., Павлюкович О., Горський М., Солитс І., Дуболазов О., Ушенко Ю., Мікірін І., Женг Ж., Чен З., Бін Л.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів)

11. Ushenko Y., Ushenko A., Dubolazov A., Soltys I., Litvinenko O., Wanchuliak O., Sarkisova Y., Mikirin I., **Salega O.**, Zheng J. Mueller-matrix interferometric multifractal scaling of optically anisotropic architectonics of diffuse blood facies: fundamental and applied aspects. *Journal of Biophotonics*. 2025. Vol. 18. No. 3. e202400412. DOI: [10.1002/jbio.202400412](https://doi.org/10.1002/jbio.202400412) (Scopus, Q2 – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=16400154786&tip=sid&clean=0>) (Внесок авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Ушенко Ю., Дуболазов О., Солитс І., Литвиненко О., Ванчуляк О., Саркісова Ю., Мікірін І., Женг Ж.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів)

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

12. Ushenko O., Litvinenko O., Zheng J., Bin L., **Salega O.**, Kyfyak V., Vinnychuk O. 3D digital wavelet histology in determining the duration of mechanical damage to the brain: biomedical and economic aspects. *Proceedings of SPIE - The International Society*

for Optical Engineering – Seventeenth International Conference on Correlation Optics.
2025. Vol. 13813. 138133K. DOI: [10.1117/12.3093503](https://doi.org/10.1117/12.3093503) (Scopus)

(Внесок авторів: Салега О.: проведення розрахунків, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Литвиненко О., Женг Ж., Бін Л.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів; Вінничук О., Кифяк В.: робота над економічною складовою статті)

Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації:

13. Ushenko Y. A., Bachinsky V. T., Bezhenar I. L., Vanchulyak O. Y., Litvinenko O. Y., Soltys I. V., **Salega O.**, Ushenko A. G., Shylan K. V. Determination of the Lifetime and Post-mortal Nature and Temporal Dynamics of the Formation of Skin Abrasions. Singapore: *SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology*, 2023. P. 27-42. DOI: [10.1007/978-981-99-1734-1_3](https://doi.org/10.1007/978-981-99-1734-1_3) (Scopus) (Внесок авторів: Салега О.: обчислення статистичних параметрів координатних розподілів інтенсивності, аналіз результатів, написання статті; Ушенко О., Литвиненко О.: розробка методології дослідження, менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Бачинський В., Беженар І., Ванчуляк О., Шилан К.: Підготовка гістологічних зрізів, інтерпретація результатів; Ушенко Ю., Солтис І.: Проведення експерименту, первинна обробка даних)

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	23
ВСТУП	24
РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ І СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ЛАЗЕРНИХ ПОЛІВ	33
1.1. Методи і системи поляризаційної візуалізації з використанням матриць Мюллера і матриць Джонса.....	33
1.2. Діагностичні застосування методів поляризаційного картографування	34
1.3. Мюллера-матрична візуалізація	38
1.4. Джонс-матрична візуалізація.....	41
1.5. Стокс корелометрія лазерних полів	44
1.6. Методи поляризаційно-чутливої оптичної когерентної томографії	46
1.7. Існуючі проблеми та шляхи їх подолання	50
<i>Висновки до розділу 1</i>	<i>51</i>
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ	52
2.1. Структурно-логічна схема дисертаційного дослідження	53
2.2. Методологія “Одноточкових” методів лазерної поляриметрії біологічних об’єктів.	54
2.3. Методика експериментального вимірювання вектор-параметричних мап.	56
2.4. Поляризаційно-інтерференційне картографування параметрів вектора Стокса.	58
2.5. Методика поляризаційно-інтерференційного пошарового картографування вектор-параметричних мап.....	59
2.6. Методика поляризаційно-інтерференційного пошарового картографування мап параметрів поляризаційно-кореляційного вектора	60
2.7. Характеристика об’єктів дослідження.....	62
2.8. Методи і засоби аналітичної обробки експериментальних даних	64
2.8.1. Статистичний аналіз.	64
2.8.2. Фрактальний аналіз.....	65

2.8.3. Вейвлет-аналіз структурної організації об'єктних полів біологічних шарів.	65
2.8.4. Параметри інформаційного аналізу та оцінка сили методу.	66
<i>Висновки до розділу 2</i>	67
РОЗДІЛ 3. ОПТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-КОРЕЛЯЦІЙНОЇ СТРУКТУРИ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ ОПТИЧНО АНІЗОТРОПНИХ ШАРІВ	68
3.1. Кореляційний підхід до аналізу поляризаційно-неоднорідних лазерних полів.....	68
3.2. “Двоточкові” параметри поляризаційно-кореляційного вектора Стокса поляризаційно-неоднорідного об'єктного лазерного поля оптично анізотропного біологічного шару.....	69
3.3. Джонс-матрична модель оптичної анізотропії біологічного шару	73
3.4. Джонс-матрична модель оптичної анізотропії біологічного шару із слабкими фазовими флуктуаціями.....	78
3.5. Двоточкові вектори Стокса лазерних полів оптично анізотропних шарів із слабкими фазовими флуктуаціями.....	81
3.5.1. Випадок лінійного двопроменезаломлення LB	81
3.5.2. Випадок фазової анізотропії – лінійне LB і циркулярне двопроменезаломлення CB	84
<i>Висновки до розділу 3</i>	86
РОЗДІЛ 4. ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-КОРЕЛЯЦІЙНЕ КАРТОГРАФУВАННЯ ФАЗОВО-НЕОДНОРІДНИХ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ ШАРІВ ДЕГІДРАТОВАНИХ ПЛІВОК БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН РІЗНОЇ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ БУДОВИ	87
4.1. Координатна і статистична структура пошарових мап модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри.....	88

4.2. Координатна і статистична структура пошарових мап модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки.....	97
4.3. Координатна і статистична структура пошарових мап аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри	105
4.4. Координатна і статистична структура пошарових мап аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки.....	113
<i>Висновки до розділу 4</i>	120
РОЗДІЛ 5. МАСШТАБНО-СЕЛЕКТИВНИЙ МУЛЬТИФРАКТАЛЬНИЙ АНАЛІЗ ФАЗОВО-НЕОДНОРІДНИХ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ ШАРІВ ДЕГІДРАТОВАНИХ ПЛІВОК БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН РІЗНОЇ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ БУДОВИ	124
5.1. Мультифрактальна структура мап модуля поляризаційно-кореляційного параметру мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри...	125
5.2. Мультифрактальна структура мап модуля поляризаційно-кореляційного параметру мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної селезінки	134
5.3. Мультифрактальна структура мап аргумента поляризаційно-кореляційного параметру мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри...	141
5.4. Мультифрактальна структура мап аргумента поляризаційно-кореляційного параметру мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної селезінки	147
<i>Висновки до розділу 5</i>	152
РОЗДІЛ 6. ДІАГНОСТИЧНІ МОЖЛИВОСТІ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ КОРЕЛОМЕТРІЇ МУЛЬТИФРАКТАЛЬНОЇ СТРУКТУРИ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ СКЛАДОВОЇ ДОБРОЯКІСНИХ І ЗЛОЯКІСНИХ ПУХЛИН	156

6.1. Поляризаційно-кореляційні мапи $ SK_4^{12} (m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок аденоми і аденокарциноми простати.....	157
6.2. Поляризаційно-кореляційні мапи $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок аденоми і аденокарциноми простати.....	160
6.3. Вейвлет аналіз пошарових поляризаційно-кореляційних мап мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії пухлин простати ..	164
6.3.1. Вейвлет-мапи $ SK_4^{12} (m \times n)$	164
6.3.2. Пошарові вейвлет-мапи $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії доброякісних і злоякісних пухлин простати	169
6.4. Мультифрактальний аналіз пошарових поляризаційно-кореляційних мап мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії доброякісних і злоякісних пухлин простати.....	172
6.4.1. Мультифрактальна структура мап модуля $ SK_4^{12} $ четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора.	173
6.4.2. Мультифрактальна структура мап аргумента $Arg(S_4^{12})$ четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора.	176
<i>Висновки до розділу 6</i>	180
ВИСНОВКИ	183
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	186
ДОДАТКИ	205

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

MMI	Mueller matrix image
LB	Linear Birefringence
CB	Circular Birefringence
LD	Linear Dichroism
CD	Circular Dichroism
MHAT	Mexican hat wavelet
SK	Поляризаційно-кореляційний вектор Стокса
μ_k	Фазова площа
$Z_{i=1;2;3;4}$	Статистичний момент i -того порядку

ВСТУП

Обґрунтування вибору теми дослідження.

На сьогоднішній день численні сфери фізичних досліджень були вдосконалені завдяки інформації, отриманій за допомогою поляризаційної оптики [1-5]. Вони охоплюють широкий спектр фундаментальних досліджень [6-10]. Серед них можна виділити кількісну оцінку ентропії поляризації [11], квантову фізику [12], наприклад, спин-орбітальну взаємодію світла [13,14], а також хіральні характеристики матеріалів [15]. Окреме місце займають поляризаційні біомедичні дослідження об'єктів м'якої матерії – характеристика та клінічне використання інформації про структурні особливості тканин різної морфологічної будови та фізіологічного стану [16-21]. Серед них можна виділити два основні напрямки – візуалізацію структури та реконструкцію оптичних властивостей.

До першого напрямку можна віднести спектроскопію пружного поляризаційного розсіювання (PLSS), мультиспектральну візуалізацію, традиційну візуалізацію у білому світлі, флуоресцентну візуалізацію тощо. Зокрема, методи PLSS забезпечують можливість підвищення контрасту зображень поверхневих тканин [22,23] та більш глибоких судинних структур [24-26].

Другий напрямок включає широкий спектр методів поляризаційного картографування та реконструкції власних оптико-геометричних властивостей тканин – поглинання, деполаризацію, параметри оптичної анізотропії, морфологічну та мікроструктурну інформацію [27-90].

Вагомий внесок у області діагностики внутрішньої структури нативних зразків біологічних тканин і рідин органів людини був зроблений завдяки розвитку методів Мюлер матричного картографування (МММ) [91]. МММ включає різноманітні конструктивні, фізичні та спектральні методи вимірювання Мюлер матричних зображень (ММІ) [92]. Фізичний аналіз ММІ здійснюється в рамках різних теоретичних моделей структури біологічних тканин [93–96]. Серед них – модель аморфної полікристалічної матриці [97] та логарифмічний розклад матриці Мюллера [91,94,95]. Для об'єктивного кількісного аналізу ММІ [96,98]

застосовуються статистичний, Фур'є, сингулярний, фрактальний та вейвлет-аналізи. В [99] було продемонстровано можливість отримання конкретних оптичних числових показників, що характеризують процес зміни стану тканини шлунку від здорового до хворого на рак внаслідок запалення [99].

Отримано критерії для Мюлер матричної діагностики раку простати [100], кишечника [101], шийки матки [102].

В основі зазначених методів [91–102] лежить лінійний алгоритмічний взаємозв'язок між сукупністю параметрів вектора Стокса $S_{l=1;2;3;4}(r)$ у локальних точках (r) об'єктного поля та відповідними координатними розподілами елементів $f_{jk}(r)$ матриці Мюллера $\|F(r)\|$ досліджуваних зразків. У цьому сенсі методика всіх на сьогоднішній день розроблених технік поляризаційного картографування Мюллер-матричних зображень (ММІ) $f_{jk}(S_{l=1;2;3;4}(r))$ є фотометричною та «одноточковою» за способом отримання інформації.

Разом із численними перевагами ММІ, ці методи мають і певні недоліки. Насамперед це спотворювальний вплив на отримані результати багатократно розсіяного деполаризованого фону. Це суттєво ускладнює розвиток сучасних методів Мюллер-матричної поляриметрії біологічних зразків та пов'язаного з ними аналізу інформації [18, 20, 22, 90–96].

Іншим, не менш важливим недоліком фотометричних ММІ є методологічна недоступність інформації про амплітудно-фазову структуру поля біоспеклів ($E_{x,y}(r)$). Нарешті, основною проблемою є неможливість отримання «композиційної» інформації про специфіку кореляційних взаємозв'язків між значеннями f_{jk} у різних точках (r) ММІ. Така інформація визначає мікротекстурні особливості оптично анізотропної архітекtonіки біологічного об'єкта і є недоступною для «одноточкового» ММІ-картографування.

Отже, актуальність дисертаційного дослідження обумовлена необхідністю створення нового покоління технологій лазерної оптичної візуалізації полікристалічної структури біологічних шарів м'якої матерії шляхом синтезу поляризаційно-кореляційного формалізму “двоточкових” параметрів вектора

Стокса [91-96] і поляризаційно-інтерференційних методів пошарового фазового сканування об'єктних полів біологічних шарів [102-107] з метою реалізації високоточної (недоступної для традиційних методів Мюлер-матричного картографування) диференційна діагностика доброякісних і злоякісних пухлин простати.

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

Дисертація виконана на кафедрі оптичних мультимедійних та поліграфічних технологій Вищого державного навчального закладу України «Чернівецький Національний Університет імені Юрія Федьковича». Дослідження, результати якого представлені в дисертації, виконувалося відповідно до програми наукової тематики кафедри. Автор є співвиконавцем науково-дослідних робіт:

«Розроблення новітніх поляризаційних і сингулярних методів і систем для потреб оптичних і біомедичних мікро- і нанотехнологій» (№ державної реєстрації 0122U001198) (2022 – 2024 рр)

«Розробка комплексу новітніх методів багатохвильової вектор-параметричної поляризаційної інтроскопії полікристалічних плівок біологічних рідин органів людини» (№ державної реєстрації 0122U001980) (2022 – 2024 рр)

«Новітня система поляризаційної томографії полікристалічних плівок біологічних рідин людини для діагностики важкості та моніторингу реабілітації воєнних травм», грант НФДУ (2023-2024 рр)

Мета дослідження. Розробка нових Стокс-параметричних і поляризаційно-інтерференційних методів картографування нативних препаратів біологічних тканин шляхом цифрового голографічного відтворення і фазового сканування об'єктних полів комплексних амплітуд з багатофункціональним статистичним, вейвлет і мультифрактальним оцінюванням топографічної структури мап модуля і фази параметрів поляризаційно-кореляційного вектора Стокса.

Завдання дослідження:

1. Розробити феноменологічний модельний підхід до аналізу топографічної структурності поляризаційно-неоднорідних полів лазерного

випромінювання що зазнає перетворення в оптично-анізотропних біологічних шарах, із застосуванням Стокс-кореляційного формалізму.

2. Розробити і експериментально апробувати поляризаційно-інтерференційний метод відтворення і фазового сканування полів комплексних амплітуд з алгоритмічним відтворенням модуля і аргумента Стокс-параметричних мап біологічних тканин різної морфологічної будови і фізіологічного стану.

3. Визначити взаємозв'язки між структурними (фібрилярна дерма шкіри і паренхіматозна селезінка) і патологічними (аденома і аденокарцинома простати) змінами і статистичними моментами 1-4-го порядків, що характеризують зміни поляризаційно-інтерференційно відтворених пошарових топографічних розподілів величини модуля і аргумента 4-параметру “двоточкового” вектора Стокса.

4. Визначити взаємозв'язки між структурними (фібрилярна дерма шкіри і паренхіматозна селезінка) і патологічними (аденома і аденокарцинома простати) змінами і статистичними моментами 1-4-го порядків, що характеризують зміни мультифрактальних спектрів поляризаційно-кореляційних мап протеїнових фібрилярних мереж досліджуваних зразків дегідратованих плівок біологічних тканин.

5. Оцінити діагностичні можливості статистичного і мультифрактального аналізу даних методів поляризаційно-інтерференційного картографування у диференціації доброякісних і злоякісних пухлин.

Об'єкт дослідження: зміни поляризаційно-кореляційної структури лазерних мікроскопічних зображень та оптичної анізотропії дегідратованих плівок біологічних тканин різної морфологічної будови і фізіологічного стану.

Предмет дослідження: поляризаційно-кореляційна статистична, масштабно-селективна (вейвлет) і масштабно-самоподібна (мультифрактальна) структура об'єктних полів біологічних тканин; діагностично-актуальні азимутально-інваріантні поляризаційно-кореляційні, вейвлет і мультифрактальні Стокс-параметричні взаємозв'язки між структурними (фібрилярна дерма шкіри і паренхіматозна селезінка) і патологічними (аденома і аденокарцинома простати)

змiнами i статистичними моментами 1-4-го порядкiв, що характеризують змiни поляризацiйно-iнтерференцiйно вiдтворених пошарових топографiчних розподiлiв величини модуля i аргумента 4-параметру “двоточкового” вектора Стокса, розподiлiв амплiтуд вейвлет коефiцiєнтiв на рiзних масштабах МНАТ функцiї, а також мультифрактальних спектрiв поляризацiйно-кореляцiйних мап протеїнових фiбрилярних мереж дослiджуваних зразкiв дегiдратованих плiвок бiологiчних тканин.

Методи дослiдження: в роботi картографування координатних розподiлiв величини iнтенсивностi двох ортогональних поляризацiйних проскцiй iнтерференцiйних розподiлiв у кожнiй точцi об’єктного поля бiологiчних тканин; цифрове 2D Фур’є алгоритмiчне вiдтворення i покрокове фазове сканування розподiлу комплексних амплiтуд об’єктного поля бiологiчних тканин; алгоритмiчна реконструкцiя пошарових фазових мап модуля поляризацiйно-кореляцiйних “двоточкових” параметрiв вектора Стокса у кожнiй точцi об’єктного поля бiологiчних тканин; алгоритмiчна реконструкцiя пошарових фазових мап аргумента поляризацiйно-кореляцiйних “двоточкових” параметрiв вектора Стокса у кожнiй точцi об’єктного поля бiологiчних тканин; обчислення статистичних моментiв 1-го – 4-го порядкiв, якi характеризують пошаровi фазовi поляризацiйно-кореляцiйнi мапи модуля i аргумента “двоточкових” параметрiв вектора Стокса об’єктного поля бiологiчних тканин; вейвлет розклад модуля i аргумента пошарових мап “двоточкових” параметрiв вектора Стокса та обчислення статистичних моментiв 1-го – 2-го порядкiв, якi характеризують розподiли величини амплiтуд вейвлет-коефiцiєнтiв з рiзними масштабами скануючої МНАТ функцiї; визначення скелетону максимумiв модуля амплiтуд вейвлет-коефiцiєнтiв i обчислення мультифрактальних спектрiв фазових пошарових мап модуля i аргумента “двоточкових” параметрiв вектора Стокса об’єктного поля бiологiчних тканин; обчислення статистичних моментiв 1-го – 4-го порядкiв, якi характеризують розподiли парцiальних фрактальних розмiрностей поляризацiйно-кореляцiйних пошарових мап модуля i аргумента “двоточкових” параметрiв вектора Стокса об’єктного поля бiологiчних тканин.

Наукова новизна отриманих результатів.

1. Уперше запропоновано поляризаційно-кореляційний підхід до аналізу об'єктних полів біологічних тканин і визначено оригінальні аналітичні алгоритми величини модуля і аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора Стокса цифрових мікроскопічних зображень зразків фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) дегідратованих плівок біологічних тканин.

2. Уперше розроблена і експериментально апробована методика поляризаційно-кореляційного 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 модуля поляризаційно-кореляційних “двоточкових” параметрів вектора Стокса.

3. Шляхом статистичного аналізу алгоритмічно відтворених координатних розподілів випадкових значень величини модуля і аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень зразків фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) дегідратованих плівок біологічних тканин уперше виявлено:

- Значення всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що описують координатний розподіл величини модуля $SK_{1,2}(m \times n)$ мікроскопічних зображень зразків дерми шкіри відмінні від нуля.

- По мірі зменшення ($\downarrow$) величини фазового сканування (μ_k) алгоритмічно відтвореного розподілу комплексних амплітуд об'єктного поля зразків дерми шкіри та селезінки має місце наступний сценарій зміни статистичних параметрів - $Z_{3;4}(|SK_{1,2}|) \uparrow$ і $Z_{1;2}(|SK_{1,2}|) \downarrow$.

- По мірі зменшення ($\downarrow$) величини фазового сканування (μ_k) алгоритмічно відтвореного розподілу комплексних амплітуд об'єктного поля зразків дерми шкіри та селезінки має місце наступний сценарій зміни статистичних параметрів - $Z_{3;4}(Arg(S_4^{12})) \uparrow$ і $Z_{1;2}(Arg(S_4^{12})) \downarrow$.

4. Уперше для аналізу поляризаційно-кореляційних мап модуля і фази мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) застосовано масштабно селективний вейвлет і мультифрактальний аналіз.

5. Уперше виявлено наявність у всіх фазових перерізах μ_k розвиненого скелетону двовірних мап вейвлет коефіцієнтів, а також звуження (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) діапазону зміни величин парціальних фрактальних розмірностей h_i мультифрактального спектру $F(h)$ відносно локалізації головного екстремума (основної фрактальної розмірності).

6. Статистичний аналіз мультифрактальних спектрів поляризаційно-кореляційних мап модуля і фази четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової вперше виявив в усіх фазових перерізах наявність відмінності від нуля для сукупності статистичних моментів 1-го–4-ого порядків, що характеризують розподіл парціальних фрактальних розмірностей, а також переважання значень статистичних моментів вищих порядків, які відображають асиметрію та ексцес цих розподілів, порівняно з величинами моментів 1-го та 2-го порядків.

7. Уперше експериментально визначена сукупність нових об'єктивних діагностично-актуальних азимутально-інваріантних поляризаційно-кореляційних, вейвлет і мультифрактальних Стокс-параметричних взаємозв'язків між структурними (фібрилярна дерма шкіри і паренхіматозна селезінка) і патологічними (аденома і аденокарцинома простати) змінами і статистичними моментами 1-4-го порядків, що характеризують зміни поляризаційно-інтерференційно відтворених пошарових топографічних розподілів величини модуля і аргумента 4-параметру “двоточкового” вектора Стокса, розподілів амплітуд вейвлет коефіцієнтів на різних масштабах МНАТ функції, а також мультифрактальних спектрів поляризаційно-кореляційних мап протеїнових фібрилярних мереж досліджуваних зразків дегідратованих плівок біологічних

тканин.

8. Уперше систематизовані і фізично проаналізовані результати діагностичного застосування методів поляризаційно-кореляційного картографування мікроскопічних зображень полікристалічної складової біологічних тканин для диференціальної діагностики доброякісних (аденома) і злоякісних (аденокарцинома) пухлин простати.

Практичне значення отриманих результатів.

Одержані результати дослідження розширюють уявлення про морфологічні й поляризаційно-кореляційні прояви орієнтаційно-фазової структури оптично анізотропіної архітектури нативних препаратів біологічних тканин та її патологічні зміни є теоретичним підґрунтям для розробки сукупності об'єктивних діагностичних критеріїв диференціальної діагностики доброякісних і злоякісних пухлин.

Визначені та фізично проаналізовані діагностично актуальні взаємозв'язки між статистичними і масштабно-селективними параметрами модуля і аргумента поляризаційно-кореляційних мап і патологічними станами пухлин простати забезпечили у рамках вейвлет підходу досягти хорошого $Ac \sim 88\%$ і дуже хорошого $Ac \sim 94,1\%$ рівнів диференціації зразків доброякісної аденоми і злоякісної аденокарциноми простати.

Мультифрактальний аналіз експериментальних даних поляризаційно-кореляційного картографування об'єктних полів забезпечив подальше зростання збалансованої точності диференціальної діагностики пухлин простати до максимального відмінного рівня, - $Ac = 97,7\%$.

Особистий внесок здобувача.

Дисертація є самостійною науковою працею автора, внесок якого у виборі мети та завдань, об'єму та методів дослідження, проведенні патентно-інформаційного пошуку за темою досліджень є основним.

Автором особисто були проведені необхідні оптико-фізичні вимірювання для поляризаційно-кореляційного картографування біологічних тканин різної морфологічної будови і патологічного стану. Здобувач зробив науковий аналіз,

сформулював основні положення та висновки.

Автор самостійно провів статистичну обробку отриманих результатів досліджень. Аналіз результатів, отриманих при поляризаційних і Мюллер-матричних дослідженнях, був здійснений за допомогою доктора фізико-математичних наук, професора О.Г. Ушенка, за що здобувач висловлює йому подяку.

В опублікованих у співавторстві з науковим керівником і колегами роботах автор вніс вагомий внесок у проведення досліджень, стосовно проведення експерименту, програмної обробки результатів, оформлення та написання статей і тез.

Апробація матеріалів дисертації.

Результати дисертаційного дослідження доповідалися на:

- “Sixteenth International Conference on Correlation Optics” (18-21 вересня 2023 р.),
- “Seventeenth International Conference on Correlation Optics” (2-12 вересня 2025 р.),

Публікації.

За результатами дисертації опубліковані: 18 статей у закордонних виданнях, проіндексованих у наукометричній базі даних Scopus. З них 16 відображають основні результати дослідження 1 публікація засвідчує апробацію дисертації, 1 додатково відображає результати дослідження. Крім того 4 статті опубліковані у журналах, що належать до квартилю Q2 та 1 належить до квартилю Q3.

Структура та обсяг дисертації.

Дисертація викладена українською мовою на 211 сторінках комп'ютерного тексту, з яких 157 сторінок основного тексту. Робота складається зі вступу, огляду літератури, матеріалів і методів дослідження, 4 розділів власних досліджень, узагальнення та аналізу результатів дослідження, висновків, практичних рекомендацій, списку використаних джерел, додатків. Дисертація ілюстрована 38 рисунками, 37 таблицями. Список використаної літератури містить 166 джерел.

РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ І СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ЛАЗЕРНИХ ПОЛІВ

1.1. Методи і системи поляризаційної візуалізації з використанням матриць Мюллера і матриць Джонса

У [102] систематизований науковий напрям “Поляриметрична візуалізація” — це неінвазивна оптична технологія, яка має велике значення в біофотоніці, оскільки дозволяє отримувати важливу інформацію про біологічні зразки. Вона може бути корисною, наприклад, для раннього виявлення захворювань або класифікації біологічних структур як у тваринних, так і у рослинних тканинах. Різні структури по-різному взаємодіють із світлом завдяки своїм поляриметричним властивостям, таким як деполяризація, дихроїзм або двопроменезаломлення. Детальний поляриметричний аналіз цих характеристик дозволяє виявити зв’язок між внутрішніми властивостями тканини та її поляриметричною реакцією, що дає змогу знайти найвідповідніші параметри для опису або дослідження зразка. Ці характеристики можна отримати експериментальним вимірюванням матриці Мюллера (M) зразка, на основі якої можна вивести різні поляриметричні показники з фізичною інтерпретацією. Отримані результати вказують на доцільність використання певних параметрів, які можуть бути корисними у багатьох біомедичних сценаріях, зокрема для раннього виявлення патологій або покращеної візуалізації структур у клінічних застосуваннях.

Розвитком [103] поляризаційної візуалізації стала поява зображувальних пристроїв з інтегрованою лінійною селективністю поляризації, яка відкриває нові можливості - математичну основу, необхідну для отримання загальних параметрів, що представляють інтерес: азимут, затримка і деполяризація зі скороченими матрицями Мюллера, які можна виміряти за допомогою нового обладнання. Зокрема у [104] констатується, що векторна еволюція взаємодії поляризованого світла з середовищем може розкрити його мікроструктуру та анізотропію, що виходять за межі того, що можна отримати за допомогою скалярної взаємодії світла. Анізотропні властивості (діатенуація, затримка і деполяризація) складного

середовища можуть бути кількісно оцінені за допомогою поляризаційної візуалізації шляхом вимірювання матриці Мюллера.

Вказаний підхід розвинений у [105] для виявлення цервікальної інтраепітеліальної неоплазії (CIN) на ранній стадії шляхом використання оптичної поляриметрії як неінвазивного діагностичного інструменту для характеристики тканин шийки матки. У цьому контексті надзвичайно важливо перевірити ефективність різних методів розкладання матриці Мюллера, які використовуються для вилучення внутрішніх властивостей поляризації складних мутних середовищ, таких як біологічні тканини.

1.2. Діагностичні застосування методів поляризаційного картографування

Діагностичне дослідження [106] зосереджується на топографічній структурі карт оптичної анізотропії (тезіограм) зневоднених плівок плазми крові (фацій) з метою ідентифікації та використання маркерів для діагностики самоподібності (мультифрактальності) в параметрах двозаломлення надмолекулярних білкових мереж. Дослідження базується на аналітичній моделі матриці Джонса, яка описує формування поля поляризаційно-структурних спекл у полікристалічних фаціях плазми крові. У запропонованій моделі були розроблені алгоритми для зв'язку реальних і уявних частин комплексних елементів матриці Джонса з тезіограмами лінійного та кругового двозаломлення. Для експериментальної реалізації цих алгоритмів була впроваджена нова оптична технологія для реєстрації поляризаційної інтерференції та фазового сканування лазерного спекл-поля фацій плазми крові. Лазерна пошарова тезіографія матриці Джонса базується на поляризаційній фільтрації та цифровій реєстрації інтерференційних візерунків з мікроскопічних зображень фацій плазми крові. Цей процес включає цифрову 2D-реконструкцію Фур'є та пофазове сканування об'єктного поля комплексних амплітуд, що дозволяє отримувати фазові зрізи компонентів поля лазерної поляризаційно-структурної спекл, розсіяних з різною кратністю. Для кожної

фазової площини були отримані зображення надмолекулярних мереж за допомогою матриці Джонса, а також відповідні тезіограми лінійної та кругової двозаломлення. Експериментальні дані, отримані за допомогою лазерної пошарової тезіографії матриці Джонса, були кількісно проаналізовані за допомогою двох взаємодоповнюючих підходів: статистичного аналізу (центральні моменти 1-4-го порядку) та мультифрактального аналізу (спектри розподілу фрактальних розмірів). В результаті були ідентифіковані найбільш чутливі маркери, а саме асиметрія та кутовість, що підкреслює зміни в статистичних і масштабних самоподібних структурах тезіограм лінійного та кругового двозаломлення в фаціях плазми крові. Практичним аспектом цієї роботи є оцінка діагностичного потенціалу методу тезіографії матриці Джонса для виявлення та диференціації змін двозаломлення надмолекулярних мереж у фації плазми крові, спричинених довгостроковими наслідками COVID-19. З цією метою було сформовано контрольну групу (здорові донори) та три експериментальні групи пацієнтів, у яких було підтверджено COVID-19 один-три роки тому. В рамках доказової медицини було оцінено експлуатаційні характеристики методу — чутливість, специфічність і точність. Метод продемонстрував високу точність у диференційній діагностиці довгострокових наслідків COVID-19. Це було досягнуто шляхом статистичного аналізу спектрів фрактальних розмірів тезіограм матриці Джонса, реконструйованих у фазовій площині одинарного розсіювання в об'ємі фацій плазми крові.

Інший напрям діагностики розглянено у [107], де двозаломлення суглобового хряща пов'язане з зональною архітектурою, в першу чергу, колагену II типу, що було детально оцінено в проходженні через тонкі зрізи тканини для оцінки відновлення та дегенерації хряща. Візуалізація суглобового хряща за допомогою матриці Мюллера в відбитті має потенційну користь для неруйнівної візуалізації в клінічних та дослідницьких застосуваннях. Тому була створена така система візуалізації для вимірювання сигналів відбиття лазера, яка була відкалібрована та протестована за допомогою оптичних стандартів. Полярний розклад був обраний як метод для вилучення основних оптичних параметрів з експериментальних

матриць Мюллера, ефективність якого була підтверджена моделюванням. Було виявлено, що суглобовий хрящ дорослої великої рогатої худоби з пателлофеморальної борозенки має затримку $\sim 0,93$ радіана, низьку діатенуацію $\sim 0,2$ і помірно високу деполаризацію $0,66$. Моделювання показало, що варіація деполаризації призводить до неточності карт деполаризації та затримки, отриманих за допомогою полярного розкладу. Ці результати створюють основу для подальшого дослідження клінічної корисності поляризованих сигналів з тканин коліна та пропонують потенційні підходи для підвищення точності карт полярного розкладу.

Однак широко застосовувані поляриметричні системи ММ з постійним кроком обертання часто вимагають значного часу для вимірювання, тому їх важко використовувати в динамічних біомедичних сценаріях застосування [108]. У цьому дослідженні представлено нову ідею для генерації декількох станів поляризації за допомогою фільтроподібного методу ковзання замість обертання чвертьхвильової пластини, а також аналізуємо переваги додатково отриманої інформації про кругову поляризацію за допомогою запропонованої системи поляриметрії з модуляцією падіння (IMPS) для динамічної поляриметрії тканин. На цій основі розроблено генератор стану поляризації, складений з декількох поляризаторів для модуляції стану поляризації падіння. Завдяки приводу від гвинтового лінійного двигуна модульні поляризатори послідовно переміщуються з високою швидкістю, що дозволяє скоротити час вимірювання 3×4 мм до 5 секунд. Показано, що запропонована IMPS може навіть досягти більш швидкого вимірювання для конкретних схем поляриметрії. Крім того, вона дозволяє уникнути різних помилок вимірювання завдяки фіксованим і нерухомим поляризаторам. Результати візуалізації тканин як за допомогою пропускання, так і за допомогою зворотного розсіювання демонструють, що IMPS має точні можливості візуалізації, надаючи інформацію про поляризацію, таку як кругова діагенерация, затримка і орієнтація двозаломлення, з високою часовою роздільною здатністю.

Різні поляриметри Стокса визначаються переважно роздільною здатністю, швидкістю збору даних та світлом для проведення точних і швидких вимірювань.

У [109] представлено реалізацію автоматичного динамічного поляриметра Стокса для характеристики зразків небіологічних та біологічних матеріалів. Запропонована система налаштована для роботи в режимі відбиття або пропускання лазерного променя He-Ne для обчислення матриці Мюллера. Приладова частина включає два асинхронних фотоеластичних модулятори, два нано-крокові двигуни та карту збору даних з точністю 2%. Матриця Мюллера обчислюється програмним забезпеченням за допомогою методу 36 вимірювань без необхідності обробки зображення. Експерименти показують ефективність запропонованого оптичного масиву для обчислення матриці Мюллера в режимі відбиття та пропускання для різних зразків. Середньоквадратична похибка обчислюється для кожного елемента отриманої матриці з використанням еталонних значень повітря та дзеркала. Порівняння з подібними роботами в літературі підтверджує ефективність запропонованого оптичного масиву.

Зазначено техніка актуальна і у біомедичних домлідження. Зокрема у [110] застосовано використання подвійної ретардерної поляриметрії Мюллера в поєднанні з фазовим затримкою для диференціації зшивання колагену в нормальній колагеновій гелевій матриці від зшивання в тканинах з неферментативним зшиванням. Була використана система подвійної рідкокристалічної поляриметрії Мюллера, що передбачає електронну модуляцію генераторів стану поляризації (PSG), для отримання всіх типів станів поляризації без переміщення будь-яких частин і забезпечення можливості виявлення сигналу безпосередньо за допомогою поляриметра Стокса. Лінійна фазова затримка була отримана для характеристики розчинної та гелевої форм колагену за допомогою диференціального аналізу матриці Мюллера. У результаті виявлено, що вимірювання лінійної фазової затримки за допомогою диференціальної поляриметрії матриці Мюллера успішно диференціювало гелеві матриці колагену з різним ступенем зшивання, утворені в результаті неферментативного процесу глікації, і продемонструвало, що ця технологія є швидким і простим методом. Цей підхід має високу чутливість для вивчення відмінностей у фібрилярному зшиванні в глікованому колагені. Крім того, ця робота показує, що цей метод структурного

аналізу має потенційну клінічну діагностичну цінність завдяки своїй неінвазивності та економічній ефективності.

Отже можна констатувати, що оптична поляриметрія викликає все більший інтерес до дослідження дрібних деталей компонентів м'яких тканин, що відображають зміни під час патологічної трансформації тканин. Стромальний колаген, потенційний кандидат для оптичної поляриметрії, відіграє важливу роль на стадіях розвитку раку. У огляді [111] представлено загальну інформацію про біологію та оптичну реакцію стромального колагену, а також про інструментарій та аналіз зображень у різних конфігураціях оптичної поляриметрії, які допомагають виокремити відповідні характеристики для ефективної класифікації тканин з метою діагностики. Нозглядаються лінійні оптичні поляризаційні властивості колагену і досліджується виокремлення більш дрібних структурних деталей колагену за допомогою нелінійної оптичної поляриметрії. Обговорюються вимірювання як *in vivo*, так і виокремлених тканин, а також рекомендуються напрямки для майбутніх досліджень

1.3. Мюллера-матрична візуалізація

Зазначена техніка візуалізації набула подальшого удосконалення [112] шляхом розкладе матриці Мюллера на основі диференціальної формулювання обчислення Мюллера. Диференціальна матриця Мюллера отримується з макроскопічної матриці за допомогою власного аналізу. Потім вона розкладається на повний набір з 16 диференціальних матриць, які відповідають основним типам оптичної поведінки для деполаризуючих анізотропних середовищ. Цей метод успішно застосовується для поляриметричного аналізу декількох зразків. Диференціальні параметри дозволяють виконати вичерпну характеристику анізотропії та деполаризації. Цей розклад особливо підходить для вивчення середовищ, в яких одночасно відбуваються кілька ефектів поляризації.

Одержана матриця Мюллера є всеохоплюючим представленням властивостей зразка щодо перетворення поляризації, що містить велику кількість

інформації про мікроструктуру розсіювальних об'єктів [113]. Проте часто незручно використовувати окремі елементи матриці Мюллера для характеристики мікроструктури через відсутність явного зв'язку між цими елементами та фізичними властивостями зразків. У цьому огляді узагальнено методи виведення груп поляризаційних параметрів, які мають чітке фізичне значення та асоціюються з певними структурними властивостями мутних середовищ, включно з різними методами декомпозиції матриці Мюллера (MMD) та технікою перетворення матриці Мюллера (MMT). Раніше експериментатори обирали найбільш підходящий метод для конкретної схеми вимірювання. У цьому огляді представлено нову дослідницьку парадигму під назвою «полароміка». У межах цієї парадигми параметри MMD та MMT розглядаються як базові поляриметричні параметри (PBP), що використовуються для побудови поляриметричних ознак (RFP) для кількісної характеристики складних біомедичних зразків. Для визначення RFP, чутливих до певних мікро- або макроструктурних особливостей, залучаються методи машинного навчання.

Таким чином, можна вважати, що поляриметрія на основі матриці Мюллера є природним розвитком мікроскопії з поляризованим світлом, знаходить нові застосування у біології, медицині, патології та багатьох інших галузях. У огляді [114] розглянуто основні принципи поляриметрії матриці Мюллера, продемонстровано різні експериментальні схеми — від систем із двома обертовими хвильовими пластинками до знімкових систем. Також описано поширені підходи до аналізу даних мікроскопії на основі матриці Мюллера. Нарешті, представлено типові приклади застосувань цього методу та наведено перспективи розвитку мікроскопії з використанням матриці Мюллера.

Можливість дослідження середовищ без їх руйнування або порушення їхніх властивостей давно приваблює науковців і знайшла широке застосування у біомедицині та інших галузях [115]. Особливо важливу роль у цій сфері відіграє світло низької інтенсивності, оскільки воно слабо впливає на об'єкти, з якими взаємодіє, і водночас має низку універсальних властивостей, що можуть нести важливу інформацію про досліджуване середовище. У галузі діагностичної

біомедичної оптики використовуються різні характеристики світла такі як інтенсивність (яскравість) для отримання зображень та довжина хвилі (колір) у спектроскопії. Менш поширене, але активно досліджуване й поступово прийняте в арсенал неруйнівних методів оцінювання, є використання польових характеристик світлової хвилі — амплітуди, фази, когерентності та поляризації. Насправді саме когерентність і поляризація є більш фундаментальними властивостями, які відіграли ключову роль у розумінні поперечного характеру електромагнітних хвиль, кутового моменту світла або фотонів, а також низки нетривіальних оптичних явищ, пов'язаних з інтерференцією світлових хвиль.

Узагальненням цієї методології є дослідження [116], де пропонується компактний чотириканальний поляризаційний голографічний мікроскоп з кутовим мультиплексуванням для кількісного визначення просторово розподіленої матриці Джонса динамічного зразка в мікрорідинному каналі. Щоб зробити систему зображення компактною, у голографічний мікроскоп було впроваджено спільно-шляхову позаосьову конфігурацію на основі простого об'єкта та блоку генерації опорного променя, який складається з призми Волластона та збиральної лінзи. Використовуючи цю систему та метод відновлення, описаний у роботі, можна одночасно отримати просторово розподілені параметри матриці Джонса, а також поляризаційну інформацію, зокрема лінійний дихроїзм та фазову затримку, цільового зразка з одного голографічного знімка. Експериментально продемонстровано ефективність методу шляхом кількісного вимірювання параметрів двопротинезаломлення чвертьхвильової пластини та вилучення двовимірної матриці Джонса і поляризаційних параметрів частинок крохмалю картоплі та нематод *C. elegans*. Проста оптична структура та спільно-шляховий дизайн знижують вимоги до когерентності джерела світла та стабільності системи, що забезпечує перспективний підхід до розробки портативного поляризаційного голографічного мікроскопа для мікрорідинних застосувань.

Практичне застосування поляризаційно-голографічної технології деталізовано і систематизовано у дослідженнях [117,118]. Тут подано аналіз сучасних тенденцій у поляриметричній та флуоресцентній діагностиці оптично

анізотропних біологічних тканин людини та рідин органів із використанням векторно-параметричного підходу, заснованого на інформаційно-повному Мюллер матричному формалізмі.

Окрім цього розглядаються такі питання: структурна та логічна схема багатопараметричного (сингулярного, інтерференційного та пошарового Стокс-поляриметричного) поляризаційно-кореляційного дослідження структури розподілів кількості сингулярностей, карт локального контрасту інтерференційних розподілів і пошарових карт мікроскопічних полів азимуту та еліптичності поляризації, а також визначення взаємозв'язків між змінами статистичних параметрів, що характеризують поляризаційно-кореляційні розподіли, і патологією пухлин передміхурової залози. Подано модель процесів формування структури розподілів кількості сингулярностей, карт локального контрасту інтерференційних розподілів і пошарових карт азимуту та еліптичності поляризації мікроскопічних зображень зразків біопрепаратів пухлин простати та полікралісталічних мазків крові. Описано експериментальні методи багатопараметричного (сингулярного, інтерференційного та пошарового Стокс-поляриметричного) поляризаційно-кореляційного дослідження зазначених структур, а також алгоритми статистичного аналізу координатної структури множини таких розподілів. Наведено алгоритми для визначення діагностичної ефективності методів багатопараметричних поляризаційно-кореляційних досліджень і описано характеристики об'єктів дослідження.

1.4. Джонс-матрична візуалізація

У [119] констатовано, що поляризація світла несе важливу інформацію про матеріали, з яких складаються біологічні зразки. Матриця Джонса є універсальним інструментом для кількісного опису ступеня поляризації, однак її вимірювання зазвичай обмежувалося сполучними тканинами з вираженою поляризаційною відповіддю через недостатню чутливість методів. Представлено поляризаційно-фазову мікроскопію, здатну вимірювати матрицю Джонса живої еукаріотичної

клітини. Такий підхід поєднує синтетичне апертурне зображення з поляризаційно-фазовою мікроскопією для підвищення чутливості до поляризації. Отримане придушення внутрішнього фазового шуму під час вимірювання дозволяє чітко візуалізувати матрицю Джонса окремої еукаріотичної клітини. Використовуючи синтезовані матриці Джонса, кількісно визначено характерні поляризаційні властивості нормальних і ракових клітин, а також виявлено суттєві відмінності між цими двома типами клітин.

Важливим діагностичним біомедичним аспектом стали результати серії Мюллер матричних і Джонс матричних досліджень [120-124].

Аналіз просторових частот зображень матриці Мюллера (ММ) у просторі Фур'є [120] дає кількісні параметри анізотропії в строму нормальних і передракових тканин шийки матки людини. Просторові частоти елементів ММ містять достовірну інформацію про мікроскопічну структурну організацію, яка зумовлена різною орієнтацією колагенових волокон у сполучній тканині та їх рандомізацією в процесі розвитку захворювання. Зокрема, локальні порушення нормальної періодичної та впорядкованої структури колагену під час росту раку шийки матки проявляються у спектрах Фур'є вибраних елементів матриці Мюллера, що кодують ефекти анізотропії через ретарданс і двопроменезаломлення. На відміну від цього, спектри Фур'є диференційованих зображень із поляризаційною фільтрацією обмежені лише однією орієнтацією колагену. Спектри Фур'є елементів першого рядка (M11, M12, M13, M14) і першого стовпця (M11, M21, M31, M41) дозволяють розрізняти цервікальну інтраепітеліальну неоплазію (CIN-I) та нормальні зразки тканин шийки матки із чутливістю та специфічністю 95–100%. Спектри швидкого перетворення Фур'є елементів першого та четвертого рядків дозволяють класифікувати стадії CIN-I та CIN-II з чутливістю 90–100% і специфічністю 87–100%. Нормальні та CIN-II зразки успішно розрізняються за спектрами Фур'є кожного елемента ММ, причому елемент M31 є ключовим класифікатором між нормальними, CIN-I і CIN-II стадіями раку шийки матки з 100% чутливістю та специфічністю. Ці результати демонструють потенціал аналізу просторових частот зображень матриці Мюллера

як нового, наскільки нам відомо, підходу для виявлення ракових і передракових змін.

У [121] представлено результати теоретичного обґрунтування та експериментальної перевірки нового лазерного поляризаційно-інтерференційного методу для побудови карт матриці Джонса з цифровим пошаровим фазовим скануванням об'єктного поля полікраталічних плівок жовчі. Статистичний аналіз пошарових карт дійсних і уявних компонент зображень матриці Джонса виявив набір діагностичних маркерів — асиметрію та ексцес, - чутливих до змін лінійного та циркулярного двопроменизаломлення полікраталічної структури в межах надмолекулярних мереж дегідрованих плівок жовчі.

У роботі [122] проаналізовано взаємозв'язок між просторовим розподілом оптичної анізотропії біологічних плівок рідин з різним біохімічним складом та фазовими зрізами об'ємних розподілів амплітуди і фази «двоточкового» вектора Стокса їхніх мікроскопічних зображень. Застосовуючи масштабно-селективний вейвлет-аналіз у межах статистичного підходу, визначено значення та діапазони статистичних моментів 1–4-го порядків, що описують :

- розподіл величин модуля та фази елементів вектора Стокса в різних фазових зрізах об'єктного поля;
- набір значень амплітуд вейвлет-коефіцієнтів для різних масштабів геометричних розмірів карт модуля і фази ступеня кореляції елементів вектора Стокса (DCS).

У дослідженні [123] представлено експериментальне обґрунтування методу Стокс-поляриметрії із застосуванням опорної лазерної хвилі. Наведено дані пошарового моніторингу координатного розподілу еліптичності поляризації випромінювання, що пройшло крізь полікраталічні структури біологічних плівок рідин. За допомогою статистичного та кореляційного аналізу встановлено межі коливань моментів 1–4-го порядків, які описують розподіл еліптичності поляризації випромінювання, що пройшло крізь полікраталічні структури в різних фазових зрізах .

У статті [124] представлені матеріали дослідження спектральних залежностей параметрів вектора Стокса електромагнітного випромінювання, що проходить через шари синовіальної рідини колінного суглоба з різними типами патологій. Встановлено спектральні коефіцієнти розкладу за Грем-Шарльє для спектральних Стокс-поляриметричних залежностей, а також визначено чутливість та специфічність цього методу для діагностики або диференціації типу патології колінного суглоба.

1.5. Стокс корелометрія лазерних полів

У дослідженні [123] встановлено закономірності між тривимірними параметрами оптичної анізотропії полікристалічних мереж плівок препаратів рідин з різним біологічним складом і пошаровими фазовими зрізами просторових розподілів амплітуди та фази елементів «двоточкового» вектора Стокса мікроскопічних зображень.

Подальший розвиток технік поляризаційної візуалізації та картографування набув у дослідженнях [126]. Поляризаційна візуалізація показала великі перспективи у біомедичних дослідженнях завдяки своїй чутливості до мікроструктурних змін та анізотропних оптичних ефектів у біологічних тканинах, а також до контрасту між ураженою ділянкою та нормальною тканиною. Однак для повного поляризаційного вимірювання, використання матриці Мюллера або векторів Стокса не підходять для динамічного моніторингу фізіологічних процесів, оскільки процеси отримання зображень є трудомісткими. У [126] запропоновано метод отримання швидких послідовних Стокс зображень та показано його застосування для оцінки тканин. Використовується конфігурація з однією обертовою хвильовою пластинкою для отримання 2D-зображень вектора Стокса, процес очищення тканин та вимірювання Стокса виконуються синхронно на вертикальному експериментальному пристрої. За допомогою представлення векторів Стокса на сфері Пуанкаре виділено параметри лінійного двопроменезаломлення та циркулярної деполіризації для характеристики

мікроструктур біологічних зразків, що підтверджено на двох експериментах з тканиною. Результати демонструють динамічні послідовності зображень Стокса для двох типів *in vitro* зразків тканин під час очищення та дозволяють кількісно оцінити часові зміни, викликані очищенням, на основі поляризаційних параметрів. Експериментальні результати демонструють здійсненність швидкої поляриметрії Стокса та її потенційне застосування для контролю стану тканин та фізіологічних процесів.

На даний момент часу проаналізовані поляризаційні техніки продовжують інтенсивно розвиватися і удосконалюватися. Зокрема робота [127] присвячена розробці та експериментальному тестуванню методу поляризаційної корелометрії для аналізу полікристалічної структури біологічних шарів. Було введено новий параметр — комплексний ступінь взаємної анізотропії. Експериментально досліджено статистичну структуру (статистичні моменти 1–4 порядків) розподілів значень модуля sdm просторово структурованих фібрилярних мереж зразків міокарда, що зазнав некротичних змін унаслідок механічної асфіксії та серцевого нападу.

У [128] досліджено взаємозв'язки між тримірними розподілами параметрів оптичної анізотропії самозбірних плівок м'яких тканин — полікристалічних мереж плівок крові— та покроковими фазовими картами модуля та фази параметрів «двохточкового» (кореляційного) вектора Стокса мікроскопічного зображення. Визначено значення та діапазони змін статистичних моментів 1–4 порядків, які характеризують покрокові карти модуля та фази параметрів вектора Стокса мікроскопічних зображень кров'яних плівок пацієнтів з аденокарциномою простати. Фізично обґрунтовано та експериментально встановлено ефективність 3D Стокс кореляційного картування препаратів кров'яних плівок для диференціації злоякісних станів тканин простати різного ступеня тяжкості.

1.6. Методи поляризаційно-чутливої оптичної когерентної томографії

Новим кроком стали томографічні дослідження [129-136] - Джонс-матрична оптична когерентна томографія (JM-OCT) є розширенням поляризаційно-чутливої OCT і надає кілька типів оптичного контрасту біологічних та клінічних зразків. JM-OCT вимірює просторовий розподіл матриці Джонса зразка та її часову послідовність. Всі контрасти (тобто багатоконтрастні OCT-зображення) обчислюються на основі матриці Джонса. Контрасти, отримані з матриці Джонса, включають не лише звичайну, нечутливу до поляризації OCT інтенсивність, кумулятивне та локальне фазове уповільнення (двопроменезаломлення), ступінь однорідності поляризації для оцінки випадковості поляризації, дихроїзм, а й коефіцієнт загасання сигналу, густину розсіювання зразка, доплерівську OCT, OCT-ангіографію та динамічну OCT, яка контрастує внутрішньоклітинну рухливість або метаболізм шляхом аналізу часових коливань сигналу OCT. JM-OCT є узагальненою версією OCT, оскільки вимірює узагальнену форму інформації про зразок; тобто послідовність матриць Джонса. Огляд узагальнює базову концепцію, математичний принцип, апаратну реалізацію, обробку сигналів та зображень, а також біологічні та клінічні застосування JM-OCT. Описано також просунуті технічні теми, включаючи специфічну для JM-OCT корекцію шуму та оцінку величин, а також властивість самокалібрування JM-OCT.

Двопроменезаломлення тканин є внутрішнім маркером, який потенційно корисний для діагностики раку [130]. Традиційно властивості двопроменезаломлення досліджували за допомогою формалізму, що базується на інтенсивності, через алгебру матриць Мюллера. Натомість опис Джонса дозволяє безпосередньо оцінювати анізотропні властивості зразка. Оскільки алгебра Джонса базується на комплексних полях і потребує вимірювань як фази, так і амплітуди, вона використовується рідше. У [130] запропоновано метод швидкої реєстрації зображень для вимірювання матриць Джонса за допомогою кількісної фазової мікроскопії. Поєднано широкосмугову систему фазового зображення з поляризаційно-чутливим детектором для отримання матриць Джонса в кожній

точці зображення мегапіксельного масштабу з майже відео-частотою захоплення. Для підтвердження ефективності підходу виміряно стандартні мішені, частково двопроменезаломлюючі зразки, динамічні об'єкти та тонкі гістопатологічні зрізи.

Дослідження взаємодії поляризованого світла з будь-якими двопроменезаломлюючими середовищами може надати важливу інформацію про їх властивості. Такі дослідження часто базуються на точному контролі поляризованого світла для характеристики двопроменезаломлення середовища, при цьому припускаючи ідеальні властивості зразка. У [131] проведено поляриметричні вимірювання матриці Джонса різних трансмісійних і відбивних компонентів без припущення про ідеальні властивості досліджуваних зразків. Фільтрація фізично реалізованих матриць Джонса дозволяє аналізу визначати повне двопроменезаломлення з матриці Джонса без будь-яких спеціальних вимог до налаштування вхідних станів поляризації, використовуючи довільні стани поляризації. Ця робота забезпечує потужний метод оцінки повного двопроменезаломлення та сприятиме кращому розумінню походження і взаємозв'язку двопроменезаломлення та його впливу на будь-яку оптичну систему.

У [132] показано, що ангиографія на основі поляризаційно-чутливої оптичної когерентної томографії (PS-OCTA) із використанням повної оцінки матриці Джонса для декореляції спеклів забезпечує покращену контрастність та глибину візуалізації судин порівняно з традиційною OCTA. Було визначено оптимальний спосіб комбінування окремих елементів матриці Джонса та порівняно якість отриманого зображення з традиційним OCT-сканером шляхом спільного сканування одних і тих же ділянок шкіри при максимально схожих налаштуваннях. Зображення проєкцій судин шкіри пальців та передпліччя демонструють переваги PS-OCTA на основі матриці Джонса. Це дослідження забезпечує перспективну відправну точку та корисну довідку для майбутніх доклінічних та клінічних застосувань PS-OCTA на основі матриці Джонса.

Поляриметрія Джонса–Стокса є надійною *in vitro* поляриметричною методикою, яку можна використовувати для дослідження анізотропних властивостей двопроменевого середовища. Вивчення просторово-розділених

компонент матриці Джонса об'єкта є евристичним підходом для отримання інформації про фазу та поляризацію. Проте пряме інтерпретування елементів матриці Джонса та їх розклад на пов'язані анізотропні властивості зразка залишається складним завданням, яке потребує дослідження. У [133] експериментально демонструється комбінована поляриметрія Джонса–Стокса для вивчення характеристик модуляції амплітуди, фази та поляризації скрученого нематичного рідкокристалічного просторового модулятора світла (TNLC-SLM). Анізотропна відповідь SLM калібрується для всього діапазону градацій сірого. Визначаються невідворотні анізотропні властивості, такі як дихроїзм, затримка, ізотропне поглинання, двопроменезаломлення, які отримуються з вимірюваних матриць Джонса SLM за допомогою розкладу Джонса та нового алгебраїчного підходу для розкладу матриці Джонса. Результати цього дослідження забезпечують повне поляриметричне калібрування SLM у рамках його анізотропних характеристик.

Характеризація поляризаційних властивостей патологій шкіри залишається актуальною проблемою для дерматологів. У [134] розширено метод для виявлення плоскоклітинної карциноми, базальноклітинної карциноми та меланоми у людей. Використовуючи запропонований метод, були визначені кут орієнтації лінійного двопроменезаломлення (α), фазове уповільнення (β), кут оптичного обертання кругового двопроменезаломлення (γ), кут орієнтації лінійного дихроїзму (θ_d), лінійний дихроїзм (D), круговий дихроїзм (R), ступені лінійної деполаризації (e_1 та e_2), ступінь кругової деполаризації (e_3) та індекс деполаризації (Δ) для 72 зрізів 12 зразків плоскоклітинного карциноми, 72 зрізів 12 зразків базальноклітинного карциноми, 18 зрізів 3 зразків меланоми та 36 зрізів 6 здорових зразків. Експериментальні результати показали, що ракові тканини мають нижче фазове уповільнення (β) та лінійний дихроїзм (D) порівняно зі здоровою шкірою. Загалом, запропонований метод забезпечує корисну інформацію для характеристики оптичних властивостей ракових тканин людини за допомогою поляриметрії матриці Стокса–Мюллера.

Взаємодія поляризованого світла зі здоровими та патологічними ділянками тканини розкриває структурну інформацію, пов'язану з її патологічним станом. Навіть незначні зміни у структурному вирівнюванні можуть викликати зміни поляризаційних властивостей, що може відігравати ключову роль у ранньому виявленні патологічної морфології тканини. Ми пропонуємо мікроскоп Стокса-Мюллера на основі трансмісії для кількісного аналізу мікроструктурних властивостей зразків тканини. Поляризаційна мікроскопія на основі Стокса-Мюллера надає значну структурну інформацію про тканину через різні поляризаційні параметри, такі як ступінь поляризації (DOP), ступінь лінійної поляризації (DOLP), ступінь кругової поляризації (DOCP), анізотропія (r) та параметри розкладу Мюллера, такі як дихроїзм, уповільнення та деполаризація. Крім того, за допомогою відповідних методів обробки зображень, таких як машинне навчання (ML), зображення були ефективно проаналізовані. Модель класифікації зображень на основі опорних векторів досягла точності валідації 95,78% та точності тестування 94,81% із використанням набору даних поляризаційних параметрів. Результати дослідження [135] демонструють потенціал поляриметрії Стокса-Мюллера у характеристиці та діагностиці тканин, забезпечуючи цінний інструмент для біомедичних застосувань.

Робота [136] спрямована на розробку та експериментальне тестування поляризаційно-спектрального методу для аналізу полікристалічної структури плівок синовіальної рідини людського суглоба. Порівнюючи чутливість, специфічність та точність методів поляриметрії у діагностиці та диференціації зазначених патологічних станів суглобів, можна зробити висновок: метод спектрополяриметрії демонструє найвищу специфічність (82–86%), чутливість (92–93%) та точність (88–89%). Додатково розглядається можливість діагностики типу інсульту мозку за зміною поляризаційно-спектральних характеристик.

1.7. Існуючі проблеми та шляхи їх подолання

Поряд із численними перевагами ММІ методи [137-141] не позбавлені й недоліків. Насамперед це спотворює вплив на отримані результати багаторазово розсіяного деполяризованого фону [138-141]. Ця обставина значною мірою перешкоджає розвитку сучасних методів Мюллер-матричної поляриметрії біологічних об'єктів та пов'язаного з нею аналізу інформації [18,20,22,28,90-95]. Іншим, не менш важливим недоліком фотометричних ММІ є методологічна недоступність інформації про амплітудно-фазову $E_{x,y}(r)$ структуру поля біоспеклів [137]. Нарешті, основною проблемою є неможливість отримання "композиційної" інформації про специфіку кореляційних взаємозв'язків між значеннями f_{jk} у різних точках (r) ММІ біологічного шару м'якої матерії. Така інформація визначає мікротектурні особливості оптично анізотропної архітекτονіки біологічного об'єкта та є недоступною для "одноточкового" ММІ картографування.

Важливим етапом у подоланні перших двох проблем стало створення та використання технік оптичної когерентної томографії (ОСТ) у дослідженні внутрішньої структури біологічних тканин [137]. Численні приклади їх успішного клінічного застосування даних оптичної візуалізації шарів м'якої матерії систематизовані в огляді [138]. Не менш ефективною виявилася й інша група методів з використанням поляризаційно-інтерференційної реєстрації та пошарового фазового сканування полів біоспеклів [139]. Шляхом шарового фазового сканування інтерференційно реконструйованих полів комплексних амплітуд виділяється одноразово розсіяна компонента [140]. В результаті підвищується діагностична чутливість методів Мюллер-матричного картографування за рахунок усунення багаторазово розсіяного деполяризованого фону. Зокрема, для дифузних зразків біологічних тканин у судовій медицині реалізовано диференціацію посмертних травматичних змін міокарда [141], а також диференціацію некротичних змін тканин органів людини [142]. Для більш тонких, частково деполяризуючих плівок крові та її плазми продемонстровано можливість

діагностики раку щитовидної залози [143], а також детектування віддалених наслідків COVID-19 [144,145]. Разом з тим, на даний момент залишається невирішеним питання отримання інформації про специфіку кореляційної структурності розподілів фазово-реконструйованих Мюллер-матричних зображень $f_{jk}(r)$. Спосібом подолання цієї проблеми може стати новий теоретичний "двоточковий" поляризаційно-кореляційний підхід [146] до аналізу традиційних Стокс-параметричних розподілів $S_{l=1;2;3;4}(r)$. Вперше високу ефективність такого аналізу вперше продемонстрували при диференціації зразків біологічних тканин з різною текстурою морфологічної будови [147]. Чутливість нового поляризаційно-кореляційного методу $SC_{l=1;2;3;4}(r_1; r_2)$ виявилася в 2-3 вище порівняно з даними традиційного "одноточкового" Стокс-поляриметричного картографування полів розсіяного випромінювання. Однак у реальних умовах багаторазового розсіювання полів діагностичні можливості даного методу виявилися суттєво обмежені. Виходячи з цього, актуальним є узагальнення та подальший розвиток розглянутого методу поляризаційно-кореляційного картографування [148-157].

Висновки до розділу 1

- Висвітлено основні сучасні методи поляриметрії біологічних тканин.
- Обґрунтовано актуальність розробки нових підходів Стокс-корелометричного картографування об'єктних полів полікристалічних плівок біологічних тканин і рідин.
- Обґрунтовано перспективність «двоточкових» поляризаційно-кореляційних методів діагностики біологічних тканин і рідин.

РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

У даному розділі представлені матеріали:

1. Структурно-логічна схема дисертаційного дослідження.
2. Описання оптичної схеми Стокс поляриметрії та параметрів оптичних елементів.
3. Методики експериментального вимірювання координатних розподілів традиційних одноточкових параметрів вектора Стокса.
4. Опису схеми та параметрів елементів поляризаційного інтерферометра мікроскопічних зображень біологічних шарів.
5. Опису поляризаційно-інтерференційної методики цифрового голографічного відтворення розподілів комплексних амплітуд поляризаційно-неоднорідних лазерних об'єктних полів і дискретного фазового сканування його площин.
6. Аналізу методики пошарової Стокс-корелометрії поляризаційно-неоднорідних лазерних об'єктних полів оптично анізотропної полікристалічної складової біологічних тканин.
7. Статистичного, вейвлет і мультифрактального аналізу Стокс-параметричних поляризаційно-кореляційних мап фазово-неоднорідних об'єктних лазерних полів.
8. Інформаційного аналізу точності методів диференціальної діагностики.
9. Характеристики об'єктів дослідження.

2.1. Структурно-логічна схема дисертаційного дослідження

3D Стокс-корелометрія мультифрактальних поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів полікристалічних шарів дегідратованих плівок біологічних тканин		
Об'єкти		
Біологічні тканини і рідини різної морфологічної будови і патологічного стану		
Дерма шкіри	Селезінка	Простата
Методи		
Багатоканальне Стокс-поляриметричне картографування фазово-неоднорідних об'єктних полів	Багатоканальне Стокс-корелометричне картографування фазово-неоднорідних об'єктних полів	Поляризаційно-інтерференційне пошарове картографування об'єктних полів
Вектор-параметричні мікроскопічні зображення оптично анізотропних дегідратованих плівок біологічних тканин	Поляризаційно-кореляційні мікроскопічні зображення оптично анізотропної складової дегідратованих плівок біологічних тканин	Пошарові поляризаційно-кореляційні зображення полікристалічної складової дегідратованих плівок біологічних тканин
Комп'ютерне моделювання сценаріїв формування статистичної структури поляризаційно-кореляційних зображень полікристалічної складової оптично анізотропних шарів		
Аналітичні алгоритми реконструкції мультифрактальної структури мікроскопічних зображень полікристалічної складової дегідратованих плівок біологічних тканин		
Поляризаційно-кореляційні мапи мікроскопічних зображень		
Методи обробки даних		
Статистичний аналіз	Вейвлет аналіз	Фрактальний аналіз
Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків	Розподіли амплітуди вейвлет коефіцієнтів	Спектри фрактальних розмірностей
Критерії і діагностичні маркери Стокс-корелометричної диференціальної діагностики патологічних змін полікристалічної структури пухлин простати		
Точність диференціальної діагностики доброякісних і злоякісних пухлин простати методами статистичного, вейвлет і фрактального аналізу поляризаційно-кореляційних мап мікроскопічних зображень оптично анізотропних шарів полікристалічних дегідратованих плівок біологічних тканин		

2.2. Методологія “Одноточкових” методів лазерної поляриметрії біологічних об’єктів.

У цьому параграфі систематизовано відомості про основні оптичні схеми, алгоритми функціонування та методичні підходи, що формують інструментарій Стокс-корелометрії для аналізу поляризаційно-неоднорідних полів біологічних об’єктів.

Основою “одноточкових” методів лазерної поляриметрії є принцип багатфункціональної фільтрації координатних розподілів інтенсивності випромінювання трансформованого внаслідок взаємодії з оптично-анізотропною структурою біологічних шарів. [15-19,91-97].

Традиційна оптична та функціональна блок-схема лазерної поляриметрії, яка використовується в багаточисельних дослідженнях [134-159] біологічних шарів наведена на рис. 2.1.

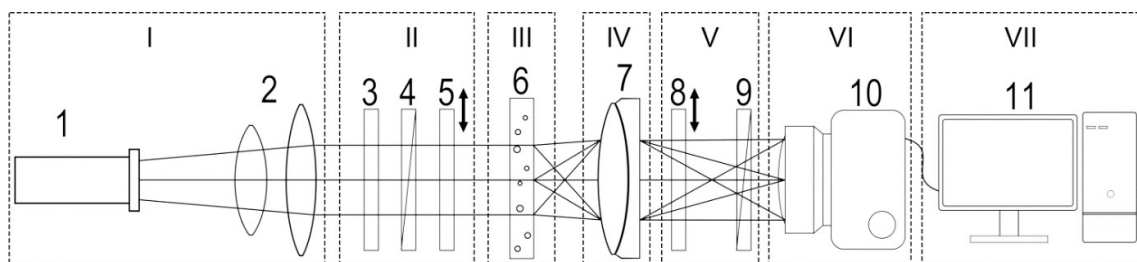


Рис. 2.1. Оптична та функціональна блок-схема поляриметра, де 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3 – нерухома чвертьхвильова пластинка; 5, 8 – механічно рухомі чвертьхвильові пластинки; 4, 9 – поляризатор і аналізатор; 6 – біологічний шар; 7 – поляризаційний мікрооб’єктив; 10 – CCD камера; 11 – персональний комп’ютер

Тут:

- I – блок лазерного опромінювання;
- II – блок формування станів поляризації лазерного зонда;
- III – об’єктний блок;
- IV – блок формування і проектування мікроскопічного зображення;
- V – блок поляризаційної фільтрації та аналізу;

- VI – блок координатної реєстрації мікроскопічних зображень;
- VII – блок комп'ютерної обробки експериментальних даних.

Освітлення біологічних оптично анізотропних зразків 6 здійснюється паралельним ($\emptyset = 2 \times 10^3 \mu m$) низькоінтенсивним ($W=5,0$ мВт) когерентним пучком газового He-Ne лазера ($\lambda=0,6328 \mu m$).

До складу поляризаційного опромінювача входять чвертьхвильова пластинка 3, (Achromatic True Zero-Order Waveplate) та поляризатор 4 (B+W Kaesemann XS-Pro Polarizer MRC Nano).

Дослідний оптично анізотропний біологічний шар 6 по черзі опромінюється когерентним лазерним пучком із такими формами поляризації: лінійна з азимутами 0° , 90° , $+45^\circ$ і права циркуляція ($\otimes$).

Поляризаційні мікроскопічні зображення оптично анізотропного біологічного шару проектується у площину дискретної матриці ($m \times n = 1280 \times 960$ пікселів) CCD-камери 10 (The Imaging Source DMK 41AU02.AS, monochrome 1/2" CCD, Sony ICX205AL (progressive scan); роздільна здатність – 1280x960; розмір фоточутливої області – 7600x6200мкм; чутливість – 0,05 lx; динамічний діапазон – 8 bit, SNR – 9 bit) за допомогою поляризаційного мікрооб'єктиву 7 (Nikon CFI Achromat P, фокусна відстань – 30мм, числова апертура – 0,1, збільшення – 4x).

Аналіз зображень оптично анізотропних біологічних шарів 6 здійснювався за допомогою фільтра, що включає поляризатор 9 і чвертьхвильову пластинку 8.

Головними експериментальними даними методу лазерної поляриметрії є координатні розподіли значень параметрів вектора Стокса $S_{i=1;2;3;4}(m \times n)$ мікроскопічних зображень біологічних шарів або “одноточкові” вектор-параметричні мапи.

2.3. Методика експериментального вимірювання вектор-параметричних мап

У даному параграфі наведено експериментальну методику вимірювань координатних розподілів випадкових значень величини чотирьох параметрів вектора Стокса лазерних мікроскопічних зображень.

Використання цифрової CCD – камери 10 (Рис. 2.1) з $N = m \times n$ дискретних пікселів, дає змогу одночасно фіксувати координатний розподіл випадкових

значень величини інтенсивності $\begin{pmatrix} I_{11} & \dots & I_{1n} \\ & I_{jk} & \\ I_{m1} & \dots & I_{mn} \end{pmatrix}$ у площині (x, y) лазерного

мікроскопічного зображення досліджуваного об'єкта у вигляді двовірного масиву.

Для певного стану поляризації зонduючого когерентного лазерного пучка (у нашому випадку лінійно поляризований з азимутом $\alpha_0 = 0^0$) проілюструємо покрокову методику визначення набору вектор-параметричних мап мікроскопічного зображення досліджуваного об'єкта.

У загальному випадку для кожного jk -го пікселя дискретної світлочутливої площадки цифрової камери можна визначити величину вектора Стокса S_i такого лазерного мікроскопічного зображення, для цього проводять шість вимірювань інтенсивності з відфільтровуванням таких форм поляризації:

- Розміщують вісь пропускання поляризатора – аналізатора 9 (рис. 2.1) під кутом $\theta = 0^0$ відносно площини падіння і заміряють координатний розподіл випадкових значень величини інтенсивності $I_0(m \times n)$ лазерних мікроскопічних зображень для вибірки $100pix \times 100pix$
- Ставлять вісь пропускання поляризатора під кутом $\theta = 90^0$ і заміряють розподіл випадкових значень величини інтенсивності $I_{90}(m \times n)$.
- Обчислюють перший S_1 і другий S_2 параметри вектора Стокса S

$$S_1 = I_0 + I_{90}; \quad (2.3)$$

$$S_2 = I_0 - I_{90}. \quad (2.4)$$

- Орієнтують вісь пропускання поляризатора під кутом $\theta = 45^0$ відносно площини падіння і вимірюють розподіл інтенсивності $I_{45}(m \times n)$
- Орієнтують вісь пропускання поляризатора під кутом $\theta = 135^0$ відносно площини та вимірюють координатний розподіл значень інтенсивності $I_{135}(m \times n)$
- Обчислюють величину третього S_3 параметра вектора Стокса мікроскопічного зображення

$$S_3 = I_{45} - I_{135} \quad (2.5)$$

- Для реалізації вимірювання четвертого параметра вектора Стокса S_4 встановлюють фазову чвертьхвильову пластинку 8 (Рис. 2.1) на шляху когерентного пучка таким чином, щоб її вісь найбільшої швидкості була напрямлена відносно площини падіння під кутом 0^0 . При цьому вісь пропускання аналізатора 9 повертаємо на кут $\theta = 45^0$ і вимірюємо координатний розподіл випадкових значень величини інтенсивності правоциркулярно поляризованого випромінювання $I_{\otimes}(m \times n)$
- Повертають вісь пропускання поляризатора-аналізатора відносно орієнтації осі найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки під кутом $\theta = 135^0$ і вимірюють відповідні розподіли значень інтенсивності лівоциркулярно поляризованого випромінювання $I_{\oplus}(m \times n)$ у мікроскопічному лазерному зображенні
- Обчислюємо координатний розподіл випадкових значень величини 4-го параметра вектора Стокса

$$S_4 = I_{\otimes} - I_{\oplus}. \quad (2.6)$$

2.4. Поляризаційно-інтерференційне картографування параметрів вектора Стокса.

Узагальненням схеми 2D Стокс-корелометрії є схема поляризаційного-інтерференційного картографування лазерних мікроскопічних зображень біологічних шарів [138-154], що наведена на рис. 2.2.

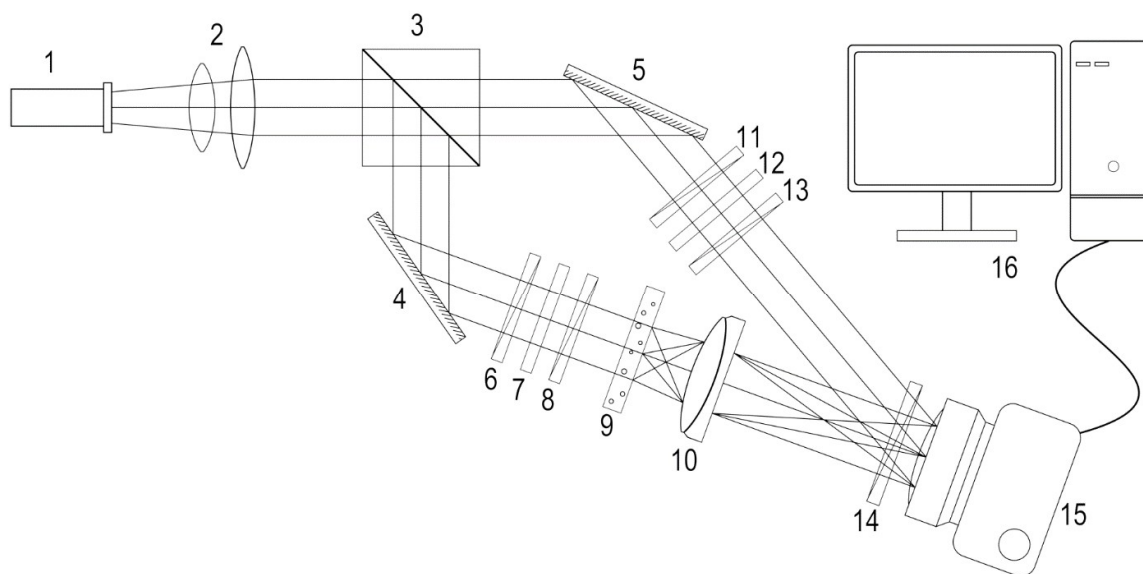


Рис. 2.2. Оптична схема поляризаційно-інтерференційного картографування пошарових розподілів параметрів вектора Стокса оптично-анізотропних біологічних шарів.

Паралельний пучок лазерного випромінювання (He-Ne лазер з довжиною хвилі $\lambda_1 = 0,6328\mu m$), сформований за допомогою оптичного коліматора 2, світлоподільником 3 розділяється на “опромінюючий” та “опорний”. Формування станів поляризації “опромінюючого” та “опорного” пучків здійснюється за допомогою поляризаційних фільтрів 6 – 8 і 11 – 13 (лінійні поляризатори 6, 8, 11, 13 та поліхроматичні чвертьхвильові пластинки 7, 12).

“Опромінюючий” пучок за допомогою обертаючого дзеркала 4 спрямовується крізь поляризаційний фільтр 6 – 8 у напрямку зразку біологічного шару 9. Зображення об’єкту 9 поляризаційним об’єктивом 10 проєктується у площину цифрової камери 15, перед якою розташований поляризаційний фільтр 14.

“Опорний” пучок дзеркалом 5 спрямовується дзеркалом крізь поляризаційний фільтр 11 – 13 у площину зображення об’єкту 9.

У результаті формується інтерференційна картина, координатний розподіл інтенсивності якої реєструє цифрова камера 15.

2.5. Методика поляризаційно-інтерференційного пошарового картографування вектор-параметричних мап

Даний метод складається з наступних кроків:

- Формування в опромінюючому (поляризаційний фільтр 6 - 8) та опорному (поляризаційний фільтр 11 - 13) 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 кожної парціальної інтерференційної картини крізь поляризатор-аналізатор 14 з послідовною орієнтацією площини пропускання під кутами $\Omega = 0^0$; $\Omega = 90^0$.
- Для кожного парціального інтерференційного розподілу ми використовуємо двомірне дискретне Фур’є перетворення $DFT(u, v)$ мікроскопічного зображення, яке є функцією дискретних варіацій двох координат (x, y) , введених в [21-28]:

$$DFT_{\Omega=0^0;90^0}(u, v) = \frac{1}{M \times N} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} I_{\Omega=0^0;90^0}(x, y) \exp \left[-i2\pi \left(\frac{x \times v}{M} + \frac{y \times v}{N} \right) \right] \quad (2.7)$$

Тут $I_{\Omega=0^0;90^0}(x, y) = E_{\Omega=0^0;90^0}(x, y) E_{\Omega=0^0;90^0}^*(x, y)$ – координатні розподіли інтенсивності інтерференційних картин, які фільтровані поляризатором-аналізатором з орієнтаціями оптичної осі $\Omega = 0^0$; $\Omega = 90^0$; $E_{\Omega=0^0;90^0}(x, y)$ – ортогональні компоненти комплексної амплітуди; $*$ позначає операцію комплексного спряження; (u, v) – просторові частоти у x і y напрямках, відповідно; (M, N) – кількість дискретних пікселів цифрової CCD камери, вздовж x і y напрямках $0 \leq x, v \leq M$ і $0 \leq y, v \leq N$.

- У результаті для кожного стану поляризації $\{Ir - Re\}$ одержується розподіл комплексних амплітуд у різних фазових площинах:

$$\begin{cases} \Omega_{0^0} \rightarrow |E_0|; \\ \Omega_{90^0} \rightarrow |E_{90}| \exp(i(\delta_{90^0} - \delta_{0^0})). \end{cases} \quad (2.8)$$

- Фазові площини визначаються наступним чином:

$$\mu_k = (\delta_{90^0} - \delta_{0^0}) = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n z; \quad 0 \leq z \leq h, \quad (2.9)$$

де Δn - двоприменезаломлення; λ – довжина хвилі; h - товщина зразка, об'єктне поле якого сканується з кроком $\Delta\mu$.

- Розрахунку у кожній фазовій площині ($\mu_k = k\Delta\phi, k = 0; 1; 2; \dots$) координатних розподілів (x, y) сукупності параметрів вектора Стокса $S_{i=1;2;3;4}(\mu, x, y)$ за наступними алгоритмами

•

$$\begin{aligned} S_1(\mu_k, x, y) &= (|E_x|^2 + |E_y|^2) (\mu_k, x, y); \\ S_2(\mu_k, x, y) &= (|E_x|^2 - |E_y|^2) (\mu_k, x, y); \\ S_3(\mu_k, x, y) &= 2 \operatorname{Re} |E_x E_y^*| (\mu_k, x, y); \\ S_4(\mu_k, x, y) &= 2 \operatorname{Im} |E_x E_y^*| (\mu_k, x, y). \end{aligned} \quad (2.10)$$

2.6. Методика поляризаційно-інтерференційного пошарового картографування мап параметрів поляризаційно-кореляційного вектора

Методика експериментального пошарового Стокс-корелометричного картографування об'єктного поля біологічного шару реалізується шляхом виконання такої послідовності етапів:

- Шляхом застосування двовірного дискретного Фур'є перетворення (співвідношення (2.7)) відтворюють для кожного фазового перерізу (співвідношення (2.9)) розподіли комплексних амплітуд об'єктного поля.
- За допомогою серії наступних аналітичних співвідношень обчислюються параметри поляризаційно-кореляційного вектора

$$S_1^{12} = A_{11} + iB_{11}; \quad (2.11)$$

$$A_{11} = E_{x1}E_{x2} \cos(\Theta_{x2} - \Theta_{x1}) + E_{y1}E_{y2} \cos(\Theta_{y2} - \Theta_{y1}); \quad (2.12)$$

$$B_{11} = E_{x1}E_{x2} \sin(\Theta_{x2} - \Theta_{x1}) + E_{y1}E_{y2} \sin(\Theta_{y2} - \Theta_{y1}); \quad (2.13)$$

$$|S_1^{12}| = \sqrt{A_{11}^2 + B_{11}^2}; \quad (2.14)$$

$$\text{Arg}S_1^{12} = \arctg\left(\frac{B_{11}}{A_{11}}\right); \quad (2.15)$$

$$S_2^{12} = A_{22} + iB_{22}; \quad (2.16)$$

$$A_{22} = E_{x1}E_{x2} \cos(\Theta_{x2} - \Theta_{x1}) - E_{y1}E_{y2} \cos(\Theta_{y2} - \Theta_{y1}); \quad (2.17)$$

$$B_{22} = E_{x1}E_{x2} \sin(\Theta_{x2} - \Theta_{x1}) - E_{y1}E_{y2} \sin(\Theta_{y2} - \Theta_{y1}); \quad (2.18)$$

$$|S_2^{12}| = \sqrt{A_{22}^2 + B_{22}^2}; \quad (2.19)$$

$$\text{Arg}S_2^{12} = \arctg\left(\frac{B_{22}}{A_{22}}\right); \quad (2.20)$$

$$S_3^{12} = A_{33} + iB_{33}; \quad (2.21)$$

$$A_{33} = E_{x1}E_{y2}\cos(\theta_{y2} - \theta_{x1}) - E_{y1}E_{x2}\cos(\theta_{x2} - \theta_{y1}); \quad (2.22)$$

$$B_{33} = E_{x1}E_{y2}\sin(\theta_{y2} - \theta_{x1}) - E_{y1}E_{x2}\sin(\theta_{x2} - \theta_{y1}); \quad (2.23)$$

$$|S_3^{12}| = \sqrt{A_{33}^2 + B_{33}^2}; \quad (2.24)$$

$$\text{Arg}S_3^{12} = \arctg\left(\frac{B_{33}}{A_{33}}\right); \quad (2.25)$$

$$S_4^{12} = A_{44} + iB_{44}; \quad (2.26)$$

$$A_{44} = E_{y1}E_{x2}\cos(\theta_{x2} - \theta_{y1}) - E_{x1}E_{y2}\cos(\theta_{y2} - \theta_{x1}); \quad (2.27)$$

$$B_{44} = E_{y1}E_{x2}\sin(\theta_{x2} - \theta_{y1}) - E_{x1}E_{y2}\sin(\theta_{y2} - \theta_{x1}); \quad (2.28)$$

$$|S_4^{12}| = \sqrt{A_{44}^2 + B_{44}^2}; \quad (2.29)$$

$$\text{Arg}S_4^{12} = \arctg\left(\frac{B_{44}}{A_{44}}\right). \quad (2.30)$$

2.7. Характеристика об'єктів дослідження

У дисертаційній роботі досліджувалися оптично анізотропні біологічні шари — дегідратовані плівки тканин, що відрізняються архітектонікою своєї полікристалічної складової:

- Фібрилярні тканини дерми: дерма є сполучнотканинною частиною шкіри, яка морфологічно поділяється на два рівні. Сосочковий шар представлений численними виростами, що містять капілярні петлі та рецепторний апарат. Сітчастий шар забезпечує механічну міцність і пружність тканини завдяки щільній мережі колагенових та еластичних волокон, а також містить судинні сплетення, залози та фолікули.

- Паренхіматозні тканини селезінки (lien): орган має складну архітекtonіку, що складається зі сполучнотканинної капсули та системи трабекул, які формують внутрішній сітчастий каркас. Капсула і трабекули виконують опорно-скоротливу функцію; вони побудовані зі щільної волокнистої тканини з переважанням еластичних елементів і гладеньких міоцитів, що забезпечує депонування та викид крові. Паренхіма селезінки розташована у проміжках між трабекулами, де ретикулярна строма утримує основні клітинні елементи.

З оптичної точки зору архітекtonіка таких тканин володіє властивостями оптичної анізотропії:

- Лінійне двопронезаломлення – (сітчастий шар дерми і сполучно-тканина капсула селезінки).
- Циркулярне двопронезаломлення (сосочковий шар дерми і строма селезінки).

Переважає для тканини дерми є лінійне двопронезаломлення ($LB(\text{дерма}) > CB(\text{дерма})$), а для тканини селезінки – циркулярне двопронезаломлення ($LB(\text{селезінка}) < CB(\text{селезінка})$).

Таблиця 2.1

Оптико-геометричні параметри дегідратованих плівок дерми шкіри і селезінки

Параметри	Дерма шкіри	Селезінка
Геометрична товщина, l , мкм	$30 \pm 0,03$	$30 \pm 0,03$
Оптична товщина, τ	$0,21 \pm 0,02$	$0,24 \pm 0,03$
Деполаризація, Δ , %	$19 \pm 0,4$	$24 \pm 0,45$

Підготовка зразків для дослідження здійснювалася згідно з прийнятими у медицині стандартними методиками. За допомогою заморожувального мікротома (кріотома) було виготовлено оптично тонкі (геометрична товщина $l = 20 \mu\text{m} \div 40 \mu\text{m}$) плівки біоптатів біологічних тканин.

2.8. Методи і засоби аналітичної обробки експериментальних даних

2.8.1. Статистичний аналіз.

- модуль параметрів поляризаційно-кореляційного вектора $|SK_{i=1;2;3;4}|(x, y)$, який переважно характеризує прояви циркулярного двопротенезаломлення – координатну узгодженість фазових зсувів між ортогонально циркулярно поляризованими складовими амплітуди лазерного випромінювання, перетвореного оптично активними молекулярними доменами;
- фаза параметрів поляризаційно-кореляційного вектора $Arg(SK_{i=1;2;3;4}(x, y))$, який переважно характеризує прояви лінійного двопротенезаломлення - координатну узгодженість напрямів оптичних осей полікристалічної мережі і фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання;
- сукупність пошарових (ϕ) 3D розподілів модуля $|SK_{i=1;2;3;4}|(\phi, x, y)$ “двоточкових” параметрів поляризаційно-кореляційного вектора Стокса;
- сукупність пошарових (ϕ) 3D розподілів фази $Arg(SK_{i=1;2;3;4}(\phi, x, y))$ “двоточкових” параметрів поляризаційно-кореляційного вектора Стокса у подальшому $q(m \times n)$ використовувалися статистичні моменти першого (Z_1) , другого (Z_2) , третього (Z_3) і четвертого (Z_4) порядків, які обчислювалися за такими алгоритмами [121-126,139,140]

$$\begin{aligned} Z_1 &= \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N q_j; \\ Z_2 &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (q^2)_j}; \\ Z_3 &= \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (q^3)_j; \\ Z_4 &= \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (q^4)_j, \end{aligned} \tag{2.31}$$

де N - кількість пікселів світлочутливої площадки CCD-камери.

2.8.2. Фрактальний аналіз.

Для фрактального масштабно-самоподібного аналізу [105,117] координатних розподілів $q(m \times n)$ параметрів поляризаційно-кореляційного вектора розраховувалися спектри потужності $J(q)$.

Далі обчислювалися log-log залежності спектрів потужності $\log J(q) - \log(v)$, де $v = l^{-1}$ - просторова частота, l - розмір структурного елемента у експериментально визначеному координатному розподілі значень $q(m \times n)$ параметрів поляризаційно-кореляційного вектора.

Логарифмічна залежності $\log J(q) - \log(v)$ оцінювалися шляхом обчислення сукупності статистичних моментів 1-го – 4-го порядків (співвідношення (2.31)), які характеризують розподіли величини відповідних амплітуд.

В подальшому такі параметри будемо називати спектральними моментами 1-го – 4-го порядків $Q_{i=1;2;3;4}^k$.

2.8.3. Вейвлет-аналіз структурної організації об'єктних полів біологічних шарів.

У межах різнопланових діагностичних підходів лазерної поляриметрії значного поширення набув метод вейвлет-аналізу (масштабно-селективного аналізу). Цей підхід застосовується для дослідження об'єктних полів полікристалічної структури анізотропних біошарів, зокрема для вивчення просторових розподілів g параметрів поляризаційно-кореляційного вектора [117,118,120,122].

В теорії вейвлетів показано, що будь який одномірний розподіл $g(x)$ можна розкласти в ряд

$$g(x) = \sum_{a,b=-\infty}^{\infty} C_{ab} \Psi_{ab}(x), \quad (2.32)$$

Вейвлет-базис утворюється в результаті афінних перетворень функції-прототипу — трансляції на величину b та зміни масштабу a . Значення коефіцієнтів розкладу (2.32) визначаються згідно з формулою:

$$C_{ab} = \int g(x)\Psi_{ab}(x)dx. \quad (2.33)$$

Результатом вейвлет-перетворення фіункції $g(t)$ є двовимірний масив амплітуд - сукупність коефіцієнтів $W(a, b)$. Аналітичний вираз для обчислення спектра задається наступним чином:

$$W(a, b) = \frac{1}{|a|^{1/2}} \int_{-\infty}^{+\infty} g(t)\Psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt. \quad (2.34)$$

2.8.4. Параметри інформаційного аналізу та оцінка сили методу.

З метою верифікації отриманих даних та за аналогією з існуючими підходами у галузі лазерної поляриметрії біооб'єктів [138–154], у роботі використано методологічний інструментарій доказової медицини, зокрема:

- *Чутливість* (Se) – визначається як відношення кількості істинно позитивних результатів (TP) отриманих за допомогою діагностичного методу, до загальної кількості фактично хворих осіб (D_+)

$$Se = \frac{TP}{D_+} 100\%. \quad (2.35)$$

- *Специфічність* (Sp) – визначається як відношення кількості істинно негативних результатів (TN) отриманих за допомогою діагностичного методу, до загальної кількості здорових осіб (D_-) з вибірки

$$Sp = \frac{TN}{D_-} 100\%. \quad (2.36)$$

- *Точність* (Ac) – це відношення правильних результатів ($TP + TN$) тесту до усіх обстежених пацієнтів ($D_+ + D_-$)

$$Ac = \frac{TP+TN}{D_++D_-} 100\%. \quad (2.37)$$

Показник точності відображає частку верифікованих діагнозів, встановлених за допомогою методів Стокс-корелометрії мікроскопічних зображень та об'єктних полів біологічних зразків.

Висновки до розділу 2

1. Систематизовано та теоретично обґрунтовано комплекс «одноточкових» і «двоточкових» характеристик (поляризаційних та кореляційних), що описують трансформацію лазерного випромінювання при взаємодії з оптично-анізотропними біологічними структурами.
2. Проведено Проаналізовано методи «двоточнової» стокс-корелометрії, які використовують поляризаційно-інтерференційні підходи.
3. Надано опис об'єктів дослідження.
4. Розглянуто аналітичні та інформаційні алгоритми, призначені для обробки та інтерпретації отриманих експериментальних даних.

РОЗДІЛ 3. ОПТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-КОРЕЛЯЦІЙНОЇ СТРУКТУРИ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ ОПТИЧНО АНІЗОТРОПНИХ ШАРІВ

У даному розділі представлені матеріали:

10. Теоретичного моделювання поляризаційно-кореляційного (“двоточкового”) підходу до вектор-параметричного описання структури фазово-неоднорідних об'єктних лазерних полів полікристалічних оптично анізотропних біологічних шарів.
11. Визначення (у наближенні слабких фазових флуктуацій) діагностично актуальних взаємозв'язків між двоточковими параметрами вектора Стокса і параметрами лінійного (розподіли напрямів оптичних осей і фазових зсувів просторово-структурних фібрилярних мереж) і циркулярного (оптично активні молекулярні домени) двопронизаломлення полікристалічних оптично анізотропних біологічних шарів різної морфологічної будови і фізіологічного стану.
12. Розроблення та фізичного обґрунтування сукупності алгоритмів Стокс-корелометрії поляризаційно-неоднорідних лазерних об'єктних полів полікристалічної складової біологічних тканин.

3.1. Кореляційний підхід до аналізу поляризаційно-неоднорідних лазерних полів

Розвитком традиційних методик поляриметрії [134-164] координатно-неоднорідних лазерних полів стали кореляційні підходи, які вперше системно були узагальнені в роботах [116,121-123,126,127].

Тут викладено основну парадигму кореляційного підходу до описання і характеристики ступеня координатної узгодженості параметрів, які характеризують поляризаційно-неоднорідні поля когерентного випромінювання. Її суть полягає у існуванні взаємозв'язку між координатною модуляцією величин набору параметрів вектора Стокса та координатними змінами величини видності

інтерференційної картини лазерного поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля.

У напряму фундаментальних і прикладних застосувань біомедичної поляризаційної оптики кореляційний підхід може бути узагальнений і використаний на декількох “інформаційних” рівнях.

Перший рівень, – це експериментальний пошук і аналітичне обґрунтування діагностичних застосувань шляхом визначення координатних поляризаційних розподілів випадкових значень величини “двоточкових” параметрів вектора Стокса (або вектор-параметричних поляризаційно-кореляційних мап) лазерного об'єктного поля оптично анізотропних біологічних шарів.

Другий рівень, - це експериментальний пошук нових діагностичних методів шляхом визначення інтерференційних розподілів інтенсивності поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля оптично анізотропних біологічних шарів з наступним цифровим голографічним відтворенням пошарових вектор-параметричних поляризаційно-кореляційних мап лазерного об'єктного поля оптично анізотропних біологічних шарів.

Третій рівень, - формування парціальних прикладних поляризаційно-інтерференційних методик 3D пошарової Стокс-корелометрії когерентних полів біологічних тканин різної морфологічної будови і фізіологічного стану.

Детальніше опишемо такі інформаційні рівні.

3.2. “Двоточкові” параметри поляризаційно-кореляційного вектора Стокса поляризаційно-неоднорідного об'єктного лазерного поля оптично анізотропного біологічного шару.

Згідно [15-19,36,116,121-123] для аналітичного описання просторової кореляційної структури стаціонарних розподілів випадкових значень величини комплексних амплітуд лазерних об'єктних полів оптично-анізотропних біологічних шарів використовують матрицю взаємної спектральної густини, що має наступний вигляд

$$W_{i,j}(r_1, r_2) = E_i^*(r_1) \cdot E_j(r_2), i, j = x, y \quad (3.1)$$

Шляхом застосування наведеного матричного оператора введено наступні аналітичні вирази для сукупності “двоточкових” параметрів вектора Стокса

$$S_0 = W_{xx}(r_1, r_2) + W_{yy}(r_1, r_2) \quad (3.2)$$

$$S_1 = W_{xx}(r_1, r_2) - W_{yy}(r_1, r_2) \quad (3.3)$$

$$S_2 = W_{xy}(r_1, r_2) + W_{yx}(r_1, r_2) \quad (3.4)$$

$$S_3 = i[W_{yx}(r_1, r_2) - W_{xy}(r_1, r_2)], \quad (3.5)$$

де

$$\begin{cases} W_{xx}(r_1, r_2) = E_x^*(r_1)E_x(r_2); \\ W_{yy}(r_1, r_2) = E_y^*(r_1)E_y(r_2); \\ W_{xy}(r_1, r_2) = E_x^*(r_1)E_y(r_2); \\ W_{yx}(r_1, r_2) = E_y^*(r_1)E_x(r_2), \end{cases} \quad (3.6)$$

Тут $E_x^*(r_1), E_x(r_2)$ і $E_y^*(r_1)E_y(r_2)$ – ортогональні складові комплексної амплітуди E в сусідніх (r_1 і r_2) точках об’єктного поля; “*” - позначення операції комплексного спряження.

Розглянемо випадок взаємодії поляризованого лазерного випромінювання з недеполяризуючим двопроменезаломлюючим шаром.

У ситуації розповсюдження лазерного пучка (позначаємо його характеристики вектором Джонса $E^{(0)}$) крізь оптично тонкий анізотропний шар можна шляхом використання Джонс-матричного формалізму аналітично записати процес перетворення його параметрів у кожній точці з координатою r .

Джонс-матричне рівняння має наступний вигляд

$$E(r) = \{J(r)\}E^{(0)}. \quad (3.7)$$

У розгорненому вигляді (3.7) записується наступним чином

$$\begin{pmatrix} E_x(r) \\ E_y(r) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} J_{11}(r) & J_{12}(r) \\ J_{21}(r) & J_{22}(r) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_x^{(0)} \\ E_y^{(0)} \end{pmatrix}. \quad (3.8)$$

Тут

$$J_{11}(r) = \cos^2 \rho(r) + i \sin^2 \rho(r) \exp(i\delta(r)); \quad (3.9)$$

$$J_{22}(r) = \sin^2 \rho(r) + i \cos^2 \rho(r) \exp(i\delta(r)); \quad (3.10)$$

$$J_{12;21}(r) = \sin \rho(r) \cos \rho(r) (1 - \exp(i\delta(r))), \quad (3.11)$$

де $\delta(r)$ – фазовий зсув, $\rho(r)$ – напрямок оптичної осі

$$\rho(r) = \arctg \frac{E_y(r)}{E_x(r)}. \quad (3.12)$$

Розглянемо можливість визначення аналітичного вигляду сукупності двоточкових параметрів вектора Стокса лазерного випромінювання, що пройшло крізь оптично анізотропний шар (співвідношення (3.7) - (3.12)).

Зі збереженням повноти аналізу використаємо випадок опромінення двоприменезаломлюючого шару лазерним пучком, що має лінійну поляризацію з азимутом 45^0 – парціальний вектор Джонса записується у наступному вигляді $E^{(0)} = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix}$.

Для полегшення аналізу поляризаційних проявів оптичної анізотропії (розподілів напрямів оптичних осей $\rho(r) = \arctg \frac{E_y(r)}{E_x(r)}$ і фазових зсувів $\delta(r)$ між

ортогональними складовими ($E_x(r), E_y(r)$) амплітуди лазерного випромінювання біологічного шару, перепишемо теоретичні співвідношення комплексних виразів (3.1) – (3.6) у дещо в іншому вигляді:

$$\left\{ \begin{array}{l} S_1 = Re S_1 + Im S_1 = \\ = [1 + tg\rho_1 tg\rho_2 \cos(\delta_2 - \delta_1)] + i[tg\rho_1 tg\rho_2 \sin(\delta_2 - \delta_1)]; \\ |S_1| = \sqrt{[1 + tg^2\rho_1 tg^2\rho_2 + 2tg\rho_1 tg\rho_2 \cos(\delta_2 - \delta_1)]}; \\ ArgS_1 = arctg \left[\frac{\sin(\delta_2 - \delta_1)}{ctg\rho_1 ctg\rho_2 + \cos(\delta_2 - \delta_1)} \right]. \end{array} \right. \quad (3.13)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} S_2 = Re S_2 + Im S_2 = \\ = [1 - tg\rho_1 tg\rho_2 \cos(\delta_2 - \delta_1)] - i[tg\rho_1 tg\rho_2 \sin(\delta_2 - \delta_1)]; \\ |S_2| = \sqrt{[1 + tg^2\rho_1 tg^2\rho_2 - 2tg\rho_1 tg\rho_2 \cos(\delta_2 - \delta_1)]}; \\ ArgS_2 = arctg \left[\frac{\sin(\delta_2 - \delta_1)}{ctg\rho_1 ctg\rho_2 - \cos(\delta_2 - \delta_1)} \right]. \end{array} \right. \quad (3.14)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} S_3 = Re S_3 + Im S_3 = \\ = (\cos \delta_2 + ctg\rho_2 tg\rho_1 \cos \delta_1) + i(\sin \delta_2 - ctg\rho_2 tg\rho_1 \sin \delta_1); \\ |S_3| = \sqrt{[1 + ctg^2\rho_2 tg^2\rho_1 - 2ctg\rho_2 tg\rho_1 \cos(\delta_2 - \delta_1)]}; \\ ArgS_3 = arctg \left(\frac{\sin \delta_2 - ctg\rho_2 tg\rho_1 \sin \delta_1}{\cos \delta_2 + ctg\rho_2 tg\rho_1 \cos \delta_1} \right); \end{array} \right. \quad (3.15)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} S_4 = Re S_4 + Im S_4 = \\ = (\sin \delta_1 + ctg\rho_2 tg\rho_1 \sin \delta_2) + i(\cos \delta_1 + ctg\rho_2 tg\rho_1 \cos \delta_2); \\ |S_4| = \sqrt{[1 + ctg^2\rho_2 tg^2\rho_1 + 2ctg\rho_2 tg\rho_1 \cos(\delta_2 - \delta_1)]}; \\ ArgS_4 = arctg \left(\frac{\cos \delta_1 + ctg\rho_2 tg\rho_1 \cos \delta_2}{\sin \delta_1 + ctg\rho_2 tg\rho_1 \sin \delta_2} \right). \end{array} \right. \quad (3.16)$$

Наступним кроком, потрібним для пошуку аналітичних взаємозв'язків між поляризаційною структурністю лазерних об'єктних полів і оптично анізотропними

параметрами полікристалічної складової, є застосування найбільш повного аналітичного описання процесів перетворення комплексних амплітуд лазерного випромінювання такими шарами.

Найбільш з точки зору інформаційної та аналітичної повноти є вектор-параметричний формалізм, заснований на використанні Джонс-матричних операторів.

3.3. Джонс-матрична модель оптичної анізотропії біологічного шару

Відповідно до традиційних уявлень поляризаційної теорії про оптичну анізотропію фазово-неоднорідного шару, які вперше були запропоновані С.Р.Джонсом [165] та розвинені Р.М.А.Аззамом [166], полікристалічну структуру біологічного об'єкту можна представити у вигляді послідовності парціальних шарів з шістьма різними типами оптичної анізотропії – лінійного і циркулярного двопроменезаломлення ($LB_{(0,90);(45,135)}, CB_{\otimes, \oplus}$) і дихроїзму ($LD_{(0,90);(45,135)}, CD_{\otimes, \oplus}$).

$$LB_{0;90} = \frac{2\pi}{\lambda} (n_0 - n_{90})h; \quad (3.17)$$

$$LB_{45;135} = \frac{2\pi}{\lambda} (n_{45} - n_{135})h; \quad (3.18)$$

$$CB_{\otimes, \oplus} = \frac{2\pi}{\lambda} (n_{\otimes} - n_{\oplus})h; \quad (3.19)$$

$$LD_{0;90} = \frac{2\pi}{\lambda} (\chi_0 - \chi_{90})h; \quad (3.20)$$

$$LD_{45;135} = \frac{2\pi}{\lambda} (\chi_{45} - \chi_{135})h; \quad (3.21)$$

$$CD_{\otimes, \oplus} = \frac{2\pi}{\lambda} (\chi_{\otimes} - \chi_{\oplus})h, \quad (3.22)$$

Тут $LD_{0,90}, LD_{45,135}$ і $LB_{0,90}, LB_{45,135}$ – лінійний дихроїзм і двопроменезаломлення; $CD_{\otimes;\oplus}$ and $CB_{\otimes;\oplus}$ – циркулярний дихроїзм і двопроменезаломлення оптично анізотропної складової біологічного шару для лінійно ($0^\circ \div 90^\circ$ і $45^\circ \div 135^\circ$) і циркулярно право- ($\otimes$) і ліво- ($\oplus$) поляризованих компонентів; $(n_0, n_{90}, n_{45}, n_{135})$ і $(\chi_0, \chi_{90}, \chi_{45}, \chi_{135})$ – коефіцієнти заломлення – поглинання для ортогонально поляризованих складових амплітуди $0^\circ - 90^\circ$ і $45^\circ - 135^\circ$; λ – довжини хвилі лазерного випромінювання; h – геометрична товщина шару.

Зазначені механізми оптичної анізотропії притаманні для різних типів полікристалічної архітекτονіки біологічних об'єктів.

Так, механізми лінійного двопроменезаломлення і дихроїзму або структурна анізотропія $(LB_{(0,90);(45,135)}, LD_{(0,90);(45,135)})$ притаманні просторово-структурованим фібрилярним колагеновим, еластиновим, міозиновим мережам протеїнових молекул біологічних тканин [117,118,120,122].

Оптичною активністю ($CB_{\otimes;\oplus}$) і циркулярним дихроїзмом ($CD_{\otimes;\oplus}$) володіють хіральні молекулярні протеїнові комплекси або молекулярні домени.

Найбільш повно і аналітично достовірно поляризаційні прояви кожного механізму оптичної анізотропії можна описати парціальними матричними операторами Джонса наступного вигляду

$$J(LB_{0,90}) = \begin{vmatrix} \exp(-0.5iLB_{0,90}) & 0 \\ 0 & \exp(0.5iLB_{0,90}) \end{vmatrix}; \quad (3.23)$$

$$J(LB_{45,135}) = \begin{vmatrix} \cos 0.5LB_{45,135} & -i \sin 0.5LB_{45,135} \\ -i \sin 0.5LB_{45,135} & \cos 0.5LB_{45,135} \end{vmatrix}; \quad (3.24)$$

$$J(CB_{\otimes;\oplus}) = \begin{vmatrix} \cos C B_{\otimes;\oplus} & \sin C B_{\otimes;\oplus} \\ -\sin C B_{\otimes;\oplus} & \cos C B_{\otimes;\oplus} \end{vmatrix}; \quad (3.25)$$

$$J(LD_{0;90}) = \left\| \begin{array}{cc} \exp(-0.5LD_{0;90}) & 0 \\ 0 & \exp(0.5LD_{0;90}) \end{array} \right\|; \quad (3.26)$$

$$J(LD_{45;135}) = \left\| \begin{array}{cc} \cosh 0.5LD_{45;135} & -i \sinh 0.5LD_{45;135} \\ -i \sinh 0.5LD_{45;135} & \cosh 0.5LD_{45;135} \end{array} \right\|; \quad (3.27)$$

$$J(CD_{\otimes;\oplus}) = \left\| \begin{array}{cc} \cosh C D_{\otimes;\oplus} & \sinh C D_{\otimes;\oplus} \\ -\sinh C D_{\otimes;\oplus} & \cosh C D_{\otimes;\oplus} \end{array} \right\|. \quad (3.28)$$

В [36,37] одержаний аналітичний вигляд узагальненої матриці Джонса полікристалічного середовища з всіма типами оптичної анізотропії

$$\begin{aligned} \{J\} &= \left\| \begin{array}{cc} j_{11} & j_{12} \\ j_{21} & j_{22} \end{array} \right\| = \\ &= \left\| \begin{array}{cc} \cos 0.5|V| - i \frac{L}{|V|} \sin 0.5|V| & \frac{(C-iL')}{|V|} \sin 0.5|V| \\ -\frac{(C+iL')}{|V|} \sin 0.5|V| & \cos 0.5|V| + i \frac{L}{|V|} \sin 0.5|V| \end{array} \right\| \end{aligned} \quad (3.29)$$

Тут V - вектор узагальненої анізотропії

$$V = V(L_{0;90}, L_{45;135}; -C_{\otimes;\oplus}), \quad (3.30)$$

Де

$$\begin{cases} L_{0;90} = LB_{0;90} - iLD_{0;90}; \\ L_{45;135} = LB_{45;135} - iLD_{45;135}; \\ C_{\otimes;\oplus} = CB_{\otimes;\oplus} - iCD_{\otimes;\oplus}. \end{cases} \quad (3.31)$$

З виразів (3.30),(3.31) одержуємо явний вигляд модуля вектора узагальненої анізотропії V

$$\begin{aligned}
|V| &= \sqrt{|L_{0;90}| + |L_{45;135}| + |C_{\otimes;\oplus}|} = \\
&= \sqrt{(LD^2_{0;90} + LB^2_{0;90}) + (LD^2_{45;135} + LB^2_{45;135}) + (CD^2_{\otimes;\oplus} + CB^2_{\otimes;\oplus})}
\end{aligned} \tag{3.32}$$

Вираз (3.32) можна переписати у дещо іншому, більш компактному вигляді із урахуванням наступних взаємозв'язків між параметрами лінійного двопронезаломлення і дихроїзму

$$\begin{cases} LB_{0;90} = LB \cos 2\rho; \\ LB_{45;135} = LB \sin 2\rho; \end{cases} \tag{3.33}$$

$$\begin{cases} LD_{0;90} = LD \cos 2\rho; \\ LD_{45;135} = LD \sin 2\rho; \end{cases} \tag{3.34}$$

$$|V| = \left(LB^2 + LD^2 + (CD^2_{\otimes;\oplus} + CB^2_{\otimes;\oplus}) \right)^{0.5}. \tag{3.35}$$

Тут LB і LD – узагальнені лінійне двопронезаломлення і дихроїзм; ρ – напрямок оптичної осі.

Використовуючи вирази (3.29) і (3.35) можна одержати аналітичний вигляд матриць Джонса для узагальнених параметрів лінійного двопронезаломлення LB і дихроїзму LD .

Узагальнена матриця Джонса лінійного двопронезаломлення $\{D\}$

$$\{D\} = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{21} & d_{22} \end{bmatrix}; \tag{3.36}$$

$$d_{11} = \cos 0,5LB - i \cos 2\rho \sin 0,5LB; \tag{3.37}$$

$$d_{12} = d_{21} = -i \sin 2\rho \sin 0,5LB; \tag{3.38}$$

$$d_{22} = \cos 0,5LB + i \cos 2\rho \sin 0,5LB. \quad (3.39)$$

Узагальнена матриця Джонса лінійного дихроїзму $\{J\}$

$$\{J\} = \begin{vmatrix} j_{11} & j_{12} \\ j_{21} & j_{22} \end{vmatrix}; \quad (3.40)$$

$$j_{11} = \cos 0,5LD + \cos 2\rho \sin 0,5LD; \quad (3.41)$$

$$j_{22} = \cos 0,5LD - \cos 2\rho \sin 0,5LD; \quad (3.42)$$

$$j_{12;21} = -\sin 2\rho \sin 0,5LD. \quad (3.43)$$

Для полікристалічної складової реальних типів біологічних тканин характерним є одночасна суперпозиція декількох механізмів оптичної анізотропії.

Розглянемо аналітичні вирази матриць Джонса деяких з них.

Одним з найбільш розповсюджених є одночасний прояв механізмів фазової анізотропії – лінійного LB і циркулярного CB двопроменезаломлення. Використовуючи матричний оператор узагальненої анізотропії для даного випадку ($LD, CD = 0$) можна одержати наступну матрицю Джонса комплексного лінійного і циркулярного двопроменезаломлення $\{\Phi\}$

$$\{\Phi\} = \begin{vmatrix} \phi_{11} & \phi_{12} \\ \phi_{21} & \phi_{22} \end{vmatrix}; \quad (3.44)$$

$$\phi_{11} = \cos 0,5(LB^2 + CB^2)^{0,5} - \frac{iLB \cos 2\rho}{(LB^2 + CB^2)^{0,5}} \sin 0,5(LB^2 + CB^2)^{0,5}; \quad (3.45)$$

$$\phi_{12} = \phi_{21} = \frac{CB - iLB \sin 2\rho}{(LB^2 + CB^2)^{0,5}} \sin 0,5(LB^2 + CB^2)^{0,5}; \quad (3.46)$$

$$\phi_{22} = \cos 0,5(LB^2 + CB^2)^{0,5} + \frac{iLB \cos 2\rho}{(LB^2 + CB^2)^{0,5}} \sin 0,5(LB^2 + CB^2)^{0,5}. \quad (3.47)$$

Не менш розповсюдженою є суперпозиція лінійного двопротинезаломлення і дихроїзму просторово структурованих фібрилярних протейінових сіток біологічних тканин. Відповідний Джонс матричний оператор для даного типу ($CB, CD = 0$) оптично анізотропних об'єктів набуває наступного вигляду

$$\{L\} = \begin{vmatrix} l_{11} & l_{12} \\ l_{21} & l_{22} \end{vmatrix}; \quad (3.48)$$

$$l_{11} = \cos 0,5|V| - \cos 2\rho \frac{(iLB - LD)}{|V|} \sin 0,5|V|; \quad (3.49)$$

$$l_{22} = \cos 0,5|V| + \cos 2\rho \frac{(iLB - LD)}{|V|} \sin 0,5|V|; \quad (3.50)$$

$$l_{12;21} = -\sin 2\rho \frac{(iLB + LD)}{|V|} \sin 0,5|V|; \quad (3.51)$$

$$|V| = (|L_{0;90}| + |L_{45;135}|)^{0,5} = (LB^2 + LD^2)^{0,5}. \quad (3.52)$$

В подальшому для значного спрощення (зі збереженням повноти фізичного аналізу) будемо розглядати аналітичні співвідношення (3.23) - (3.52) у наближенні слабкої фазової модуляції ε , яка вноситься оптично анізотропним об'єктом між ортогональними складовими амплітуди у різних точках розсіяного лазерного поля

$$\begin{cases} \varepsilon \leq 0,12; \\ \cos \varepsilon \rightarrow 1; \\ \sin \varepsilon \rightarrow \varepsilon. \end{cases} \quad (3.53)$$

3.4. Джонс-матрична модель оптичної анізотропії біологічного шару із слабкими фазовими флуктуаціями

Зазначимо, що припущення (3.53) не є штучним для оптично-тонких дегідратованих плівок біологічних тканин.

Аналіз відомих літературних даних [15-19,91-97] показує, що для лазерного випромінювання з довжиною хвилі $\lambda = 0.63\mu m$ у межах геометричної товщини $l = 40\mu m$ повністю оптично-анізотропного шару біологічної тканини ($\Delta n \approx 10^{-4} \div 10^{-3}$ [2,7,8]) максимальний фазовий зсув ($\delta_{12} \equiv \delta = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n l$) коливається в межах $0.038 \leq \delta \leq 0.49$. При цьому серед оптично анізотропної архітекtonіки, що сформована двопротенезаломлюючими фібрилярними сітками та доменами оптично активних протейнових молекул існують варіації поперечних розмірів ($2\mu m \leq \Delta l \leq 20\mu m$) структур. У результаті виникають слабкі фазові модуляції ($2\mu m \leq \Delta \delta \leq 20\mu m$) у площині поляризаційно-неоднорідного зображення досліджуваних біологічних тканин.

У відповідності з умовами (3.53) для різних видів оптичної анізотропії можна записати наступні співвідношення, які визначають аналітичний вигляд елементів парціальних матриць Джонса.

- Лінійне двопротенезаломлення LB

$$d_{11} = 1 - 0.5iLB\cos 2\rho; \quad (3.54)$$

$$d_{12} = d_{21} = -0.5iLB\sin 2\rho; \quad (3.55)$$

$$d_{22} = 1 + 0.5iLB\cos 2\rho. \quad (3.56)$$

- Лінійний дихроїзм LD

$$j_{11} = 1 + 0.5LD\cos 2\rho; \quad (3.57)$$

$$j_{22} = 1 - 0.5LD\cos 2\rho; \quad (3.58)$$

$$j_{12;21} = -\sin 2\rho \sin 0.5LD. \quad (3.59)$$

- Циркулярне двопроменезаломлення CB

$$j_{11;22} = 1; \quad (3.60)$$

$$j_{12;21} = \pm CB. \quad (3.61)$$

- Циркулярний дихроїзм CD

$$J(CD_{\otimes;\oplus}) = \begin{vmatrix} \cosh CD_{\otimes;\oplus} & \sinh CD_{\otimes;\oplus} \\ -\sinh CD_{\otimes;\oplus} & \cosh CD_{\otimes;\oplus} \end{vmatrix}$$

$$j_{11;22} = 1; \quad (3.62)$$

$$j_{12;21} = \pm CB. \quad (3.63)$$

- Лінійне і циркулярне двопроменезаломлення $LB + CB$

$$\phi_{11} = 1 - iLB \cos 2\rho; \quad (3.64)$$

$$\phi_{12} = \phi_{21} = CB - iLB \sin 2\rho; \quad (3.65)$$

$$\phi_{22} = 1 + iLB \cos 2\rho. \quad (3.66)$$

- Лінійне двопроменезаломлення і дихроїзм $LB + LD$

$$l_{11} = 1 - \cos 2\rho (iLB - LD); \quad (3.67)$$

$$l_{22} = 1 + \cos 2\rho (iLB - LD); \quad (3.68)$$

$$l_{12;21} = -\sin 2\rho (iLB + LD). \quad (3.69)$$

Таким чином, проведений нами аналіз можливостей Джонс-матричного описання поляризаційних проявів оптичної анізотропії полікристалічної структури біологічних шарів стане базисом для аналітичного визначення взаємозв'язків між розподілами параметрів, які характеризують “двоточкові” вектори Стокса та мапи фазової і амплітудної анізотропії.

3.5. Двоточкові вектори Стокса лазерних полів оптично анізотропних шарів із слабкими фазовими флуктуаціями

3.5.1. Випадок лінійного двопронезаломлення LB

Визначимо явний вигляд сукупності двоточкових параметрів вектора Стокса, які характеризують поляризаційно-кореляційну структуру об'єктного поля лінійно двопронезаломлюючого шару $LB = \delta$.

З цією метою скористаємося відомими виразами

$$\begin{aligned} SK_1 &= E_x^* E_x + E_y^* E_y; \\ SK_2 &= E_x^* E_x - E_y^* E_y; \\ SK_3 &= E_y^* E_x + E_x^* E_y; \\ SK_4 &= i(E_y^* E_x - E_x^* E_y). \end{aligned} \quad (3.69)$$

У співвідношення (3.69) підставимо вирази елементів матриці Джонса лінійного двопронезаломлення ((3.54) – (3.56)), яка записана для оптично анізотропного шару із слабкими фазовими флуктуаціями.

$$\begin{aligned} SK_1^0 &= W_{xx}(r_1, r_2) + W_{yy}(r_1, r_2) \\ &= \{1 + \delta_1 \delta_2 \cos(\rho_1 - \rho_2)\} - i(\delta_2 \cos \rho_2 - \delta_1 \cos \rho_1) = A_{11} + iB_{11} \end{aligned} \quad (3.70)$$

$$\begin{aligned} SK_2^0 &= W_{xx}(r_1, r_2) - W_{yy}(r_1, r_2) = \\ &= \{1 + \delta_1 \delta_2 \cos(\rho_1 - \rho_2)\} - i(\delta_2 \cos \rho_2 - \delta_1 \cos \rho_1) = A_{22} + iB_{22} \end{aligned} \quad (3.71)$$

$$\begin{aligned} SK_3^0 &= W_{xy}(r_1, r_2) + W_{yx}(r_1, r_2) = \\ &= \delta_1 \delta_2 \sin(\rho_1 + \rho_2) - i(\delta_2 \sin \rho_2 - \delta_1 \sin \rho_1) = A_{33} + iB_{33} \end{aligned} \quad (3.72)$$

$$\begin{aligned} SK_4^0 &= i[W_{yx}(r_1, r_2) - W_{xy}(r_1, r_2)] = \\ &= -(\delta_2 \sin \rho_2 + \delta_1 \sin \rho_1) + i\delta_1 \delta_2 \sin(\rho_2 - \rho_1) = A_{44} + iB_{44} \end{aligned} \quad (3.73)$$

Аналіз одержаних виразів двоточкових параметрів вектора Стокса виявив,

що на відміну від традиційного вектора Стокса $S = \begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{pmatrix}$ всі компоненти

поляризаційно-кореляційного вектора $SK = \begin{pmatrix} SK_1 \\ SK_2 \\ SK_3 \\ SK_4 \end{pmatrix}$ є комплексними величинами

$A_{jj;j=1;2;3;4} + iB_{jj;j=1;2;3;4}$. Виходячи з цього, аналітичну поведінку $SK_{j=1;2;3;4}$ будемо оцінювати за допомогою модуля $|SK_{j=1;2;3;4}|$ і аргумента $Arg(SK_{j=1;2;3;4})$.

Для спрощення (без зниження повноти аналізу) припустимо, що лінійно двопроменезаломлюючий шар опромінюється плоско поляризованим лазерним пучком з азимутом 0^0 .

Відповідний вектор Джонса такого пучка приймає простий вигляд $U = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \end{pmatrix}$. Використовуючи Джонс-матричне рівняння (3.7) можемо знайти ортогональні складові комплексної амплітуди об'єктного пучка

$$E_x^0 = 1 - 0,5iLB\cos 2\rho \equiv 1 - i\delta\cos 2\rho; \quad (3.74)$$

$$E_y^0 = -0,5iLB\sin 2\rho \equiv -i\delta\sin 2\rho. \quad (3.75)$$

З урахуванням виразів (3.69), (3.74) і (3.75) одержуємо наступні аналітичні співвідношення для компонентів поляризаційно-кореляційного вектора $SK_{j=1;2;3;4}$

$$SK_1^{12} = 1 + \delta_1 \delta_2 \cos 2(\rho_2 - \rho_1) - i(\delta_2 \cos 2\rho_2 - \delta_1 \cos 2\rho_1); \quad (3.76)$$

$$SK_2^{12} = 1 + \delta_1 \delta_2 \cos 2(\rho_2 + \rho_1) - i(\delta_2 \cos 2\rho_2 - \delta_1 \cos 2\rho_1); \quad (3.77)$$

$$SK_3^{12} = \delta_1 \delta_2 \sin 2(\rho_2 + \rho_1) - i(\delta_2 \sin 2\rho_2 - \delta_1 \sin 2\rho_1); \quad (3.78)$$

$$SK_4^{12} = -(\delta_2 \sin 2\rho_2 + \delta_1 \sin 2\rho_1) - i\delta_1 \delta_2 \sin 2(\rho_2 - \rho_1). \quad (3.79)$$

Визначимо для кожного двоточкового параметру (вирази (3.76)-(3.79)) поляризаційно-кореляційного вектора його модуль $|SK_{j=1;2;3;4}|$ і аргумент $Arg(SK_{j=1;2;3;4})$. При цьому, внаслідок малих значень фазових зсувів δ будемо нехтувати членами вищих порядків - $\delta_1 \delta_2 \ll \delta_1^2 \delta_2^2$

$$\begin{cases} |SK_{j=1}| \approx \sqrt{(1 + \delta_1 \delta_2 \cos 2(\rho_2 - \rho_1)) - 2\delta_1 \delta_2 \cos 2\rho_1 \cos 2\rho_2}; \\ Arg(SK_{j=1}) \approx \arctan\left(\frac{2\delta_1 \delta_2 \cos 2\rho_1 \cos 2\rho_2}{1 + \delta_1 \delta_2 \cos 2(\rho_2 - \rho_1)}\right); \end{cases} \quad (3.80)$$

$$\begin{cases} |SK_{j=2}| \approx \sqrt{(1 + \delta_1 \delta_2 \cos 2(\rho_2 + \rho_1)) - 2\delta_1 \delta_2 \cos 2\rho_1 \cos 2\rho_2}; \\ Arg(SK_{j=2}) \approx \arctan\left(\frac{2\delta_1 \delta_2 \cos 2\rho_1 \cos 2\rho_2}{1 + \delta_1 \delta_2 \cos 2(\rho_2 + \rho_1)}\right); \end{cases} \quad (3.81)$$

$$\begin{aligned} |SK_{j=3}| &\approx \sqrt{2\delta_1 \delta_2 \sin 2\rho_1 \sin 2\rho_2}; \\ Arg(SK_{j=3}) &\approx \arctan\left(\frac{\delta_2 \sin 2\rho_2 - \delta_1 \sin 2\rho_1}{\delta_1 \delta_2 \sin 2(\rho_2 + \rho_1)}\right); \end{aligned} \quad (3.82)$$

$$\begin{aligned} |SK_{j=4}| &\approx \sqrt{2\delta_1 \delta_2 \sin 2\rho_1 \sin 2\rho_2}; \\ Arg(SK_{j=4}) &\approx \arctan\left(\frac{\delta_1 \delta_2 \sin 2(\rho_2 - \rho_1)}{\delta_2 \sin 2\rho_2 + \delta_1 \sin 2\rho_1}\right). \end{aligned} \quad (3.83)$$

Аналіз одержаних результатів (співвідношення (3.80) – (3.83)) виявив переважний вплив варіацій функціональних параметрів орієнтаційної структури

$(\sin\rho_{12}, \cos\rho_{12})$ на зміну величини модуля $|SK_{j=1;2;3;4}|$ параметрів поляризаційно-кореляційного вектора $SK_{j=1;2;3;4}$.

На зміну величини аргумента $Arg(SK_{j=1;2;3;4})$ параметрів поляризаційно-кореляційного вектора переважний функціональний вплив здійснює фазова модуляція δ_{12} лінійно двопротенезаломлюючим середовищем.

3.5.2. Випадок фазової анізотропії – лінійне LB і циркулярне двопротенезаломлення CB

З використанням матриці Джонса узагальненої анізотропії у наближенні

слабких фазових флуктуацій $\left(\begin{matrix} \delta_1 \delta_2 \cos\rho_1 \cos\rho_2 \\ \delta_2^2 \cos^2\rho_2 \\ \delta_1^2 \cos^2\rho_1 \\ (\varphi_1 \varphi_2)^2 \end{matrix} \right) \ll \varphi_1 \varphi_2$ ми одержали

співвідношення ((3.29)-(3.31)) для матриці фазової анізотропії.

На їх основі можна записати наступні аналітичні вирази для описання комплексних двоточкових параметрів $SK_{j=1;2;3;4}$ поляризаційно-кореляційного вектора, а також їх модуля $|SK_{j=1;2;3;4}|$ і аргумент $Arg(SK_{j=1;2;3;4})$.

$$SK_1^{12} = (1 + i\delta_1 \cos\rho_1)(1 - i\delta_2 \cos\rho_2) + (\varphi_1 + i\delta_1 \sin\rho_1)(\varphi_2 - i\delta_2 \sin\rho_2); \quad (3.84)$$

$$SK_1^{12} \approx (1 + \varphi_1 \varphi_2) - i(\delta_1 \cos\rho_1 + \delta_2 \cos\rho_2) = A_{11} + iB_{11}; \quad (3.85)$$

$$SK_2^{12} = (1 + i\delta_1 \cos\rho_1)(1 - i\delta_2 \cos\rho_2) - (\varphi_1 + i\delta_1 \sin\rho_1)(\varphi_2 - i\delta_2 \sin\rho_2); \quad (3.86)$$

$$SK_2^{12} \approx (1 - \varphi_1 \varphi_2) - i(\delta_1 \cos\rho_1 + \delta_2 \cos\rho_2) = A_{22} + iB_{22}; \quad (3.87)$$

$$|SK_2^{12}| \sim \sqrt{1 - 2\varphi_1 \varphi_2}; \quad (3.88)$$

$$Arg(SK_2^{12}) \sim \arctan\left(\frac{\delta_1 \cos\rho_1 + \delta_2 \cos\rho_2}{1 - \varphi_1 \varphi_2}\right); \quad (3.89)$$

$$SK_3^{12} = (1 + i\delta_1 \cos \rho_1)(\varphi_2 - i\delta_2 \sin \rho_2) + (\varphi_1 + i\delta_1 \sin \rho_1)(1 - i\delta_2 \cos \rho_2); \quad (3.90)$$

$$SK_3^{12} \approx (\varphi_1 + \varphi_2) - i(\delta_2 \sin \rho_2 + \delta_1 \sin \rho_1) = A_{33} + iB_{33}; \quad (3.91)$$

$$|SK_3^{12}| \sim \sqrt{2\varphi_1\varphi_2}; \quad (3.92)$$

$$Arg(SK_3^{12}) \sim \arctan\left(\frac{\delta_1 \sin \rho_1 + \delta_2 \sin \rho_2}{\varphi_1 + \varphi_2}\right); \quad (3.93)$$

$$SK_4^{12} = (i\varphi_1 - \delta_1 \sin \rho_1)(1 - i\delta_2 \cos \rho_2) + (1 + i\delta_1 \cos \rho_1)(i\varphi_2 + i\delta_2 \sin \rho_2); \quad (3.94)$$

$$SK_4^{12} \approx (\delta_2 \sin \rho_2 - \delta_1 \sin \rho_1) + i(\varphi_1 - \varphi_2) = A_{44} + iB_{44}; \quad (3.95)$$

$$|SK_4^{12}| \sim \sqrt{2\varphi_1\varphi_2}; \quad (3.96)$$

$$Arg(SK_4^{12}) \sim \arctan\left(\frac{\varphi_1 - \varphi_2}{\delta_1 \sin \rho_1 + \delta_2 \sin \rho_2}\right). \quad (3.97)$$

Аналіз одержаних співвідношень виявив можливість аналітичної диференціації поляризаційно-кореляційних провів $Arg(SK_3^{12}) \sim (\delta_1 \sin \rho_1 + \delta_2 \sin \rho_2)$ лінійного двопроменезаломлення $Arg(SK_2^{12}) \sim (\delta_1 \cos \rho_1 + \delta_2 \sin \rho_2)$; $Arg(SK_4^{12}) \sim (\delta_1 \sin \rho_1 + \delta_2 \sin \rho_2)^{-1}$ і оптичної активності або циркулярного двопроменезаломлення ($|S_{j=1;2;3;4}^{12}| \sqrt{2\varphi_1\varphi_2}$).

В подальших наших дисертаційних дослідженнях, спираючись на одержану аналітичну інформацію, в якості інформаційного параметру ми обрали четвертий двоточковий параметр $SK_{j=4}^{12}$ поляризаційно-кореляційного вектора $SK_{j=1;2;3;4}^{12}$.

Висновки до розділу 3

1. Систематизовано та науково обґрунтовано комплекс "одноточкових" і "двоточкових" параметрів (поляризаційних та кореляційних), що описують лазерне випромінювання після його взаємодії з оптично-анізотропними структурами біологічних тканин.
2. У наближенні слабких фазових модуляцій одержано аналітичні вирази для Джонс-матричних операторів, які характеризують оптично анізотропні шари з лінійним і циркулярним двопротинезаломленням і дихроїзмом.
3. Визначено аналітичні взаємозв'язки між двоточковими складовими поляризаційно-кореляційного вектора та параметрами фазової анізотропії - напрямки оптичних осей і величина фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання.
4. Одержано аналітичні вирази для експериментально вимірюваних параметрів – модуля і аргумента параметрів поляризаційно-кореляційного вектора.

РОЗДІЛ 4. ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-КОРЕЛЯЦІЙНЕ КАРТОГРАФУВАННЯ ФАЗОВО-НЕОДНОРІДНИХ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ ШАРІВ ДЕГІДРАТОВАНИХ ПЛІВОК БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН РІЗНОЇ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ БУДОВИ

Даний розділ містить результати:

- Поляризаційно-інтерференційного шарового картографування мап четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з різною архітектонікою оптично анізотропної полікристалічної складової.
- Цифрового голографічного відтворення координатних розподілів випадкових значень величини модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) біологічних тканин.
- Статистичного аналізу алгоритмічно відтворених координатних розподілів випадкових значень величини модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) біологічних тканин.
- Цифрового голографічного відтворення координатних розподілів випадкових значень аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин.
- Статистичного аналізу алгоритмічно відтворених координатних розподілів випадкових значень величини аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) біологічних тканин.

4.1. Координатна і статистична структура пошарових мап модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри

Експериментальні вимірювання проводилися в оптичному розташуванні, схема якого наведена в розділі 2, параграф 2.4, рис. 2.2.

Відомим фактом є поляризаційна залежність координатної і статистичної структури вектор-параметричних мап об'єктних полів оптично анізотропних біологічних шарів від типу поляризації лазерного зонда [155-159]. Дана обставина суттєво обмежує діагностичні використання поляризаційного картографування таких об'єктів. Тому, на першому етапі нами досліджувалася залежність параметрів поляризаційно-кореляційних мап модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри для різних станів поляризації опромінюючого лазерного пучка – лінійно поляризовані стани з азимутами 0^0 ; 90^0 ; 45^0 ; 135^0 та право- ($\otimes$) і ліво- ($\oplus$) циркулярно поляризовані стани.

На серії фрагментів рис. 4.1 – рис. 4.3 представлені результати поляризаційно-кореляційного картографування мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри (репрезентативна вибірка з 23 зразків) померлих внаслідок інфаркту міокарда.

Кожен рисунок складається з:

- Алгоритмічно відтворених (розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.11) – (2.30)) координатних розподілів випадкових значень величини модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора S_4^{12} мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри, - фрагменти (1),(2),(3) і (7),(8),(9).
- Гістограм розподілів випадкових значень величини модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора S_4^{12} мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри, - фрагменти (4),(6),(6) і (10),(11),(12).

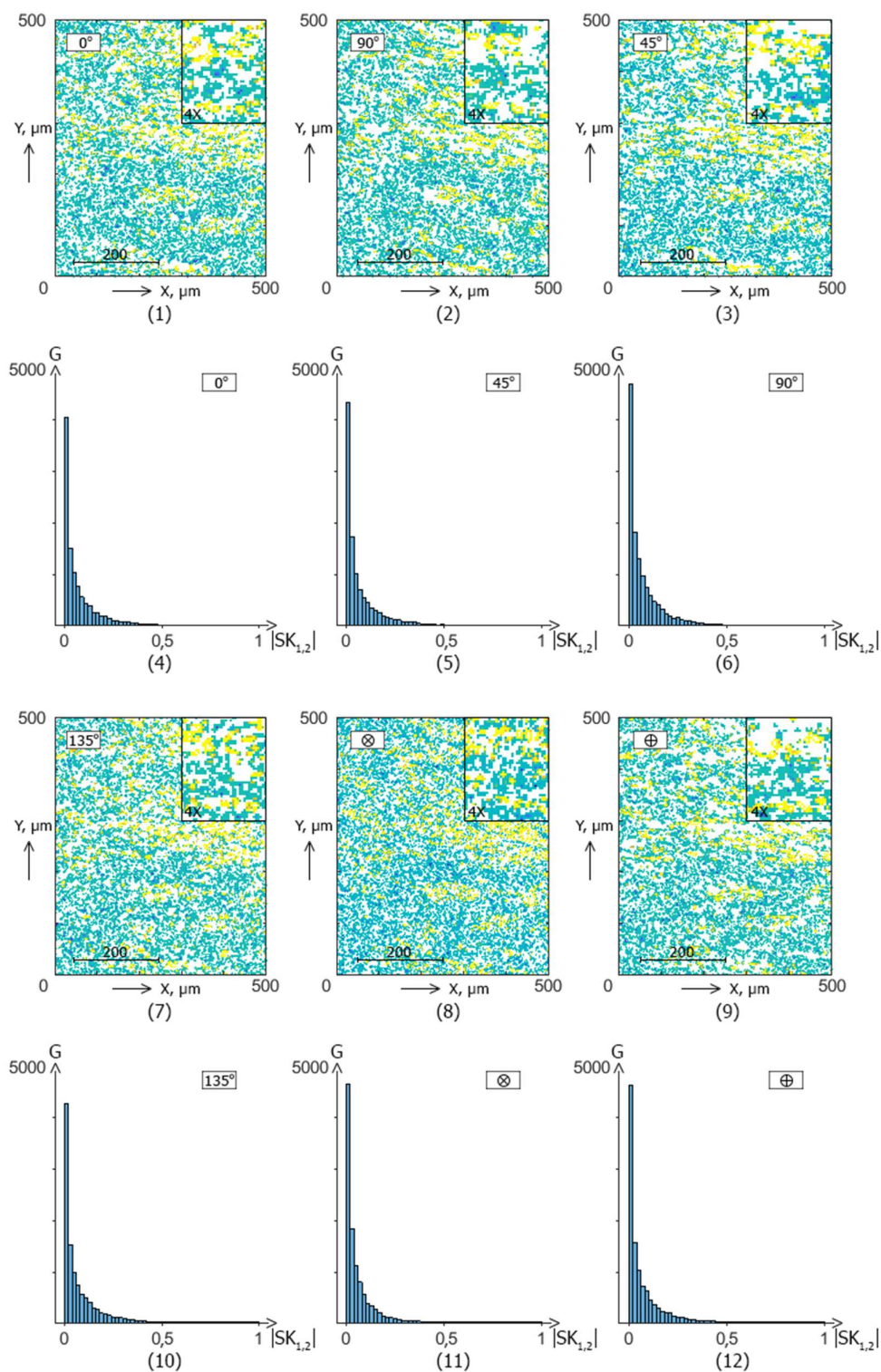


Рис. 4.1. Поляризаційно-кореляційні мапи $SK_{1,2}(m \times n)$ і гістограми $G(SK_{1,2})$ розподілів $SK_{1,2}$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри для різних станів поляризації Р зонduючого лазерного випромінювання. Пояснення у тексті.

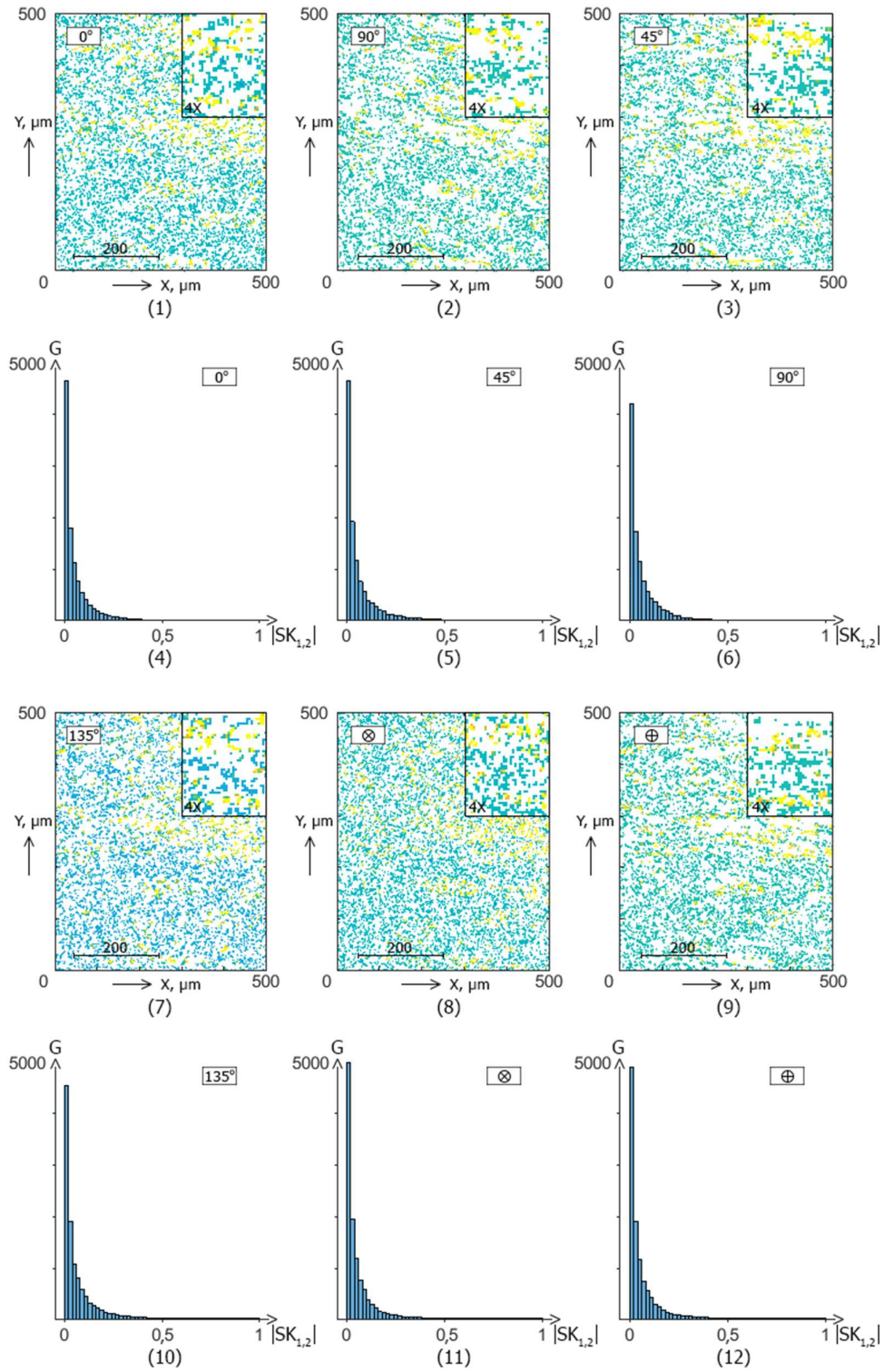


Рис. 4.2. Поляризаційно-кореляційні мапи $SK_{1,2}(m \times n)$ і гістограми $G(SK_{1,2})$ розподілів $SK_{1,2}$ у фазовому перерізі $\mu = \pi/4$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри для різних станів поляризації Р зонduючого лазерного випромінювання. Пояснення у тексті.

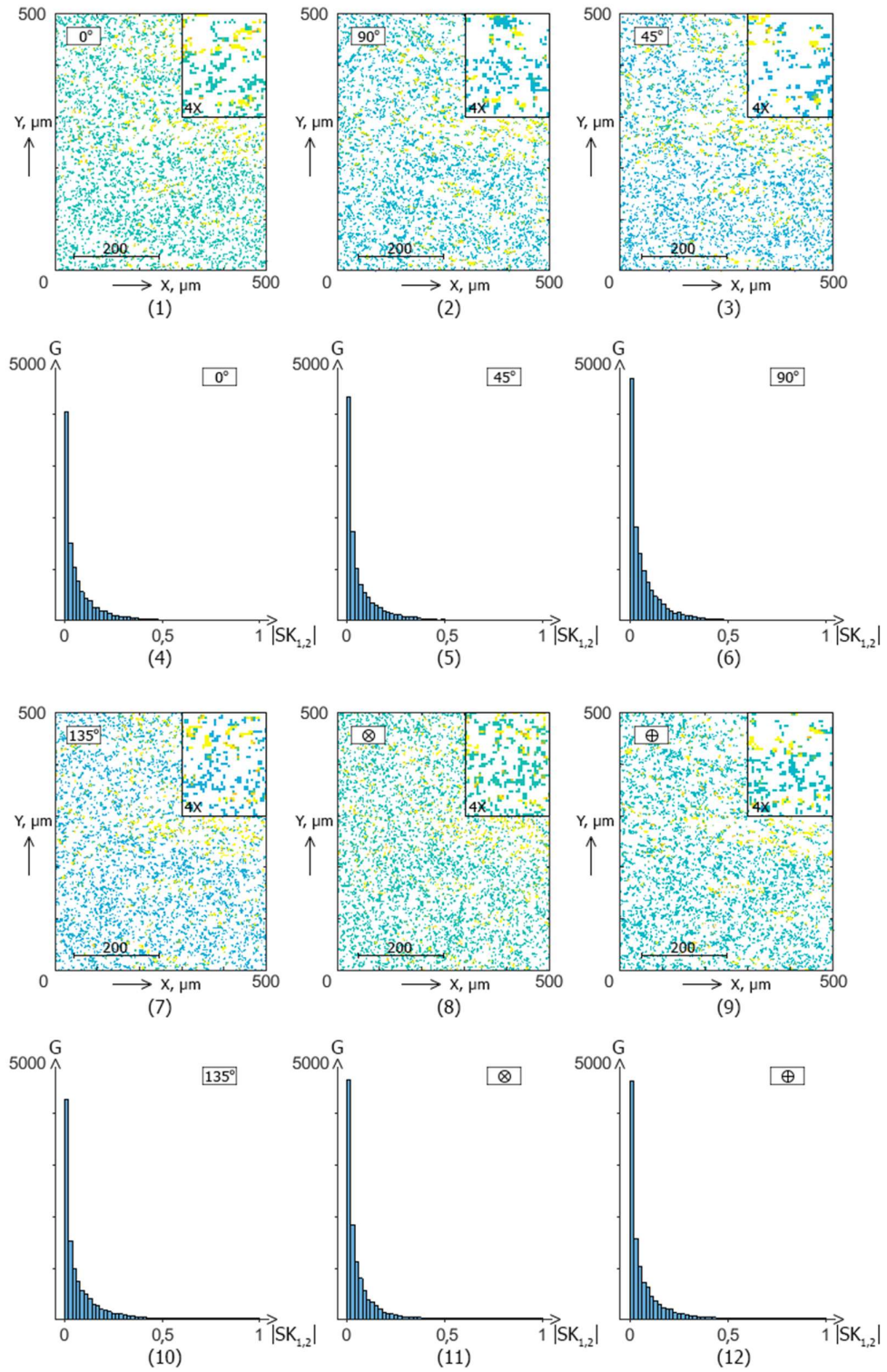


Рис. 4.3. Поляризаційно-кореляційні мапи $SK_{1,2}(m \times n)$ і гістограми $G(SK_{1,2})$ розподілів $SK_{1,2}$ у фазовому перерізі $\mu = \pi/8$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри для різних станів поляризації P зонduючого лазерного випромінювання. Пояснення у тексті.

Аналіз результатів поляризаційно-кореляційного картографування величини модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора S_4^{12} мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри виявив:

- Всі алгоритмічно відтворенні пошарові поляризаційно-кореляційні мапи модуля четвертого параметру $|S_4^{12}|(m \times n)$ двоточкового вектора Стокса мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри є координатно і топографічно неоднорідними, - рис. 4.1 – рис. 4.3, фрагменти (1),(2),(3) і (7),(8),(9).
- Структура кожної пошарової топографічної мапи модуля четвертого параметру $|S_4^{12}|(m \times n)$ являє собою ансамбль доменів різної форми, площі та розмірів, - рис. 4.1 – рис. 4.3, фрагменти (1),(2),(3) і (7),(8),(9).
- Гістограми розподілів величини модуля четвертого параметру $|S_4^{12}|(m \times n)$ двоточкового вектора Стокса володіють головним екстремумом $|S_4^{12}| \rightarrow 0$ і достатньо широким діапазон зміни випадкових значень $0 \leq |S_4^{12}| \leq 0,35 \div 0,45$ - рис. 4.1 – рис. 4.3, фрагменти (4),(5),(6) і (10),(11),(12).
- Тотожність статистичної структури, алгоритмічно відтворених для різних станів поляризації зондуючого лазерного випромінювання, пошарових мап зразків дерми шкіри $|S_4^{12}|(m \times n)$ - рис. 4.1 – рис. 4.3, фрагменти (4),(5),(6) і (10),(11),(12).

Кількісно координатну структуру розподілів величини модуля четвертого параметру $|S_4^{12}|(m \times n)$ двоточкового вектора Стокса характеризують результати статистичного аналізу (обчислення набору центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, - розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.13)) сукупності алгоритмічно відтворених пошарових мап даного поляризаційно-кореляційного параметру $|S_4^{12}|(m \times n)$ двоточкового вектора Стокса мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри, - таблиця 4.1 – таблиця 4.3.

Таблиця 4.1

Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри

P	0^0	45^0	90^0
Z_1	$0,065 \pm 0,004$	$0,076 \pm 0,005$	$0,081 \pm 0,005$
Z_2	$0,078 \pm 0,004$	$0,087 \pm 0,005$	$0,098 \pm 0,006$
Z_3	$1,83 \pm 0,11$	$1,67 \pm 0,09$	$1,51 \pm 0,08$
Z_4	$3,04 \pm 0,16$	$2,82 \pm 0,15$	$2,71 \pm 0,14$
P	135^0	$\oplus$	$\otimes$
Z_1	$0,094 \pm 0,006$	$0,078 \pm 0,005$	$0,075 \pm 0,005$
Z_2	$0,109 \pm 0,006$	$0,087 \pm 0,005$	$0,084 \pm 0,005$
Z_3	$1,34 \pm 0,07$	$1,65 \pm 0,09$	$1,59 \pm 0,08$
Z_4	$2,54 \pm 0,13$	$2,76 \pm 0,15$	$2,63 \pm 0,15$

Таблиця 4.2

Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри ($\mu = \pi/4$)

P	0^0	45^0	90^0
Z_1	$0,057 \pm 0,004$	$0,069 \pm 0,005$	$0,071 \pm 0,007$
Z_2	$0,068 \pm 0,007$	$0,077 \pm 0,007$	$0,081 \pm 0,008$
Z_3	$2,38 \pm 0,104$	$2,27 \pm 0,102$	$2,18 \pm 0,101$
Z_4	$4,43 \pm 0,18$	$4,21 \pm 0,17$	$4,16 \pm 0,17$
P	135^0	$\oplus$	$\otimes$
Z_1	$0,084 \pm 0,006$	$0,068 \pm 0,005$	$0,059 \pm 0,006$
Z_2	$0,093 \pm 0,006$	$0,079 \pm 0,005$	$0,074 \pm 0,006$
Z_3	$2,44 \pm 0,11$	$2,54 \pm 0,12$	$2,28 \pm 0,11$
Z_4	$4,54 \pm 0,18$	$4,69 \pm 0,21$	$4,35 \pm 0,19$

Таблиця 4.3

Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри ($\mu = \pi/8$)

P	0^0	45^0	90^0
Z_1	$0,051 \pm 0,003$	$0,056 \pm 0,003$	$0,063 \pm 0,004$
Z_2	$0,058 \pm 0,003$	$0,063 \pm 0,004$	$0,076 \pm 0,004$
Z_3	$2,73 \pm 0,15$	$2,87 \pm 0,15$	$2,98 \pm 0,16$
Z_4	$5,14 \pm 0,27$	$5,22 \pm 0,27$	$5,41 \pm 0,28$
P	135^0	$\oplus$	$\otimes$
Z_1	$0,072 \pm 0,004$	$0,057 \pm 0,003$	$0,051 \pm 0,003$
Z_2	$0,084 \pm 0,005$	$0,065 \pm 0,004$	$0,058 \pm 0,003$
Z_3	$3,14 \pm 0,18$	$3,25 \pm 0,19$	$2,82 \pm 0,16$
Z_4	$5,64 \pm 0,29$	$5,76 \pm 0,29$	$5,63 \pm 0,29$

Порівняльний аналіз величин статистичних моментів, які наведені в таблицях 4.1 – 4.3, показав:

- Значення всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли величини модуля $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри відмінні від нуля.
- Статистичні розподіли випадкових значень величини модуля поляризаційно-кореляційного параметру $|SK_4^{12}|(m \times n)$ відмінні від Гаусового або нормального розподілів.
- Величини статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів величини модуля $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри, значно більші у порівнянні із значеннями середнього і дисперсії таких розподілів - $Z_{3;4}(|SK_4^{12}|) \gg Z_{1;2}(|SK_4^{12}|)$.

- Відмінності між обчисленими для різних станів поляризації зондуючого лазерного випромінювання величинами всіх статистичних моментів $Z_{j=1;2;3;4}(|SK_4^{12}|)$ незначні та не перевищують 15%-20%.
- По мірі зменшення ($\downarrow$) величини фазового сканування (μ_k) алгоритмічно відтвореного розподілу комплексних амплітуд об'єктного поля дегідратованої плівки дерми шкіри має місце наступний сценарій зміни статистичних параметрів - $Z_{3;4}(|SK_4^{12}|) \uparrow$ і $Z_{1;2}(|SK_4^{12}|) \downarrow$.

З фізичного погляду виявлені особливості поляризаційно-кореляційних мап мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри можна пов'язати з наступними міркуваннями.

По-перше. Аналітичне моделювання (розділ 3, параграф 3.6.2, співвідношення (3.96)) поляризаційно-кореляційних проявів оптичної анізотропії оптично тонкого біологічного шару з комплексним лінійним LB і циркулярним CB двопроменезаломленням виявило переважну залежність величини модуля четвертого параметру $|SK_4^{12}|$ поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень зразків дегідратованої плівки дерми шкіри від флуктуацій випадкових значень величини фазових зсувів φ між ортогональними право- і ліво- циркулярно поляризованими складовими об'єктного лазерного випромінювання - $|SK_4^{12}| \sim \sqrt{2\varphi_1\varphi_2}$.

По друге. Полікристалічними “генераторами” циркулярного двопроменезаломлення дерми шкіри є оптично активні молекулярні домени сосочкового шару (розділ 2, параграф 2.6), що утворені протейновими молекулами колагену, еластину.

По третє. Зазначені циркулярно двопроменезаломлюючі молекулярні домени мають досить малі геометричні розміри (~ 2 мкм – 5 мкм) і хаотично розташовані в об'ємі дослідних зразків дегідратованої плівки дерми шкіри.

По четверте. При покроковому скануванні $\Delta r = r_2 - r_1$ вздовж сукупності рядків цифрового мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри ступень кореляції між величинами фазових зсувів циркулярного

двопроменезаломлення є досить низькою внаслідок неспівпадання розмірів і координатного розташування парціальних оптично активних молекулярних доменів і детермінованого лінійного кроку сканування.

По п'яте. У результаті головний екстремум гістограм розподілів випадкових значень величини модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічного зображення дегідратованих плівок дерми шкіри $|SK_4^{12}|$ припадає на “нульовий рівень” - $||SK_4^{12}||_{max} \rightarrow 0$.

По шосте. Ступень кореляційної узгодженості проявів циркулярного двопроменезаломлення оптично активних молекулярних доменів дерми шкіри кількісно визначається інтервалом і ймовірностями окремих значень $|SK_4^{12}| \neq 0$, які характеризуються набором центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(|SK_4^{12}|)$.

По сьоме. Фазове сканування дозволяє виділяти сукупність площин розподілів комплексних амплітуд об'єктного поля, яке сформоване актами світлорозсіяння різної кратності.

По восьме. Зі зменшенням величини фазового зсуву μ_k (розділ 2, параграф 2.4, співвідношення (2.8), (2.9)) у об'єктному полі лазерного випромінювання виділяються площини комплексних амплітуд, які відповідають низькократному або однократному розсіянню в об'ємі зразків дегідратованих плівок дерми шкіри.

По дев'яте. Слабка залежність статистичної структури координатних розподілів випадкових значень величини четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри від зміни стану поляризації опромінюючого лазерного випромінювання пов'язана із азимутальною симетрією розташування оптично активних молекулярних доменів в об'ємі дослідних зразків фібрилярної тканини.

По десяте. Чим більш однорідна координатна структура архітекtonіки оптично анізотропної полікристалічної складової тим більшим є інтервал і ймовірності відмінних від нуля парціальних значень модуля $|SK_4^{12}| \neq 0$.

4.2. Координатна і статистична структура пошарових мап модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки

На серії фрагментів рис. 4.4 – рис. 4.6 представлені результати поляризаційно-кореляційного картографування мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної тканини селезінки (репрезентативна вибірка з 23 зразків) померлих внаслідок інфаркту міокарда.

Аналіз одержаних даних поляризаційно-кореляційного картографування координатних розподілів випадкових значень величини модуля четвертого параметру $|SK_4^{12}|$ двоточкового вектора Стокса об'єктних полів дегідратованих плівок тканини селезінки виявив:

- Координатну і топографічну неоднорідність поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$, як і у випадку попередніх досліджень поляризаційно-неоднорідної структури мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри з фібрилярною будовою полікристалічної архітектоники, - рис. 4.4 – рис. 4.6, фрагменти (1),(2),(3) і (7),(8),(9).
- Розміри локальних доменів поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки дещо більші у порівнянні з аналогічною топографічною структурою поляризаційно-неоднорідних зображень дерми шкіри, - рис. 4.4 – рис. 4.6, фрагменти (1),(2),(3) і (7),(8),(9).

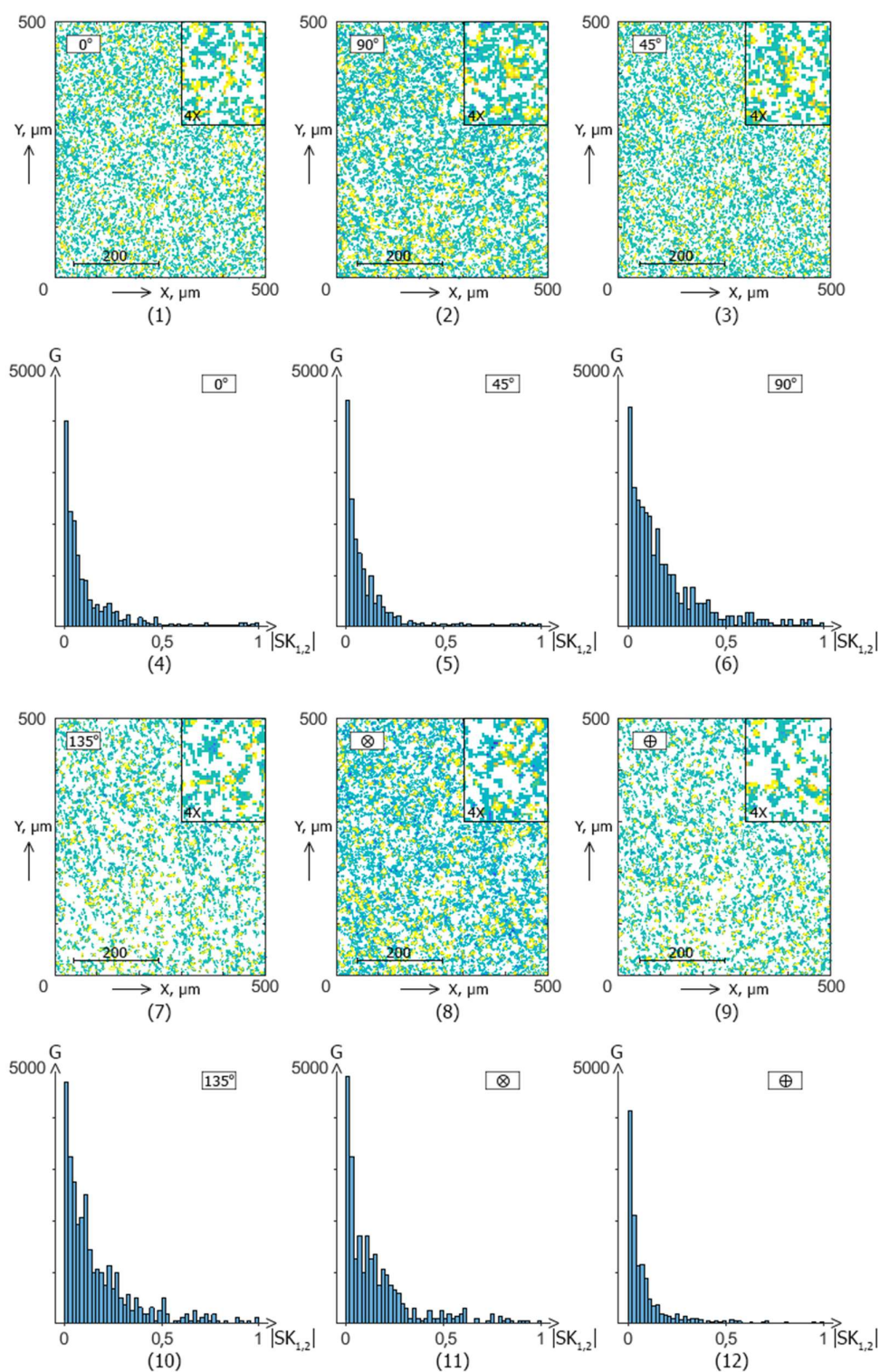


Рис. 4.4. Поляризаційно-кореляційні мапи $SK_{1,2}(m \times n)$ і гістограми $G(SK_{1,2})$ розподілів $SK_{1,2}$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки для різних станів поляризації Р зонduючого лазерного випромінювання. Пояснення у тексті.

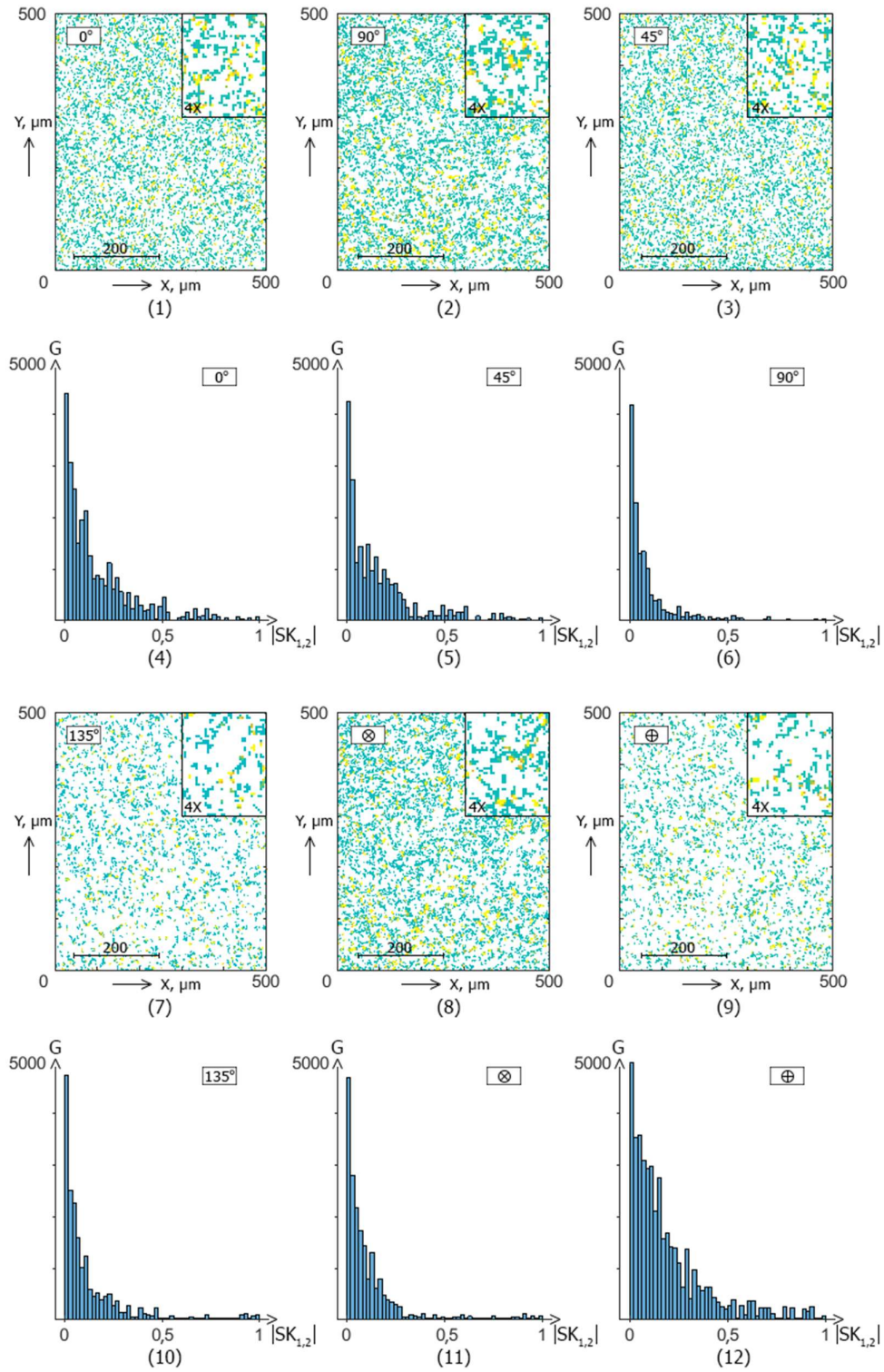


Рис. 4.5. Поляризаційно-кореляційні карти $SK_{1,2}(m \times n)$ і гістограми $G(SK_{1,2})$ розподілів $SK_{1,2}$ у фазовому перерізі $\mu = \pi/4$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки для різних станів поляризації Р зонduючого лазерного випромінювання. Пояснення у тексті.

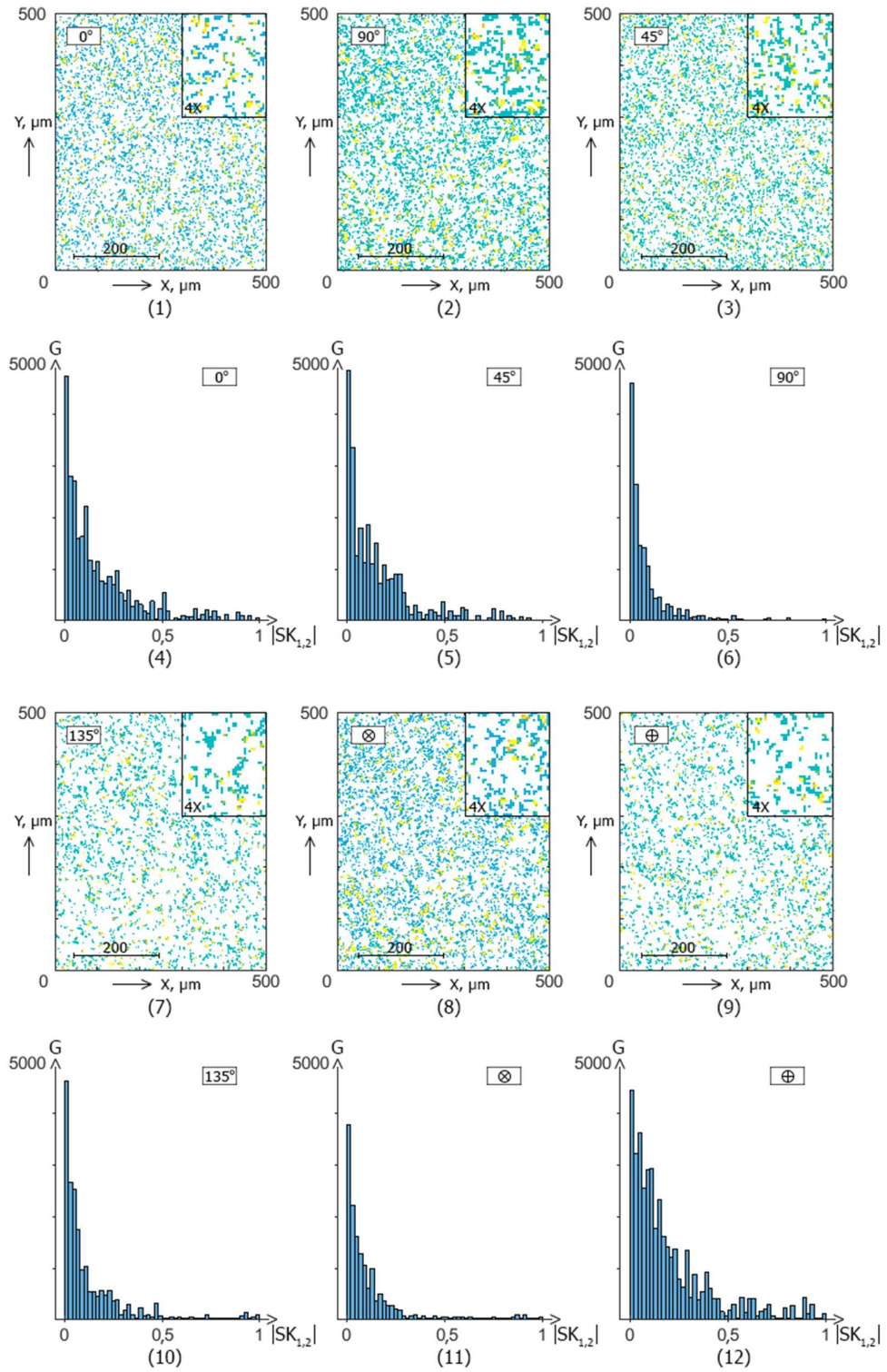


Рис. 4.6. Поляризаційно-кореляційні мапи $SK_{1,2}(m \times n)$ і гістограми $G(SK_{1,2})$ розподілів $SK_{1,2}$ у фазовому перерізі $\mu = \pi/8$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки для різних станів поляризації P зонduючого лазерного випромінювання. Пояснення у тексті.

- Зростання кореляційної узгодженості координатної структури мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної тканини селезінки – відповідні гістограми розподілів випадкових значень величини модуля четвертого параметру двоточкового вектора Стокса $|SK_4^{12}|$ володіють більшим діапазоном зміни і ймовірності власних значень, які відмінні від нуля $|SK_4^{12}| \neq 0$, - рис. 4.4 – рис. 4.6, фрагменти (4),(5),(6) і (10),(11),(12).

Кількісно специфіку координатної та топографічної будови пошарових поляризаційно-кореляційних мап $|SK_{1,2}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної тканини селезінки ілюструють статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(|SK_4^{12}|)$, які визначені для серії різнополяризованих зондуючих лазерних пучків, - таблиця 4.5, таблиця 4.6 і таблиця 4.7.

Таблиця 4.5

Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки

P	0^0	45^0	90^0
Z_1	$0,088 \pm 0,005$	$0,11 \pm 0,006$	$0,13 \pm 0,007$
Z_2	$0,13 \pm 0,007$	$0,142 \pm 0,008$	$0,154 \pm 0,008$
Z_3	$1,48 \pm 0,08$	$1,57 \pm 0,09$	$1,38 \pm 0,07$
Z_4	$2,63 \pm 0,14$	$2,74 \pm 0,15$	$2,46 \pm 0,13$
P	135^0	$\oplus$	$\otimes$
Z_1	$0,13 \pm 0,007$	$0,107 \pm 0,006$	$0,11 \pm 0,006$
Z_2	$0,15 \pm 0,008$	$0,12 \pm 0,007$	$0,13 \pm 0,007$
Z_3	$1,44 \pm 0,08$	$1,63 \pm 0,09$	$1,38 \pm 0,07$
Z_4	$2,39 \pm 0,13$	$2,57 \pm 0,14$	$2,37 \pm 0,13$

Таблиця 4.6

Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки ($\mu = \pi/4$)

P	0^0	45^0	90^0
Z_1	$0,079 \pm 0,004$	$0,098 \pm 0,005$	$0,12 \pm 0,007$
Z_2	$0,12 \pm 0,007$	$0,133 \pm 0,007$	$0,14 \pm 0,008$
Z_3	$1,82 \pm 0,104$	$1,77 \pm 0,102$	$1,68 \pm 0,101$
Z_4	$3,39 \pm 0,18$	$3,46 \pm 0,17$	$3,26 \pm 0,17$
P	135^0	$\oplus$	$\otimes$
Z_1	$0,11 \pm 0,006$	$0,087 \pm 0,005$	$0,098 \pm 0,006$
Z_2	$0,13 \pm 0,006$	$0,097 \pm 0,005$	$0,11 \pm 0,006$
Z_3	$1,82 \pm 0,11$	$2,04 \pm 0,12$	$1,88 \pm 0,11$
Z_4	$3,49 \pm 0,18$	$3,97 \pm 0,21$	$3,73 \pm 0,19$

Таблиця 4.7

Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки ($\mu = \pi/8$)

P	0^0	45^0	90^0
Z_1	$0,07 \pm 0,004$	$0,09 \pm 0,005$	$0,11 \pm 0,006$
Z_2	$0,108 \pm 0,006$	$0,103 \pm 0,006$	$0,115 \pm 0,006$
Z_3	$2,32 \pm 0,14$	$2,17 \pm 0,12$	$2,08 \pm 0,11$
Z_4	$4,28 \pm 0,24$	$3,89 \pm 0,21$	$3,66 \pm 0,19$
P	135^0	$\oplus$	$\otimes$
Z_1	$0,095 \pm 0,006$	$0,075 \pm 0,004$	$0,085 \pm 0,005$
Z_2	$0,103 \pm 0,006$	$0,082 \pm 0,005$	$0,093 \pm 0,005$
Z_3	$2,21 \pm 0,13$	$2,43 \pm 0,14$	$2,17 \pm 0,12$
Z_4	$3,93 \pm 0,21$	$4,37 \pm 0,25$	$4,11 \pm 0,22$

Аналіз наведених у таблицях 4.4 – 4.6 результатів виявив:

- Відмінність (як і у випадку статистичного аналізу поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри) величини всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(|SK_4^{12}|)$ від нуля. Даний факт вказує на складну і відміну від відомих (Гаусів або нормальний розподіл) статистичну структуру поляризаційно-кореляційних мап об'єктного поля дегідратованих плівок паренхіматозної тканини селезінки.
- Перевагу величини статистичних моментів вищих порядків, що дають характеристику асиметрії та ексцесу розподілів випадкових значень величини $|SK_4^{12}|(m \times n)$, над власними значеннями статистичних моментів 1-го і 2-го порядків. Причому парціальні значення $Z_{i=3;4}(|SK_4^{12}|, \text{селезінка}) < Z_{i=3;4}(|SK_4^{12}|, \text{дерма шкіри})$ і, навпаки $Z_{i=1;2}(|SK_4^{12}|, \text{селезінка}) > Z_{i=1;2}(|SK_4^{12}|, \text{дерма шкіри})$.
- Незначні відмінності (не більші за 15%-20%) між величинами $Z_{i=1;2;3;4}(|SK_4^{12}|)$ для різних станів поляризації лазерного опромінення зразків гістологічних зрізів паренхіматозної тканини селезінки.
- Протилежні тенденції фазової трансформації набору статистичних параметрів поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ - зростання $Z_{i=3;4}(|SK_4^{12}|) \uparrow$ і зменшення $Z_{i=1;2}(|SK_4^{12}|) \downarrow$ зі зменшенням кроку фазового сканування об'єктного поля зразків селезінки.

Фізичний аналіз одержаних результатів поляризаційно-кореляційного картографування мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки дозволяє констатувати наступні виявлені взаємозв'язки.

Перше. Для паренхіматозної архітекτονіки тканини селезінки (розділ 2, параграф 2.6) переважним механізмом оптичної анізотропії є циркулярне двопротинезаломлення.

Друге. Оптично активні молекулярні домени строми селезінки є більшими за геометричними розмірами і розташовані більш ймовірно в об'ємі дослідних зразків

паренхіматозної тканини у порівнянні з циркулярно двопротинезаломлюючими протейновими комплексами сосочкового шару дерми шкіри.

Третє. Паренхіматозна архітектоніка полікрісталічної складової тканини селезінки обумовлює більш високий ступень кореляції фазових зсувів між право- і ліво- циркулярно поляризованими складовими амплітуди об'єктного лазерного випромінювання.

Четверте. За рахунок вищенаведеного для розподілів випадкових значень величини модуля четвертого параметру $|SK_4^{12}|$ поляризаційно-кореляційного вектора мікроокпичних зображень дегідратованих плівок селезінки притаманні більшi значення і діапазон зміни у порівнянні з аналогічними параметрами, що визначені для об'єктного поля зразків фібрилярної тканини дерми шкіри.

Якщо повернутися ще раз до результатів аналітичного моделювання поляризаційно-кореляційної структури об'єктних полів оптично анізотропних шарів з лінійним і циркулярним двопротинезаломленням (розділ 3, параграф 3.6.2, співвідношення (3.97), то нами було виявлено, що інший параметр комплексного двоточкового вектора Стокса (його аргумент $Arg(SK_{1,2})$) несе переважну інформацію про прояви структурної анізотропії або лінійного двопротинезаломлення $LB(\rho, \delta)$ полікрісталічної архітектоніки фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин.

Тому наступним кроком нашого дисертаційного дослідження став пошук діагностичних фізичних взаємозв'язків між статистичними параметрами поляризаційно-кореляційних мап $Arg(SK_{1,2})(m \times n)$ і структурою оптично-анізотропної архітектоніки біологічних шарів різної морфологічної будови.

4.3. Координатна і статистична структура пошарових мап аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри

На серії фрагментів рис. 4.7 – рис. 4.9 представлені результати картографування поляризаційно-кореляційного параметра $Arg(S_{1,2})$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри (репрезентативна вибірка з 23 зразків) померлих внаслідок інфаркту міокарда.

Аналіз результатів поляризаційно-кореляційного картографування величини аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри виявив:

- Всі алгоритмічно відтворенні пошарові поляризаційно-кореляційні мапи аргумента четвертого параметру $Arg(S_4^{12})$ двоточкового вектора Стокса мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри є координатно і топографічно неоднорідними, - рис. 4.7 – рис. 4.9, фрагменти (1),(2),(3) і (7),(8),(9).
- Структура кожної пошарової топографічної мапи модуля четвертого параметру $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ являє собою ансамбль доменів різної форми, площі та розмірів, - рис. 4.7 – рис. 4.9, фрагменти (1),(2),(3) і (7),(8),(9).
- Гістограми розподілів величини модуля четвертого параметру $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ двоточкового вектора Стокса характеризується значним ексцесом (ступенем “гостроти” піку) головних екстремумів, локалізація яких у різних фазових площинах припадає на діапазон від 0,45 до 0,55).
- Ймовірнісні розподіли $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ характеризуються достатньо широким діапазоном зміни випадкових значень $0 \leq Arg(S_4^{12}) \leq 1$, - рис. 4.7 – рис. 4.9, фрагменти (4),(5),(6) і (10),(11),(12).
- Тотожність статистичної структури, алгоритмічно відтворених для різних станів поляризації зондуючого лазерного випромінювання, пошарових мап зразків дерми шкіри $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ - рис. 4.7 – рис. 4.9, фрагменти (4),(5),(6) і (10),(11),(12).

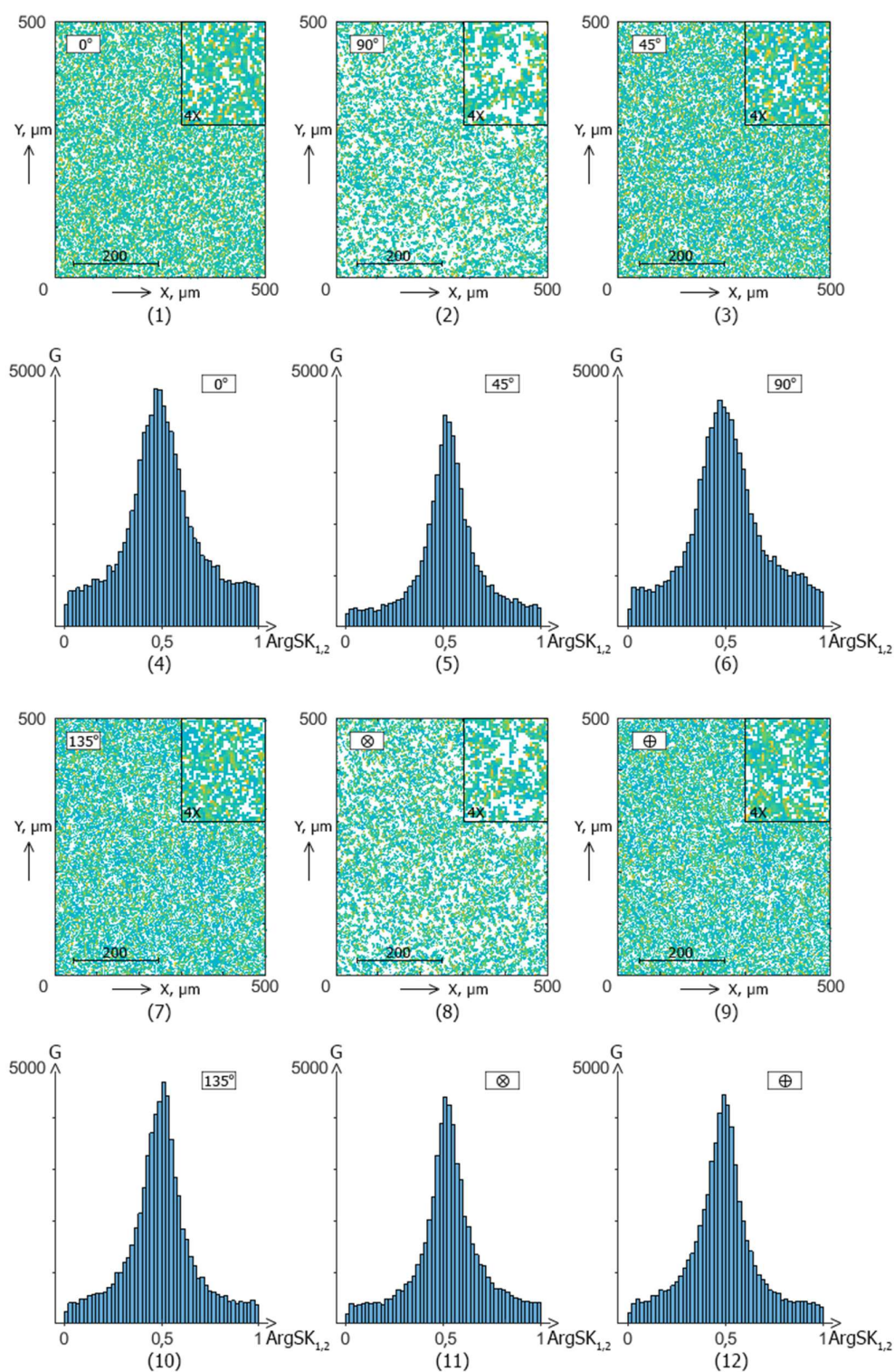


Рис. 4.7. Поляризаційно-кореляційні карти і гістограми $Arg(SK_{1,2}(m \times n))$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри для різних станів поляризації P зонduючого лазерного випромінювання. Пояснення у тексті.

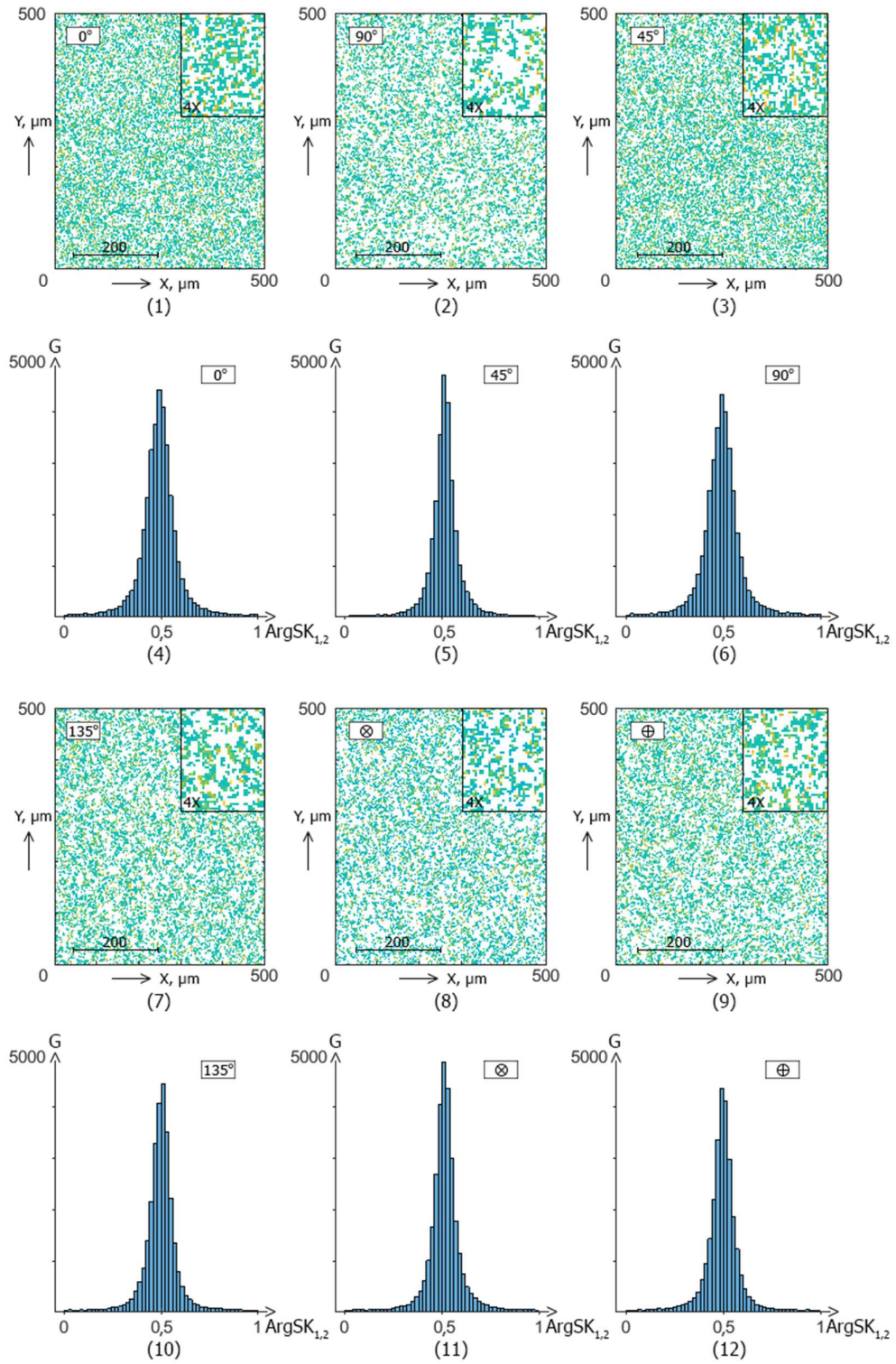


Рис. 4.8. Поляризаційно-кореляційні мапи і гістограми $\text{Arg}(\text{SK}_{1,2}(m \times n))$ у фазовому перерізі $\mu = \pi/4$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри для різних станів поляризації P зонduючого лазерного випромінювання. Пояснення у тексті.

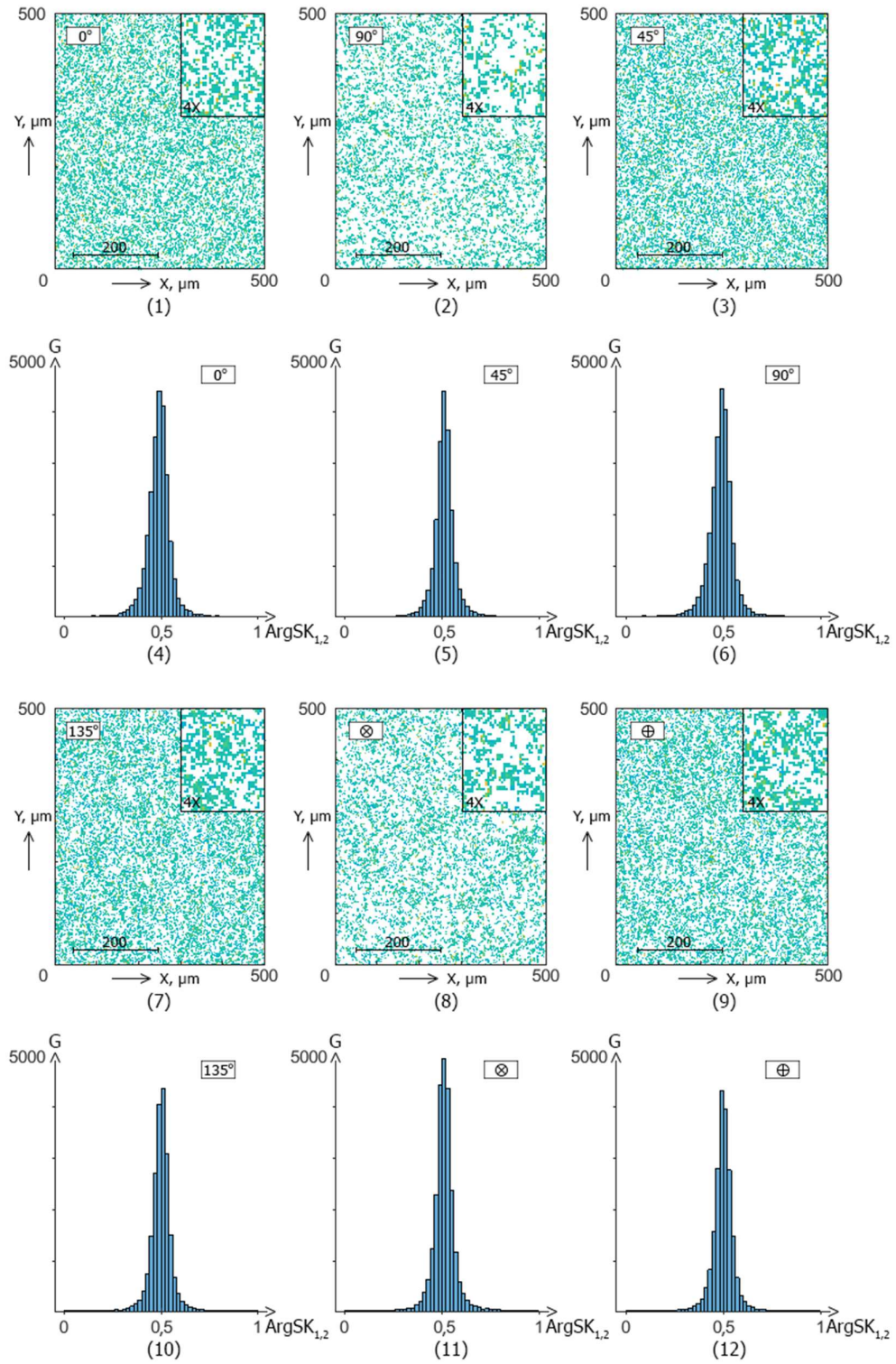


Рис. 4.9. Поляризаційно-кореляційні мапи і гістограми $\text{Arg}(SK_{1,2}(m \times n))$ у фазовому перерізі $\mu = \pi/8$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри для різних станів поляризації P зондуючого лазерного випромінювання. Пояснення у тексті.

Таблиця 4.7

Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри

P	0^0	45^0	90^0
Z_1	$0,49 \pm 0,025$	$0,53 \pm 0,026$	$0,51 \pm 0,027$
Z_2	$0,41 \pm 0,023$	$0,44 \pm 0,028$	$0,42 \pm 0,024$
Z_3	$0,81 \pm 0,045$	$0,72 \pm 0,039$	$0,68 \pm 0,037$
Z_4	$1,16 \pm 0,064$	$1,24 \pm 0,065$	$1,33 \pm 0,073$
P	135^0	$\oplus$	$\otimes$
Z_1	$0,58 \pm 0,031$	$0,57 \pm 0,033$	$0,54 \pm 0,026$
Z_2	$0,45 \pm 0,027$	$0,49 \pm 0,028$	$0,42 \pm 0,023$
Z_3	$0,74 \pm 0,038$	$0,83 \pm 0,049$	$0,78 \pm 0,037$
Z_4	$1,13 \pm 0,063$	$1,17 \pm 0,064$	$1,27 \pm 0,073$

Таблиця 4.8

Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри ($\mu = \pi/4$)

P	0^0	45^0	90^0
Z_1	$0,39 \pm 0,024$	$0,42 \pm 0,025$	$0,36 \pm 0,017$
Z_2	$0,27 \pm 0,015$	$0,31 \pm 0,017$	$0,24 \pm 0,014$
Z_3	$1,15 \pm 0,054$	$1,24 \pm 0,062$	$1,18 \pm 0,061$
Z_4	$1,53 \pm 0,078$	$1,46 \pm 0,077$	$1,62 \pm 0,087$
P	135^0	$\oplus$	$\otimes$
Z_1	$0,43 \pm 0,026$	$0,38 \pm 0,015$	$0,36 \pm 0,016$
Z_2	$0,23 \pm 0,012$	$0,29 \pm 0,015$	$0,31 \pm 0,016$
Z_3	$1,26 \pm 0,061$	$1,14 \pm 0,052$	$1,19 \pm 0,058$
Z_4	$1,74 \pm 0,084$	$1,59 \pm 0,071$	$1,73 \pm 0,079$

Таблиця 4.9

Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри ($\mu = \pi/8$)

P	0^0	45^0	90^0
Z_1	$0,29 \pm 0,014$	$0,33 \pm 0,017$	$0,27 \pm 0,016$
Z_2	$0,23 \pm 0,013$	$0,21 \pm 0,01$	$0,22 \pm 0,012$
Z_3	$1,61 \pm 0,088$	$1,47 \pm 0,077$	$1,38 \pm 0,071$
Z_4	$2,28 \pm 0,14$	$2,44 \pm 0,13$	$2,16 \pm 0,11$
P	135^0	$\oplus$	$\otimes$
Z_1	$0,29 \pm 0,016$	$0,26 \pm 0,014$	$0,28 \pm 0,015$
Z_2	$0,23 \pm 0,012$	$0,22 \pm 0,011$	$0,25 \pm 0,015$
Z_3	$1,51 \pm 0,083$	$1,44 \pm 0,074$	$1,37 \pm 0,062$
Z_4	$2,39 \pm 0,13$	$2,23 \pm 0,12$	$2,41 \pm 0,14$

Кількісно координатну структуру розподілів величини аргумента четвертого параметру $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ двоточкового вектора Стокса характеризують результати статистичного аналізу сукупності алгоритмічно відтворених пошарових мап даного поляризаційно-кореляційного параметру, - таблиця 4.7 – таблиця 4.9.

Порівняльний аналіз даних, які наведені в таблицях 4.7 – 4.9, показав:

- Значення всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}$, які характеризують координатні розподіли величини аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри відмінні від нуля.
- Статистичні розподіли випадкових значень величини поляризаційно-кореляційного параметру $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ відмінні від Гаусового або нормального розподілів, для яких $Z_{i=3;4} = 0$.
- Величини статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію ($Z_{i=3}$) та ексцес ($Z_{i=4}$) розподілів величини аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми

шкіри, значно більші у порівнянні із значеннями середнього і дисперсії таких розподілів - $Z_{3;4} \gg Z_{1;2}$.

- Відмінності між обчисленими для різних станів поляризації P зондуючого лазерного випромінювання величинами всіх статистичних моментів $Z_{j=1;2;3;4}(Arg(S_4^{12}))$ незначні та не перевищують 15%-25%.
- По мірі зменшення ($\downarrow$) величини фазового сканування (μ_k) алгоритмічно відтвореного розподілу комплексних амплітуд об'єктного поля дегідратованої плівки дерми шкіри має місце наступний сценарій зміни статистичних параметрів - $Z_{3;4}(Arg(S_4^{12})) \uparrow$ і $Z_{1;2}(Arg(S_4^{12})) \downarrow$.

З фізичного погляду виявлені особливості поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри можна пов'язати з наступними міркуваннями.

- Аналітичне моделювання (розділ 3, параграф 3.6.2, співвідношення (3.97)) поляризаційно-кореляційних проявів оптичної анізотропії оптично тонкого біологічного шару з комплексним лінійним LB і циркулярним CB двопротоменезаломленням виявило переважну залежність величини аргумента четвертого параметру $Arg(S_4^{12})$ поляризаційно-кореляційного вектора цифрових мікроскопічних зображень зразків дегідратованих плівок дерми шкіри від параметрів структурної анізотропії (розподілів напрямів оптичних осей ρ і величини фазових зсувів δ між елементами амплітуди лазерного випромінювання з лінійною та ортогональною поляризацією), - $Arg(SK_4^{12}) \sim (\delta_1 \sin \rho_1 + \delta_2 \sin \rho_2)^{-1}$.
- Полікристалічними “генераторами” лінійного двопротоменезаломлення дерми шкіри є просторово структуровані колагенові сітки і гладком'язові волокна сітчастого шару (розділ 2, параграф 2.6), що утворені протеїновими фібрилами колагену, міозину.
- Зазначені лінійно двопротоменезаломлюючі фібрилярні мережі мають досить протяжні геометричні розміри (~ 200 мкм – 500 мкм) і просторово-структуровані в об'ємі дослідних зразків дегідратованих плівок дерми шкіри.

- При покроковому скануванні $\Delta r = r_2 - r_1$ вздовж сукупності рядків цифрового мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри ступень кореляції між величинами фазових зсувів лінійного двопротенезаломлення є досить значним внаслідок наявності “далекого” порядку у просторовій ієрархії фібрилярних мереж, який співпадає з детермінованим кроком (Δr) лінійного сканування.
- У результаті головний екстремум гістограм розподілів випадкових значень величини аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри $Arg(S_4^{12})$ припадає на певний, відмінний від нуля, рівень - $Arg(S_4^{12})_{max} \neq 0$.
- Ступень кореляційної узгодженості проявів лінійного двопротенезаломлення фібрилярних сіток дерми шкіри кількісно визначається інтервалом і ймовірностями окремих значень $Arg(S_4^{12}) \neq 0$, які характеризуються набором центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(Arg(S_4^{12}))$.
- Фазове сканування дозволяє виділяти сукупність площин розподілів комплексних амплітуд об’єктного поля, яке сформоване актами світлорозсіяння різної кратності в мережових фібрилярних структурах.
- Зі зменшенням величини фазового зсуву μ_k (розділ 2, параграф 2.4, співвідношення (2.8), (2.9)) у об’єктному полі лазерного випромінювання виділяються площини комплексних амплітуд, які відповідають низьократному або однократному розсіянню в об’ємі зразків дегідратованих плівок дерми шкіри. У результаті зменшується середнє значення і діапазон розкиду випадкових величини аргумента $Arg(S_4^{12})$.
- Слабка залежність статистичної структури координатних розподілів випадкових значень величини аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри від зміни стану поляризації опромінюючого лазерного випромінювання пов’язана із азимутальною

симетрією просторово-орієнтаційного укладання фібрил в об'ємі дослідних зразків дерми шкіри.

4.4. Координатна і статистична структура пошарових мап аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки

На серії фрагментів рис. 4.10 – рис. 4.12 представлені результати поляризаційно-кореляційного картографування аргумента $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної тканини селезінки (репрезентативна вибірка з 23 зразків) померлих внаслідок інфаркту міокарда.

Аналіз одержаних даних виявив:

- Координатну і топографічну неоднорідність поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12}) (m \times n)$, як і у випадку попередніх досліджень поляризаційно-неоднорідної структури мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри з фібрилярною будовою полікристалічної архітектоники, - рис. 4.10 – рис. 4.12, фрагменти (1),(2),(3) і (7),(8),(9).
- Розміри локальних доменів поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12}) (m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки значно менші у порівнянні з аналогічною топографічною структурою поляризаційно-неоднорідних зображень дерми шкіри, - рис. 4.10 – рис. 4.12, фрагменти (1),(2),(3) і (7),(8),(9).

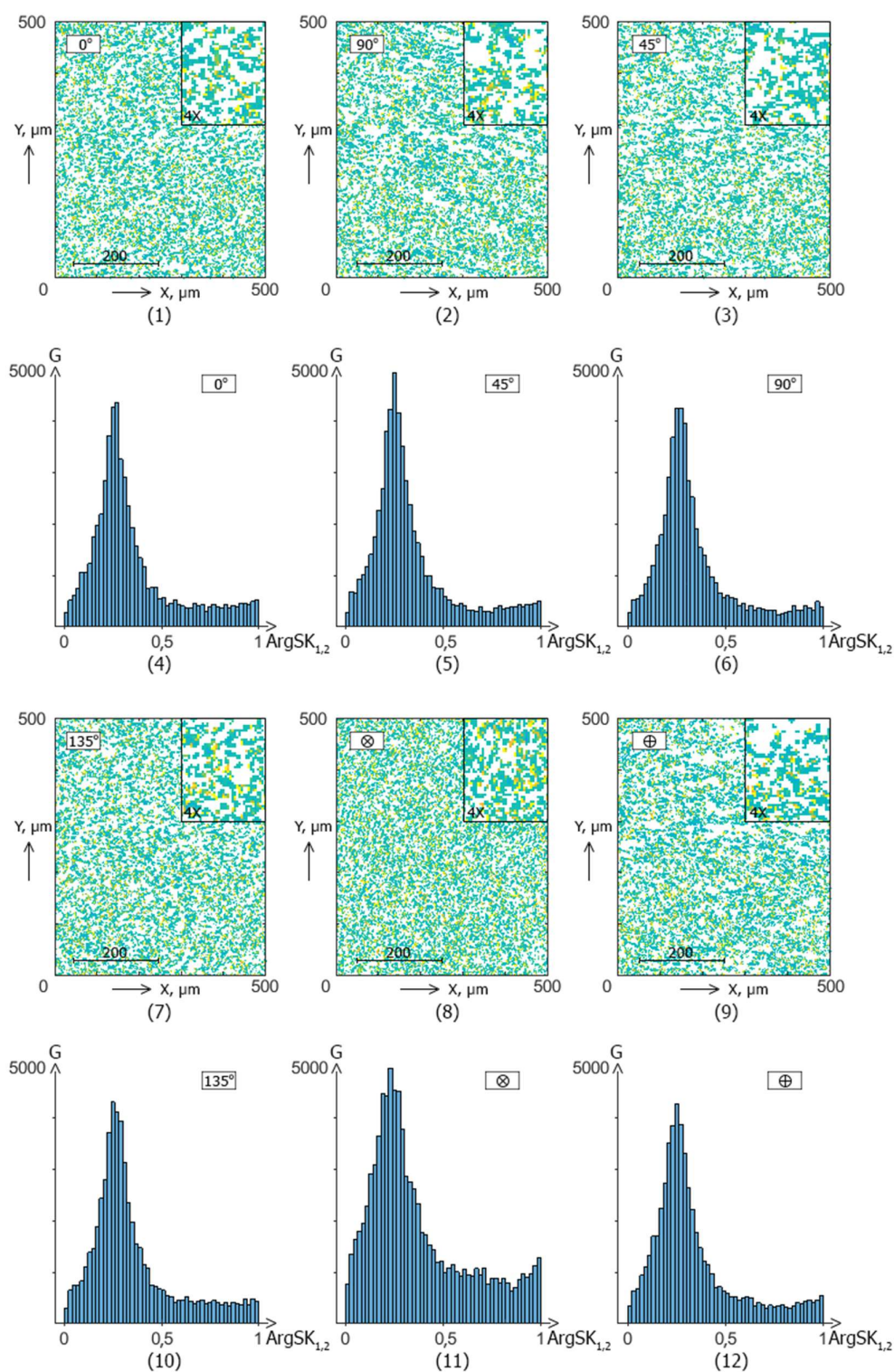


Рис. 4.10. Поляризаційно-кореляційні мапи і гістограми $\text{Arg}(S_4^{12})$ ($m \times n$) мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки для різних станів поляризації P зонduючого лазерного випромінювання. Пояснення у тексті.

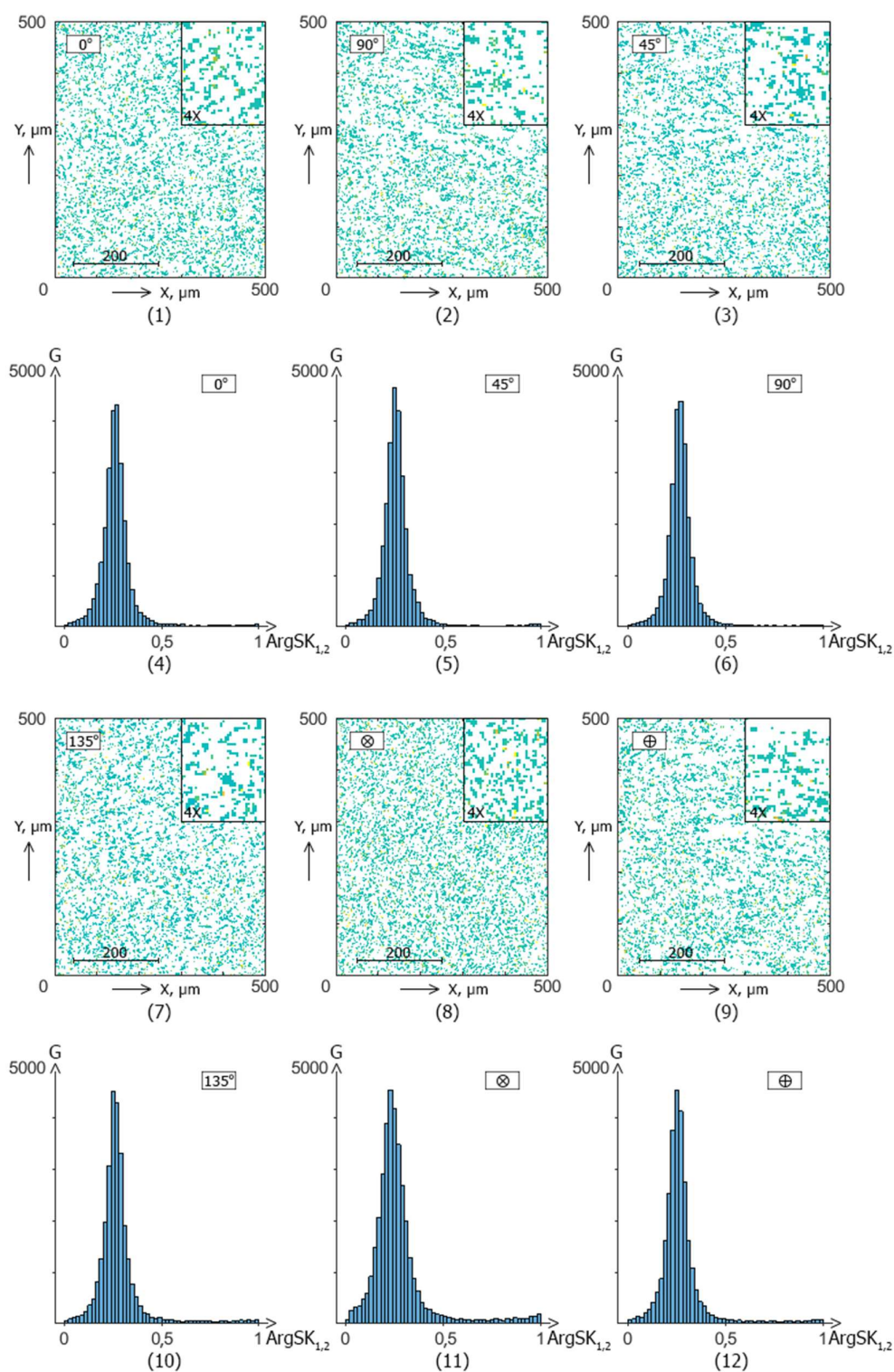


Рис. 4.11. Поляризаційно-кореляційні карти і гістограми $\text{Arg}(S_4^{12}) (m \times n)$ у фазовому перерізі $\mu = \pi/4$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки для різних станів поляризації P зонduючого лазерного випромінювання. Пояснення у тексті.

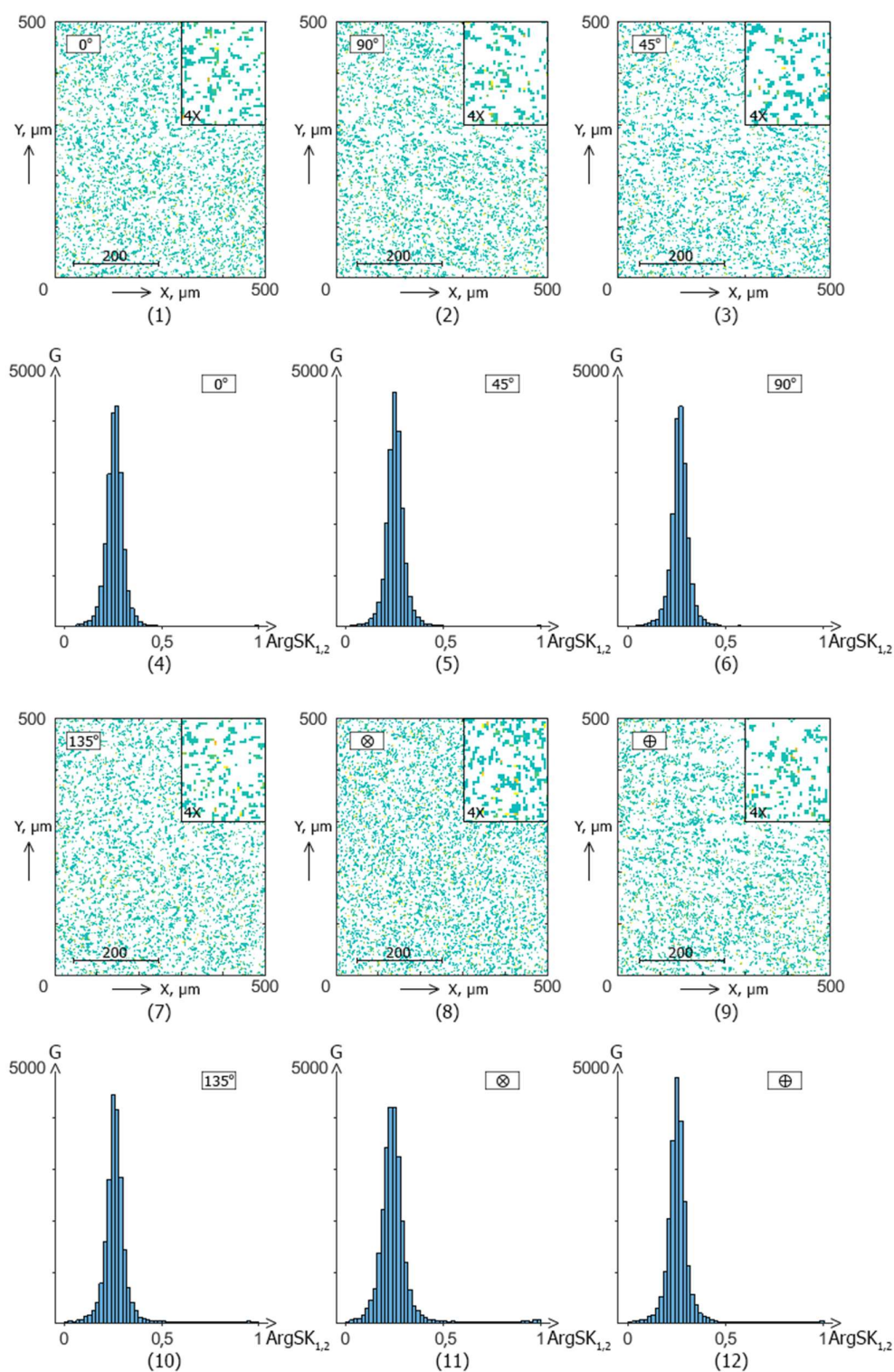


Рис. 4.12. Поляризаційно-кореляційні карти і гістограми $Arg(S_4^{12})$ ($m \times n$) у фазовому перерізі $\mu = \pi/8$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки для різних станів поляризації P зондуючого лазерного випромінювання. Пояснення у тексті.

- Зменшення кореляційної узгодженості координатної структури мап $Arg(S_4^{12}) (m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної тканини селезінки – відповідні гістограми розподілів випадкових значень величини аргумента четвертого параметру двоточкового вектора Стокса $Arg(S_4^{12})$ володіють меншим діапазоном зміни і ймовірності власних значень, які відмінні від нуля $Arg(S_4^{12}) \neq 0$, - рис. 4.10 – рис. 4.12, фрагменти (4),(5),(6) і (10),(11),(12).

Кількісно специфіку координатної та топографічної будови пошарових поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12}) (m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної тканини селезінки ілюструють статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4}(Arg(S_4^{12}))$, які визначені для серії різнополяризованих зондуючих лазерних пучків, - таблиця 4.10, таблиця 4.11 і таблиця 4.12.

Таблиця 4.10

Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12}) (m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки

P	0^0	45^0	90^0
Z_1	$0,38 \pm 0,019$	$0,31 \pm 0,016$	$0,33 \pm 0,017$
Z_2	$0,23 \pm 0,012$	$0,24 \pm 0,013$	$0,25 \pm 0,014$
Z_3	$1,14 \pm 0,058$	$1,25 \pm 0,069$	$1,18 \pm 0,057$
Z_4	$1,46 \pm 0,074$	$1,54 \pm 0,085$	$1,63 \pm 0,093$
P	135^0	$\oplus$	$\otimes$
Z_1	$0,32 \pm 0,017$	$0,37 \pm 0,019$	$0,34 \pm 0,016$
Z_2	$0,25 \pm 0,014$	$0,26 \pm 0,017$	$0,23 \pm 0,012$
Z_3	$1,24 \pm 0,068$	$1,33 \pm 0,079$	$1,38 \pm 0,081$
Z_4	$1,39 \pm 0,083$	$1,57 \pm 0,084$	$1,37 \pm 0,081$

Таблиця 4.11

Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику мап $Arg(S_4^{12})$ ($m \times n$) мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки ($\mu = \pi/4$)

P	0^0	45^0	90^0
Z_1	$0,29 \pm 0,014$	$0,27 \pm 0,015$	$0,22 \pm 0,013$
Z_2	$0,17 \pm 0,009$	$0,15 \pm 0,007$	$0,14 \pm 0,008$
Z_3	$1,58 \pm 0,084$	$1,47 \pm 0,082$	$1,38 \pm 0,081$
Z_4	$2,39 \pm 0,18$	$2,46 \pm 0,17$	$2,26 \pm 0,17$
P	135^0	$\oplus$	$\otimes$
Z_1	$0,23 \pm 0,0014$	$0,28 \pm 0,015$	$0,26 \pm 0,014$
Z_2	$0,13 \pm 0,006$	$0,19 \pm 0,009$	$0,18 \pm 0,009$
Z_3	$1,62 \pm 0,081$	$1,44 \pm 0,072$	$1,49 \pm 0,076$
Z_4	$2,49 \pm 0,16$	$2,97 \pm 0,15$	$2,73 \pm 0,14$

Таблиця 4.12

Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику мап $Arg(S_4^{12})$ ($m \times n$) мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки ($\mu = \pi/8$)

P	0^0	45^0	90^0
Z_1	$0,21 \pm 0,014$	$0,19 \pm 0,005$	$0,17 \pm 0,006$
Z_2	$0,13 \pm 0,006$	$0,11 \pm 0,006$	$0,12 \pm 0,006$
Z_3	$2,13 \pm 0,14$	$2,07 \pm 0,11$	$2,18 \pm 0,11$
Z_4	$3,28 \pm 0,24$	$3,44 \pm 0,21$	$3,16 \pm 0,19$
P	135^0	$\oplus$	$\otimes$
Z_1	$0,19 \pm 0,009$	$0,16 \pm 0,008$	$0,18 \pm 0,009$
Z_2	$0,103 \pm 0,006$	$0,095 \pm 0,005$	$0,11 \pm 0,005$
Z_3	$2,11 \pm 0,13$	$2,24 \pm 0,14$	$2,37 \pm 0,12$
Z_4	$3,39 \pm 0,21$	$3,23 \pm 0,25$	$3,41 \pm 0,22$

Аналіз наведених у таблицях 4.10 – 4.12 результатів виявив:

- Відмінність (як і у випадку статистичного аналізу поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12}) (m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри) величини всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2;3,4}(Arg(S_4^{12}))$ від нуля. Даний факт вказує на складну і відміну від відомих (Гаусів або нормальний розподіл) статистичну структуру поляризаційно-кореляційних мап об'єктного поля дегідратованих плівок паренхіматозної тканини селезінки.
- Перевагу величини статистичних моментів вищих порядків, що дають характеристику асиметрії та ексцесу розподілів випадкових значень величини $Arg(S_4^{12}) (m \times n)$, над власними значеннями статистичних моментів 1-го і 2-го порядків. Причому парціальні значення $Z_{i=3,4}(Arg(S_4^{12}), \text{селезінка}) > Z_{i=3,4}(Arg(S_4^{12}), \text{дерма шкіри})$ і, навпаки $Z_{i=1,2}(Arg(S_4^{12}), \text{селезінка}) < Z_{i=1,2}(Arg(S_4^{12}), \text{дерма шкіри})$.
- Незначні відмінності (не більші за 15%-25%) між величинами $Z_{i=1,2;3,4}(Arg(S_4^{12}))$ для різних станів поляризації лазерного опромінення зразків гістологічних зрізів паренхіматозної тканини селезінки.
- Протилежні тенденції фазової трансформації набору статистичних параметрів поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12}) (m \times n)$ - зростання $Z_{i=3,4}(Arg(S_4^{12})) \uparrow$ і зменшення $Z_{i=1,2}(Arg(S_4^{12})) \downarrow$ зі зменшенням кроку фазового сканування об'єктного поля зразків селезінки.

Фізичний аналіз одержаних результатів поляризаційно-кореляційного картографування аргумента $Arg(S_4^{12})$ четвертого параметру двоточкового параметру вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки дозволяє констатувати наступні виявлені взаємозв'язки.

Перше. Для паренхіматозної архітекτονіки тканини селезінки (розділ 2, параграф 2.6) вплив структурної анізотропії капсули і трабекул, що утворені з щільної волокнистої сполучної тканини зі значним вмістом еластичних волокон, є

незначним у порівнянні із механізмом циркулярного двопротинезаломлення, що формується оптично активними молекулярними доменами строми селезінки.

Друге. Паренхіматозна архітектоніка полікристалічної складової тканини селезінки обумовлює менш високий ступень кореляції фазових зсувів між лінійно та ортогонально поляризованими складовими амплітуди об'єктного лазерного випромінювання у порівнянні із фазовозсуваючою здатністю просторово-орієнтованих фібрилярних мереж сітчастого шару дерми шкіри.

Трете. За рахунок вищенаведеного для розподілів випадкових значень величини аргумента четвертого параметру $Arg(S_4^{12})$ поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки притаманні менші значення і звуження діапазону зміни у порівнянні з аналогічними параметрами, що визначені для об'єктного поля зразків фібрилярної тканини дерми шкіри.

Висновки до розділу 4

1. Проведено поляризаційно-інтерференційне пошарове картографування мап четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з різною архітектонікою оптично анізотропної полікристалічної складової.
2. Шляхом цифрової голографічної пошарової реконструкції координатних розподілів комплексних амплітуд об'єктного поля алгоритмічно одержані мапи випадкових значень величини модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) біологічних тканин.
3. Установлено:
 - Всі алгоритмічно відтворенні пошарові поляризаційно-кореляційні мапи модуля четвертого параметру $|S_4^{12}|(m \times n)$ двоточкового вектора Стокса мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри та селезінки є координатно і топографічно неоднорідними.

- Структура кожної пошарової топографічної мапи модуля четвертого параметру $|S_4^{12}|(m \times n)$ являє собою ансамбль доменів різної форми, площі та розмірів.
 - Гістограми розподілів величини модуля четвертого параметру $|S_4^{12}|(m \times n)$ двоточкового вектора Стокса володіють головним екстремумом $|S_4^{12}| \rightarrow 1$ і достатньо широким діапазон зміни випадкових значень $0,55 \div 0,75 \leq |S_4^{12}| \leq 1$.
 - Тотожність статистичної структури, алгоритмічно відтворених для різних станів поляризації зонduючого зразки дерми шкіри лазерного випромінювання, пошарових мап $|S_4^{12}|(m \times n)$.
4. Шляхом статистичного аналізу алгоритмічно відтворених координатних розподілів випадкових значень величини модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) біологічних тканин виявлено:
- Значення всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику координатним розподілам величини модуля $SK_{1,2}(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри відмінні від нуля, - ансамблі випадкових значень величини модуля поляризаційно-кореляційного параметру $SK_{1,2}(m \times n)$ відмінні від Гаусового або нормального розподілів.
 - Величини статистичних моментів вищих порядків, що дають характеристику асиметрії та ексцесу розподілів величини модуля $|SK_{1,2}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри і селезінки, значно більші у порівнянні із значеннями середнього і дисперсії таких розподілів - $Z_{3;4}(|SK_{1,2}|) \gg Z_{1;2}(|SK_{1,2}|)$.
 - По мірі зменшення ($\downarrow$) величини фазового сканування (μ_k) алгоритмічно відтвореного розподілу комплексних амплітуд об'єктного поля

дегідратованої плівки дерми шкіри та селезінки має місце наступний сценарій зміни статистичних параметрів - $Z_{3;4}(|SK_{1,2}|) \uparrow$ і $Z_{1;2}(|SK_{1,2}|) \downarrow$.

5. Шляхом цифрового голографічного відтворення координатних розподілів випадкових значень аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин виявлено:

- Всі алгоритмічно відтворенні пошарові поляризаційно-кореляційні мапи аргумента четвертого параметру $Arg(S_4^{12})$ двоточкового вектора Стокса мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри та селезінки є координатно і топографічно неоднорідними.
- Структура кожної пошарової топографічної мапи модуля четвертого параметру $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ являє собою ансамбль доменів різної форми, площі та розмірів.
- Гістограми розподілів величини модуля четвертого параметру $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ двоточкового вектора Стокса є асиметричними відносно головного екстремума (локалізація екстремумів у різних фазових площинах припадає на діапазон від $\pi/5$ до $\pi/4$) і характеризуються достатньо широким діапазон зміни випадкових значень $0 \leq Arg(S_4^{12}) \leq \pi$.
- Тотожність статистичної структури, алгоритмічно відтворених для різних станів поляризації зонduючого зразки дерми шкіри та селезінки лазерного випромінювання, пошарових мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$.

6. Шляхом статистичного аналізу алгоритмічно відтворених координатних розподілів випадкових значень величини аргумента четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) біологічних тканин встановлено:

- Статистичні розподіли випадкових значень величини поляризаційно-кореляційного параметру $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ відмінні від Гаусового або нормального розподілів, для яких $Z_{i=3;4} = 0$.

- Величини статистичних моментів вищих порядків, що дають характеристику асиметрії ($Z_{i=3}$) та ексцесу ($Z_{i=4}$) розподілів величини аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри та селезінки, значно більші у порівнянні із значеннями середнього і дисперсії таких розподілів - $Z_{3;4} \gg Z_{1;2}$.
- По мірі зменшення ($\downarrow$) величини фазового сканування (μ_k) алгоритмічно відтвореного розподілу комплексних амплітуд об'єктного поля дегідратованої плівки дерми шкіри та селезінки має місце наступний сценарій зміни статистичних параметрів - $Z_{3;4}(Arg(S_4^{12})) \uparrow$ і $Z_{1;2}(Arg(S_4^{12})) \downarrow$.

РОЗДІЛ 5. МАСШТАБНО-СЕЛЕКТИВНИЙ МУЛЬТИФРАКТАЛЬНИЙ АНАЛІЗ ФАЗОВО-НЕОДНОРІДНИХ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ ШАРІВ ДЕГІДРАТОВАНИХ ПЛІВОК БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН РІЗНОЇ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ БУДОВИ

У даному розділі представлені результати:

- Масштабно селективного вейвлет-аналізу поляризаційно-кореляційних мап модуля $|SK_4^{12}|(m \times n)$ четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової.
- Мультифрактального аналізу поляризаційно-кореляційних мап модуля $|SK_4^{12}|(m \times n)$ четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової.
- Масштабно селективного вейвлет-аналізу поляризаційно-кореляційних мап аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової.
- Мультифрактального аналізу поляризаційно-кореляційних мап аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової.

5.1. Мультифрактальна структура мап модуля поляризаційно-кореляційного параметру мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри

Для визначення мап вейвлет-коефіцієнтів координатних розподілів поляризаційно-кореляційного параметру $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у кожній фазовій площині μ_k (розділ 2, параграф 2.4, співвідношення (2.7) - (2.10)) мікроскопічних зображень дегідратованих плівок фібрилярної тканини дерми шкіри ми скористалися аналітичною методикою, що викладена у розділі 2, параграф 2.7.2, співвідношення (2.32)-(2.34).

Розрахунок мультифрактальних спектрів $F(h)$ поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ серії мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри здійснювався шляхом аналітичної побудови скелетону (ліній екстремумів вейвлет-коефіцієнтів на всіх масштабах скануючої солетоноподібної МНАТ функції) та обчисленні для кожного масштабу зазначеної функції парціального значення фрактальної розмірності h_i , яка характеризує самоподібність певної масштабної складової координатного розподілу сукупності значень величини модуля четвертого параметру двоточкового вектора Стокса.

На рис. 5.1 приведено скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

Мультифрактальний аналіз результатів картографування розподілів модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри виявив:

- Наявність розвиненого скелетону – неперервних у межах різних масштабів солетоноподібної МНАТ функції ліній екстремумів двомірної мапи вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$, - рис. 5.1, ліва частина.

- Розподіл “довжин” неперервних ліній скелетона, які визначають величину парціальної фрактальної розмірності певної статистичної складової структурних елементів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$, - рис. 5.1, ліва частина.
- Явний вигляд мультифрактального спектру $F(h)$ - локалізацію головного екстремума (основної фрактальної розмірності) і розкид величин парціальних фрактальних розмірностей, - рис. 5.1, права частина.

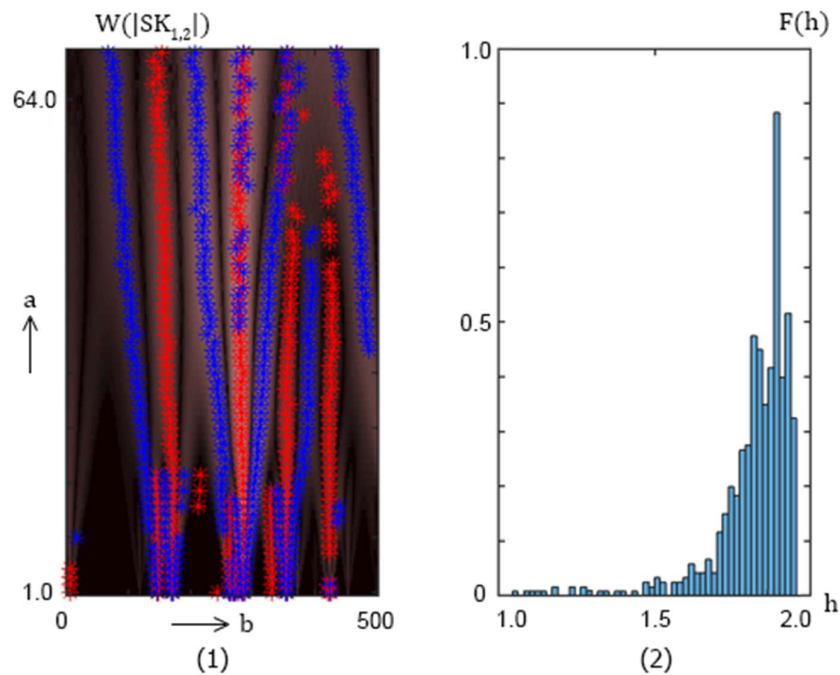


Рис. 5.1. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $SK_{1,2}$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри. Пояснення у тексті.

Результати статистичного аналізу $(Z_{i=1;2;3;4})$ мультифрактального спектру $F(h)$ поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри представлені в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1

Статистичні характеристики спектру фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

$F(h)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$	$Z_{i=3}$	$Z_{i=4}$
	$1,39 \pm 0,077$	$0,64 \pm 0,034$	$1,56 \pm 0,089$	$2,71 \pm 0,16$

Установлено:

- Відмінність від нуля набору всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4} \neq 0$, що дають характеристику, що дають характеристику розподілу $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.
- Значну перевагу величини статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію $Z_{i=3}$ та ексцес $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3;4} \gg Z_{i=1;2}$.

На рис. 5.2 представлено скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри у фазовій площині $\mu = \frac{\pi}{4}$.

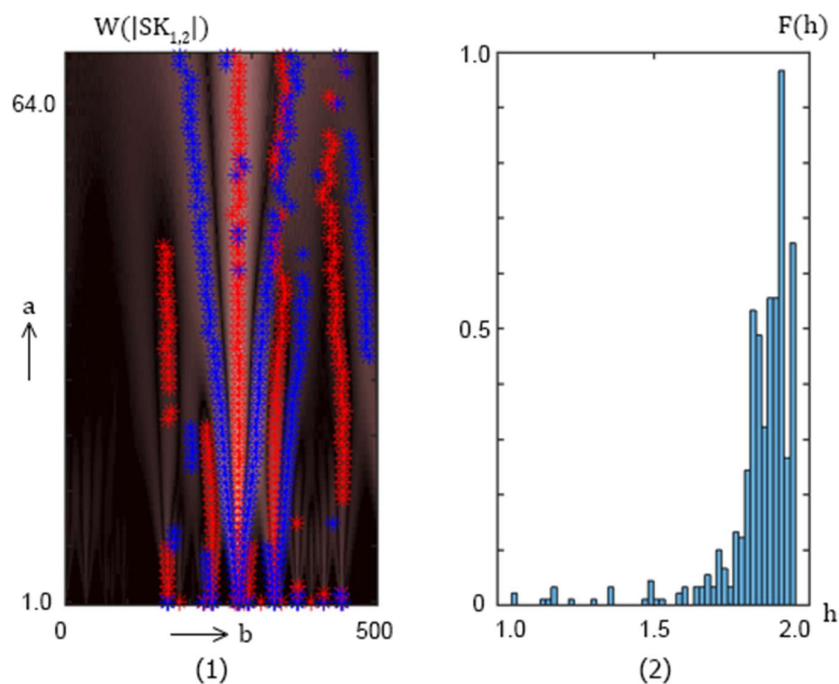


Рис. 5.2. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $SK_{1,2}$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри у фазовій площині $\mu = \pi/4$. Пояснення у тексті.

Масштабно-самоподібний і мультифрактальний аналіз результатів пошарового картографування розподілів алгоритмічно відтвореного у фазовій площині $\mu = \frac{\pi}{4}$ модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри виявив наступні закономірності:

- Наявність розвиненого скелетону двомірної мапи вейвлет коефіцієнтів – неперервних у межах різних масштабів солетоноподібної МНАТ функції ліній екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$, - рис. 5.2, ліва частина.
- Розподіл та подовження (у порівнянні з рис. 5.1) “довжин” неперервних ліній скелетона для різних масштабів МНАТ функції, які визначають величину парціальної фрактальної розмірності певної статистичної складової

структурних елементів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$, - рис. 5.2, ліва частина.

- Звуження діапазону зміни величин парціальних фрактальних розмірностей h_i мультифрактального спектру $F(h)$ відносно локалізації головного екстремума (основної фрактальної розмірності), - рис. 5.2, права частина.

Результати статистичного аналізу ($Z_{i=1;2;3;4}$) мультифрактального спектру $F(h)$ фазового перерізу $\mu = \frac{\pi}{4}$ поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри представлені в таблиці 5.2.

Таблиця 5.2

Статистичні характеристики спектру фрактальних розмірностей поляризаційно-кореляційного розподілу $SK_{1,2}$ у фазовій площині $\mu = \pi/4$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

$F(h)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$	$Z_{i=3}$	$Z_{i=4}$
	$1,21 \pm 0,067$	$0,27 \pm 0,014$	$2,73 \pm 0,14$	$3,27 \pm 0,17$

Установлено:

- Як і у попередньому випадку (таблиця 5.1) відмінність від нуля сукупності всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4} \neq 0$, які характеризують розподіл $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у фазовому перерізі $\mu = \frac{\pi}{4}$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.
- Збільшення (таблиця 5.1) переваги величини статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію $Z_{i=3}$ та ексцес $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми

шкіри у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3;4} \gg Z_{i=1;2}$.

На рис. 5.3 представлено скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри у іншій фазовій площині $\mu = \frac{\pi}{8}$.

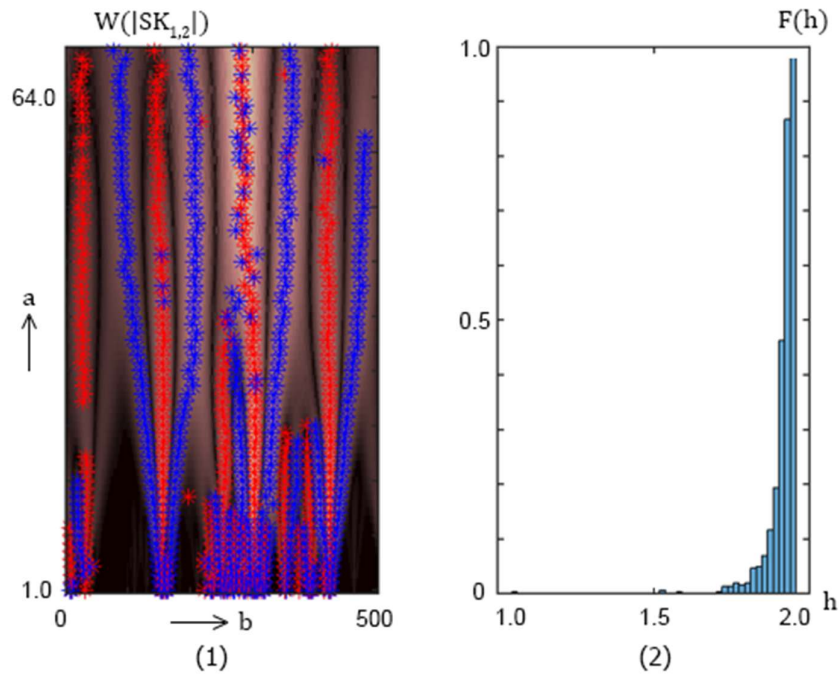


Рис. 5.3. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $SK_{1,2}$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри у фазовій площині $\mu = \pi/8$. Пояснення у тексті.

Масштабно-самоподібний вейвлет і мультифрактальний аналіз результатів поляризаційно-інтерференційного пошарового картографування розподілів алгоритмічно відтвореного у іншій фазовій площині $\mu = \frac{\pi}{8}$ величини модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри виявив такі особливості:

- Наявність найбільш розвиненого скелетону двомірної мапи вейвлет коефіцієнтів – неперервних у межах практично всіх масштабів солетоноподібної МНАТ функції ліній екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$, - рис. 5.3, ліва частина.
- Розподіл та подальше подовження (у порівнянні з рис. 5.1 і рис. 5.2) “довжин” неперервних ліній скелетона екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів для різних масштабів солетоноподібної МНАТ вейвлет функції, які визначають величину парціальної фрактальної розмірності певної статистичної складової структурних елементів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у фазовій площині $\mu = \frac{\pi}{8}$, - рис. 5.3, ліва частина.
- Подальше (у порівнянні з рис. 5.1 і рис. 5.2) звуження діапазону зміни власних значень величин парціальних фрактальних розмірностей h_i мультифрактального спектру $F(h)$ відносно локалізації головного екстремума (основної фрактальної розмірності), - рис. 5.3, права частина.

Результати статистичного аналізу ($Z_{i=1;2;3;4}$) мультифрактального спектру $F(h)$ фазового перерізу $\mu = \frac{\pi}{8}$ поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри представлені в таблиці 5.3.

Таблиця 5.3

Статистичні характеристики спектру фрактальних розмірностей поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

$F(h)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$	$Z_{i=3}$	$Z_{i=4}$
	$1,11 \pm 0,063$	$0,19 \pm 0,107$	$3,07 \pm 0,15$	$4,89 \pm 0,25$

Визначено:

- Як і у попередніх випадках (таблиця 5.1, таблиця 5.2) сукупність всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику розподілу $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ відмінність від нуля $Z_{i=1;2;3;4} \neq 0$ у фазовому перерізі $\mu = \frac{\pi}{8}$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.
- Подальше збільшення (таблиця 5.1, таблиця 5.2) переваги величини статистичних моментів вищих порядків, що дають характеристику асиметрії $Z_{i=3}$ та ексцесу $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3;4} \gg Z_{i=1;2}$.

З фізичного погляду одержані результати мультифрактального аналізу пошарових поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри можна пов'язати з наступними міркуваннями.

Перше. Модельний аналіз (розділ 3, параграф 3.6.2, співвідношення (3.84)-(3.97)) поляризаційно-кореляційних проявів оптичної анізотропії полікристалічного шару з лінійним LB і циркулярним CB двопроменезадомленням виявив переважну залежність величини модуля четвертого параметру $|SK_4^{12}|$ поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень зразків дегідратованих плівок дерми шкіри від флуктуацій випадкових значень величини фазових зсувів φ між ортогональними право- і ліво- циркулярно поляризованими складовими об'єктного лазерного випромінювання в сосочковому шарі - $|SK_4^{12}| \sqrt{2\varphi_1\varphi_2}$.

Друге. Процес зміни величини фази має лінійний з певним періодом характер (розділ 3, параграф 3.3, співвідношення (3.19)) в залежності від зміни геометричної

товщини оптично активних молекулярних доменів сосочкового шару дерми шкіри,
 $-CB_{\otimes;\oplus} = \frac{2\pi}{\lambda}(n_{\otimes} - n_{\oplus})h$.

Третє. Серед усього різноманіття оптично анізотропних елементів – сосочкового шару, де розташовані капіляри та нервові закінчення (розділ 2, параграф 2.6) існує різна сукупність ансамблів масштабно самоподібних молекулярних доменів, які реалізують формування аналогічних структурних ділянок у поляризаційно-кореляційній мапі $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

Четверте. Кожному такому масштабно-самоподібному ансамблю доменів у координатному розподілі величини четвертого параметру $|SK_4^{12}|(m \times n)$ поляризаційно-кореляційного вектора відповідає з різною ймовірністю індивідуальна або парціальна фрактальна розмірність h_i .

П'яте. Сукупність парціальних фрактальних розмірностей h_i формує мультифрактальний спектр поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

Шосте. Процес фазового сканування μ_k (розділ 2, параграф 2.4, співвідношення (2.8) - (2.10)) дозволяє виділяти певні детерміновані підансамблі масштабно самоподібних молекулярних доменів, які реалізують формування аналогічних структурних ділянок у мапі $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

Сьоме. У результаті зменшується набір парціальних фрактальних розмірностей h_i – мультифрактальний спектр $F(h)$ поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у фазових перерізах мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри звужується. Статистично це проявляється у зменшенні величини статистичних моментів 1-го – 2-го порядків. Статистичні моменти вищих порядків, навпаки, зростають.

5.2. Мультифрактальна структура мап модуля поляризаційно-кореляційного параметру мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної селезінки

На рис. 5.4 приведено скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки паренхіматозної селезінки.

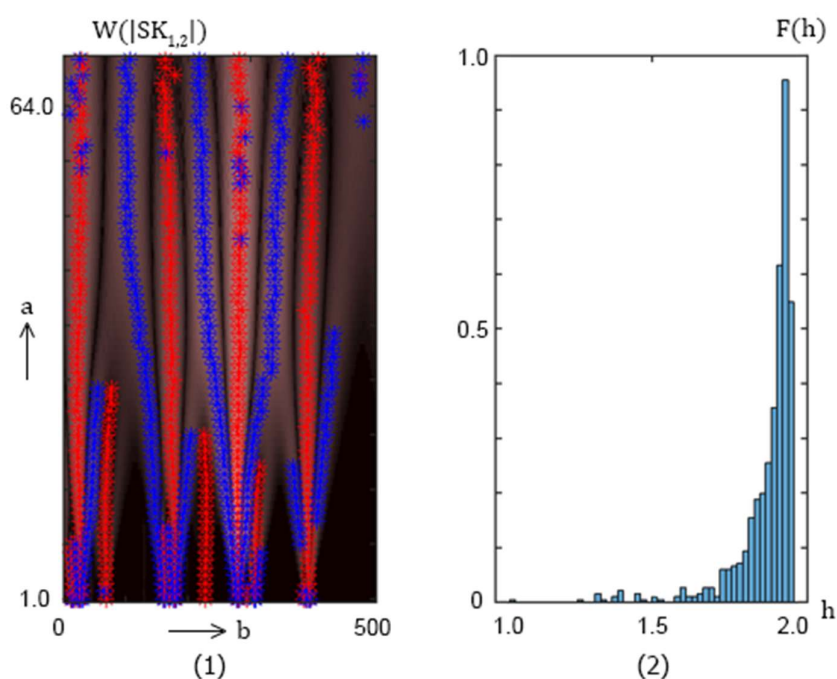


Рис. 5.4. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $SK_{1,2}$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки. Пояснення у тексті.

Мультифрактальний аналіз результатів картографування розподілів модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки виявив:

- Наявність (як і у випадку дерми шкіри, рис. 5.1) розвиненого скелетону – неперервних у межах різних масштабів солетоноподібної МНАТ функції

ліній екстремумів двомірної мапи вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$, - рис. 5.4, ліва частина.

- Розподіл “довжин” неперервних ліній скелетона, які визначають величину парціальної фрактальної розмірності певної статистичної складової структурних елементів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ зображення зразків селезінки, - рис. 5.4, ліва частина.
- Наявність мультифрактального спектру $F(h)$ - локалізацію головного екстремума (основної фрактальної розмірності) і розкид величин парціальних фрактальних розмірностей h_i , - рис. 5.4, права частина.

Результати статистичного аналізу ($Z_{i=1;2;3;4}$) мультифрактального спектру $F(h)$ поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки представлені в таблиці 5.4.

Таблиця 5.4

Статистичні характеристики спектру фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки.

$F(h)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$	$Z_{i=3}$	$Z_{i=4}$
	$1,54 \pm 0,087$	$0,53 \pm 0,027$	$3,39 \pm 0,18$	$4,61 \pm 0,25$

Установлено:

- Відмінність від нуля набору всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4} \neq 0$, які характеризують розподіл $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ зображення дегідратованої плівки селезінки.
- Значну (більшу ніж у випадку поляризаційно-кореляційних мап зображень дерми шкіри) перевагу величини статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію $Z_{i=3}$ та ексцес $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times$

n) мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3;4} \gg Z_{i=1;2}$.

На рис. 5.5 представлено скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки у фазовій площині $\mu = \frac{\pi}{4}$.

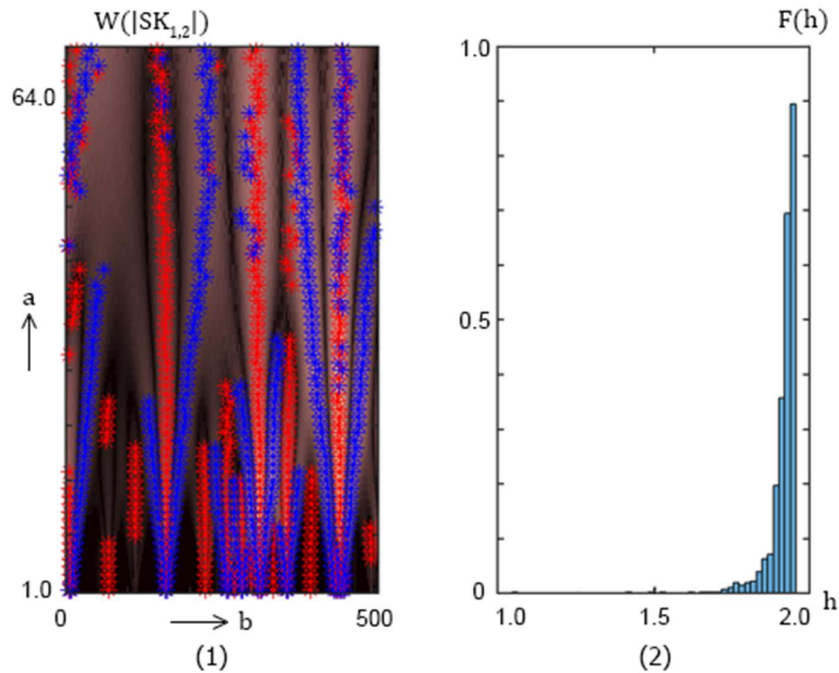


Рис. 5.5. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $SK_{1,2}$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки у фазовій площині $\mu = \pi/4$. Пояснення у тексті.

Масштабно-самоподібний і мультифрактальний аналіз результатів пошарового картографування розподілів алгоритмічно відтвореного у фазовій площині $\mu = \frac{\pi}{4}$ модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки виявив наступні закономірності:

- Наявність розвиненого скелетону двомірної мапи вейвлет коефіцієнтів – неперервних у межах різних масштабів солетоноподібної МНАТ функції ліній екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$, - рис. 5.5, ліва частина.
- Розподіл та подальше подовження (у порівнянні з рис. 5.5) “довжин” неперервних ліній скелетона для різних масштабів МНАТ функції, які визначають величину парціальної фрактальної розмірності певної статистичної складової структурних елементів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$, - рис. 5.5, ліва частина.
- Значне звуження діапазону зміни фрактальних розмірностей h_i мультифрактального спектру $F(h)$ відносно головного екстремума (основної фрактальної розмірності), - рис. 5.5, права частина.

Результати статистичного аналізу ($Z_{i=1;2;3;4}$) мультифрактального спектру $F(h)$ фазового перерізу $\mu = \frac{\pi}{4}$ поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки представлені в таблиці 5.5.

Таблиця 5.5

Статистичні характеристики спектру фрактальних розмірностей поляризаційно-кореляційного розподілу $SK_{1,2}$ у фазовій площині $\mu = \pi/4$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки.

$F(h)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$	$Z_{i=3}$	$Z_{i=4}$
	$1,42 \pm 0,077$	$0,53 \pm 0,026$	$4,23 \pm 0,21$	$6,61 \pm 0,02$

Установлено:

- Як і у попередньому випадку (таблиця 5.4) відмінність від нуля сукупності всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1;2;3;4} \neq 0$, які характеризують розподіл $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i

поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у фазовому перерізі $\mu = \frac{\pi}{4}$ мікроскопічного зображення.

- Зростання (таблиця 5.4) переваги величини асиметрії $Z_{i=3}$ та ексцесу $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3;4} \gg Z_{i=1;2}$.

На рис. 5.6 представлено скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки у іншій фазовій площині $\mu = \frac{\pi}{8}$.

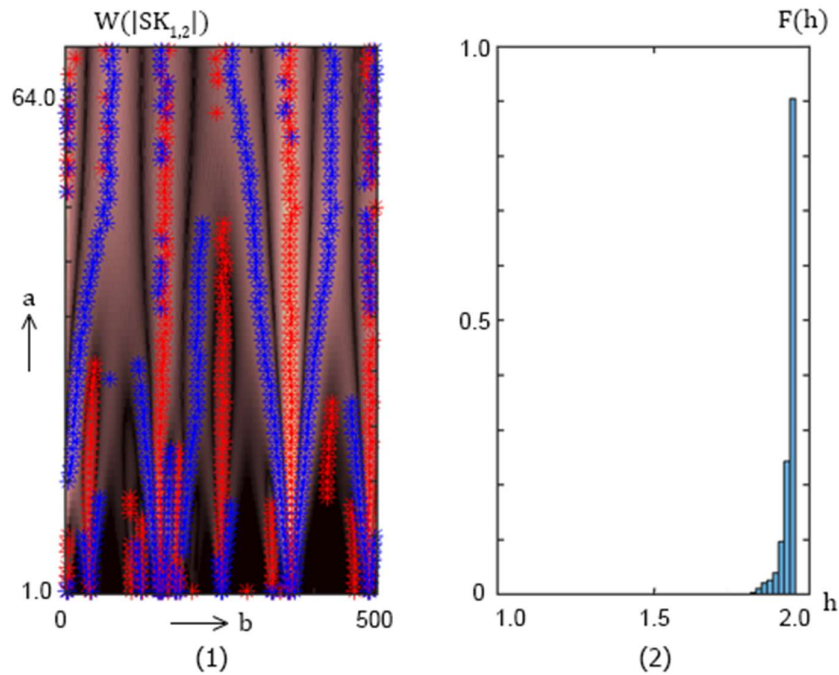


Рис. 5.6. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $SK_{1,2}$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки фазовій площині $\mu = \pi/8$. Пояснення у тексті.

Масштабно-самоподібний вейвлет і мультифрактальний аналіз результатів поляризаційно-інтерференційного пошарового картографування розподілів алгоритмічно відтвореного $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у іншій фазовій площині $\mu = \frac{\pi}{8}$ виявив такі особливості:

- Наявність неперервних у межах практично всіх масштабів солетоноподібної МНАТ функції ліній екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$, - рис. 5.6, ліва частина.
- Подальше подовження (у порівнянні з рис. 5.4 і рис. 5.5) “довжин” неперервних ліній скелетона екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів для різних масштабів солетоноподібної МНАТ функції, які визначають величину парціальної фрактальної розмірності певної статистичної складової структурних елементів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у фазовій площині $\mu = \frac{\pi}{8}$, - рис. 5.6, ліва частина.
- Подальше (у порівнянні з рис. 5.4 і рис. 5.5) звуження діапазону зміни величин парціальних фрактальних розмірностей h_i мультифрактального спектру $F(h)$ відносно локалізації головного екстремума (основної фрактальної розмірності), - рис. 5.6, права частина.

Результати статистичного аналізу ($Z_{i=1;2;3;4}$) мультифрактального спектру $F(h)$ фазового перерізу $\mu = \frac{\pi}{8}$ поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки представлені в таблиці 5.6.

Таблиця 5.6

Статистичні характеристики спектру фрактальних розмірностей поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки.

$F(h)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$	$Z_{i=3}$	$Z_{i=4}$
	$1,36 \pm 0,072$	$0,42 \pm 0,022$	$5,53 \pm 0,27$	$8,84 \pm 0,44$

Визначено:

- Як і у попередніх випадках (таблиця 5.4, таблиця 5.6) сукупність всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику спектральним розподілам $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ відмінна від нуля $Z_{i=1;2;3;4} \neq 0$ у фазовому перерізі $\mu = \frac{\pi}{8}$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки.
- Подальше збільшення (таблиця 5.4, таблиця 5.5) переваги величини статистичних моментів вищих порядків, що дають характеристику, що дають характеристику асиметрії $Z_{i=3}$ та ексцесу $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3;4} \gg Z_{i=1;2}$.

З фізичного погляду одержані результати можна пов'язати з наступними міркуваннями.

Перше. Модельний аналіз (розділ 3, параграф 3.6.2, співвідношення (3.84)-(3.97)) поляризаційно-кореляційних проявів оптичної анізотропії паренхіматозного полікристалічного шару з лінійним LB і циркулярним CB двопротинадомленням виявив переважну залежність величини модуля четвертого параметру $|SK_4^{12}|$ від флуктуацій випадкових значень величини фазових зсувів φ - $|SK_4^{12}| \sqrt{2\varphi_1\varphi_2}$.

Друге. Процес зміни величини фази у досить морфологічно однорідному шарі паренхіми має лінійний з певним періодом характер (розділ 3, параграф 3.3, співвідношення (3.19)) в залежності від зміни геометричної товщини оптично активних молекулярних доменів, - $CB_{\otimes;\oplus} = \frac{2\pi}{\lambda}(n_{\otimes} - n_{\oplus})h$.

Третє. Внаслідок цього кількість масштабно-самоподібних ансамблів доменів у координатному розподілі величини четвертого параметру $|SK_4^{12}|(m \times n)$ поляризаційно-кореляційного вектора зменшується у порівнянні з аналогічними мапами мікроскопічного зображення дерми шкіри.

Четверте. Сукупність парціальних фрактальних розмірностей h_i , що формує мультифрактальний спектр поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки значно зменшується. Статистично це проявляється у зменшенні величини статистичних моментів 1-го – 2-го порядків. Статистичні моменти вищих порядків, навпаки, зростають.

П'яте. Процес фазового сканування μ_k (розділ 2, параграф 2.4, співвідношення (2.8) - (2.10)) дозволяє виділяти певні ще більш масштабно самоподібні підансамблі молекулярних доменів, які реалізують формування аналогічних структурних ділянок у поляризаційно-кореляційній мапі $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки.

5.3. Мультифрактальна структура мап аргумента поляризаційно-кореляційного параметру мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри

У даному параграфі представлені результати:

1. Пошарового масштабно-селективного вейвлет і масштабно-самоподібного мультифрактального аналізу алгоритмічно відтворених мап аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ поляризаційно-кореляційного параметру мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри, - рис. 4.7 – рис. 4.9, ліві частини.
2. Статистичного аналізу вейвлет-відтворених мультифрактальних спектрів координатних розподілів величини мап аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ поляризаційно-кореляційного параметру у різних фазових перерізах μ_k мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри, - таблиця 4.7 – таблиця 4.9.

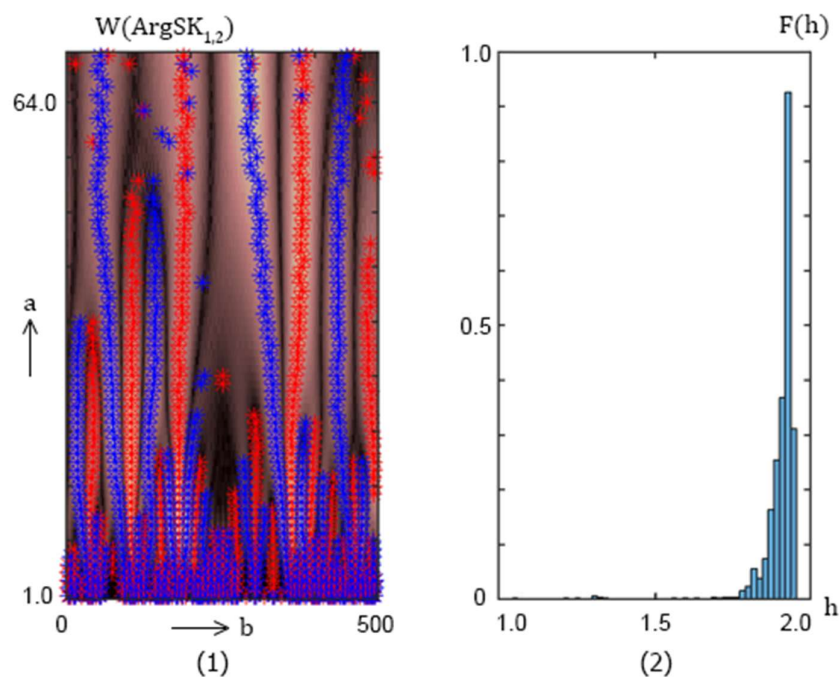


Рис. 5.7. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри. Пояснення у тексті.

Таблиця 5.7

Статистичні характеристики спектру фрактальних розмірностей поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

$F(h)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$	$Z_{i=3}$	$Z_{i=4}$
	$1,39 \pm 0,077$	$0,24 \pm 0,014$	$4,16 \pm 0,29$	$6,01 \pm 0,37$

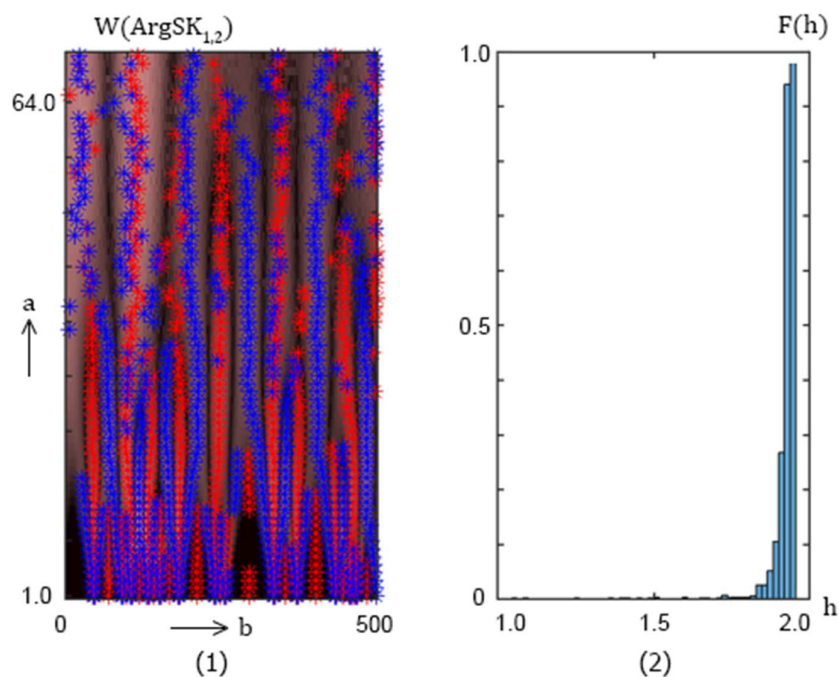


Рис. 5.8. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри у фазовій площині $\mu = \pi/4$. Пояснення у тексті.

Таблиця 5.8

Статистичні характеристики спектру фрактальних розмірностей поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ у фазовій площині $\mu = \pi/4$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

$F(h)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$	$Z_{i=3}$	$Z_{i=4}$
	$1,21 \pm 0,067$	$0,14 \pm 0,008$	$5,17 \pm 0,28$	$8,22 \pm 0,46$

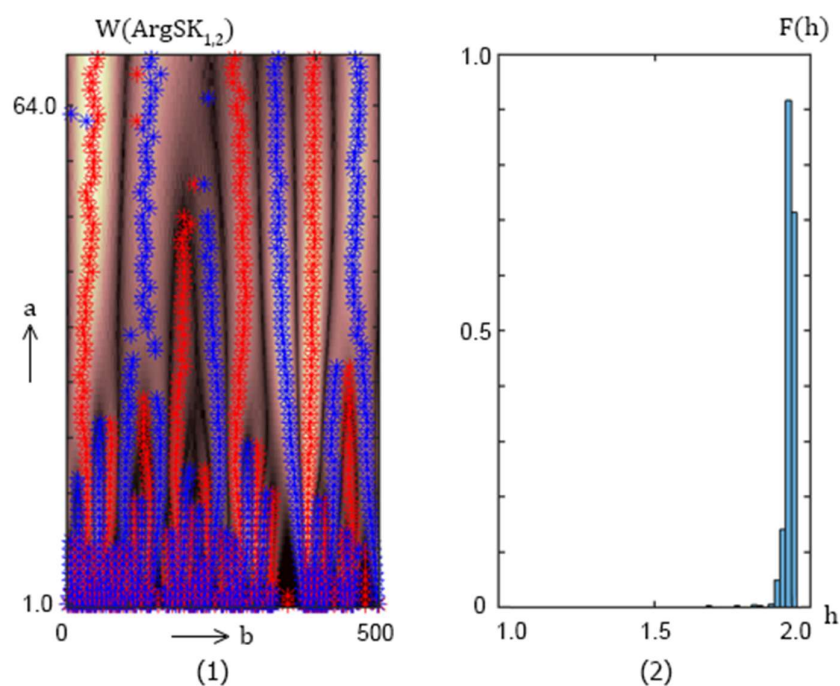


Рис. 5.9. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри у фазовій площині $\mu = \pi/8$. Пояснення у тексті.

Таблиця 5.9

Статистичні характеристики спектру фрактальних розмірностей поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

$F(h)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$	$Z_{i=3}$	$Z_{i=4}$
	$1,11 \pm 0,063$	$0,11 \pm 0,107$	$6,14 \pm 0,35$	$9,78 \pm 0,49$

Комплексний масштабно-самоподібний вейвлет і мультифрактальний аналіз результатів поляризаційно-інтерференційного пошарового картографування координатних розподілів величини модуля четвертого параметру $Arg(S_4^{12})$ поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри виявив такі особливості:

- Наявність у всіх фазових площинах μ_k розвинених скелетонів двомірної мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ – неперервних у межах практично всіх масштабів солетоноподібної МНАТ функції ліній екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$, - рис. 5.7 – рис. 5.9, ліві частини.
- Розподіл та подальше подовження (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) “довжин” неперервних ліній скелетона екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів для різних масштабів солетоноподібної МНАТ вейвлет функції, які визначають величину парціальних фрактальних розмірностей певних статистичних складових структурних елементів поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$, у різних фазових площинах ($\mu = \frac{\pi}{4}$ і $\mu = \frac{\pi}{8}$), - рис. 5.7 – рис. 5.9, ліві частини.
- Послідовне (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) звуження діапазону зміни власних значень величин парціальних фрактальних розмірностей h_i мультифрактальних спектрів $F(h)$ поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ відносно локалізації головного екстремума (основної фрактальної розмірності), - рис. 5.7 – рис. 5.9, праві частини.

Результати статистичного аналізу ($Z_{i=1;2;3;4}$) мультифрактальних спектрів $F(h)$ у різних фазових перерізах μ_k поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри виявили:

- сукупність всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику спектральним розподілам $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ відмінна від нуля $Z_{i=1;2;3;4} \neq 0$ у всіх фазових перерізах мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри, - таблиця 5.7, таблиця 5.8, таблиця 5.9.
- Послідовне збільшення (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) переваги величини статистичних моментів вищих порядків,

що дають характеристику асиметрії $Z_{i=3}$ та ексцесу $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3;4} \gg Z_{i=1;2}$, - таблиця 5.7, таблиця 5.8, таблиця 5.9.

З фізичного погляду одержані результати мультифрактального аналізу пошарових поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок дерми шкіри можна пов'язати з наступними міркуваннями.

Перше. Модельний аналіз (розділ 3, параграф 3.6.2, співвідношення (3.84)-(3.97)) поляризаційно-кореляційних проявів оптичної анізотропії полікристалічного шару з лінійним LB і циркулярним CB двопротенезадоменням виявив переважну залежність величини аргумента четвертого параметру $Arg(S_4^{12})$ поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень зразків дегідратованих плівок дерми шкіри від двох параметрів структурної анізотропії:

1. варіацій напрямів оптичних осей ρ фібрилярних кристалів лінійно двопротенезаломенюючих сіток в об'ємі сітчастого шару;
3. флуктуацій випадкових значень величини фазових зсувів δ між ортогональними лінійно поляризованими складовими об'єктного лазерного випромінювання в сосочковому шарі - $Arg(SK_4^{12})(\delta_1 \sin \rho_1 + \delta_2 \sin \rho_2)^{-1}$.

Друге. Процес зміни величини фази δ між складовими комплексної амплітуди об'єктного лазерного випромінювання має лінійний з певним періодом характер (розділ 3, параграф 3.3, співвідношення (3.17), (3.18)) в залежності від зміни геометричної товщини фібрил сітчастого шару дерми шкіри, - $LB_{0;90} = \frac{2\pi}{\lambda}(n_0 - n_{90})h$; $LB_{45;135} = \frac{2\pi}{\lambda}(n_{45} - n_{135})h$.

Третє. Серед усього різноманіття зміни геометричних масштабів двопротенезаломенюючих за однаковим законом протейнових фібрил сітчастого шару дерми шкіри реалізується досить “вузька” сукупність масштабно самоподібних ансамблів (мікрофібрила – фібрила – волокно – пучок [127, 154]), які

реалізують формування аналогічних структурних ділянок у поляризаційно-кореляційній мапі $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

Четверте. Кожному такому масштабно-самоподібному ансамблю доменів у координатному розподілі величини четвертого параметру $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ поляризаційно-кореляційного вектора відповідає з різною ймовірністю індивідуальна або парціальна фрактальна розмірність h_i .

П'яте. Сукупність парціальних фрактальних розмірностей h_i формує вузький, практично фрактальний, спектр поляризаційно-кореляційної мапи $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

Шосте. Процес фазового сканування μ_k (розділ 2, параграф 2.4, співвідношення (2.8) - (2.10)) дозволяє виділяти ще більш просторово впорядковані підансамблі масштабно самоподібних молекулярних доменів, які реалізують формування аналогічних структурних і практично фрактально розподілених ділянок у мапі $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри.

5.4. Мультифрактальна структура мап аргумента поляризаційно-кореляційного параметру мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної селезінки

На серії рис. 5.10 – рис. 5.12 приведено скелетони екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліві частини) і спектри фрактальних розмірностей $F(h)$ (праві частини) поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної тканини селезінки у різних фазових перерізах μ_k .

В таблиці 5.10, таблиці 5.11 і таблиці 5.12 представлено результати статистичного аналізу поляризаційно-кореляційних розподілів величини $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної тканини селезінки у різних фазових перерізах μ_k .

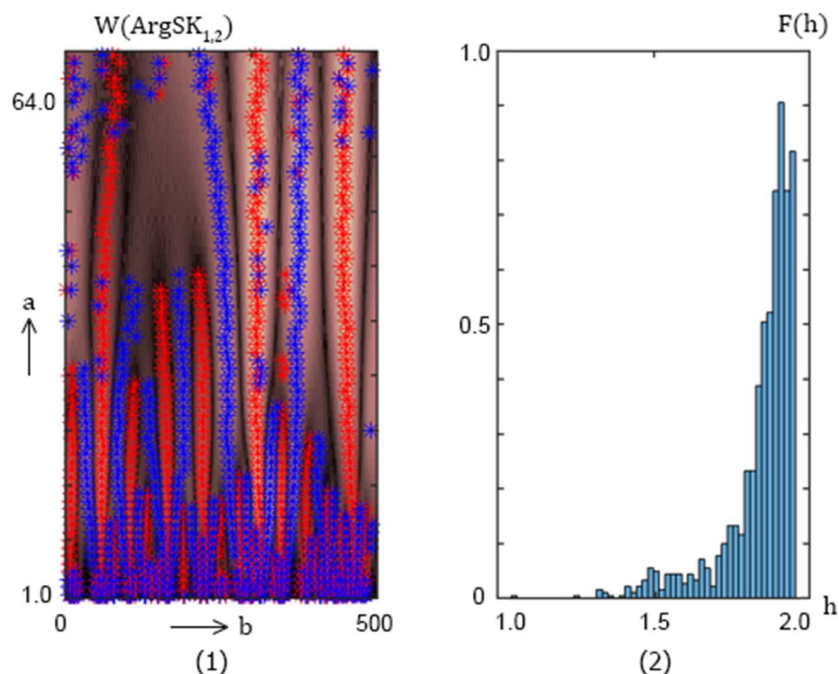


Рис. 5.10. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки. Пояснення у тексті.

Таблиця 5.10

Статистичні характеристики спектру фрактальних розмірностей поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки.

$F(h)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$	$Z_{i=3}$	$Z_{i=4}$
	$1,54 \pm 0,087$	$0,39 \pm 0,021$	$1,79 \pm 0,091$	$2,56 \pm 0,14$

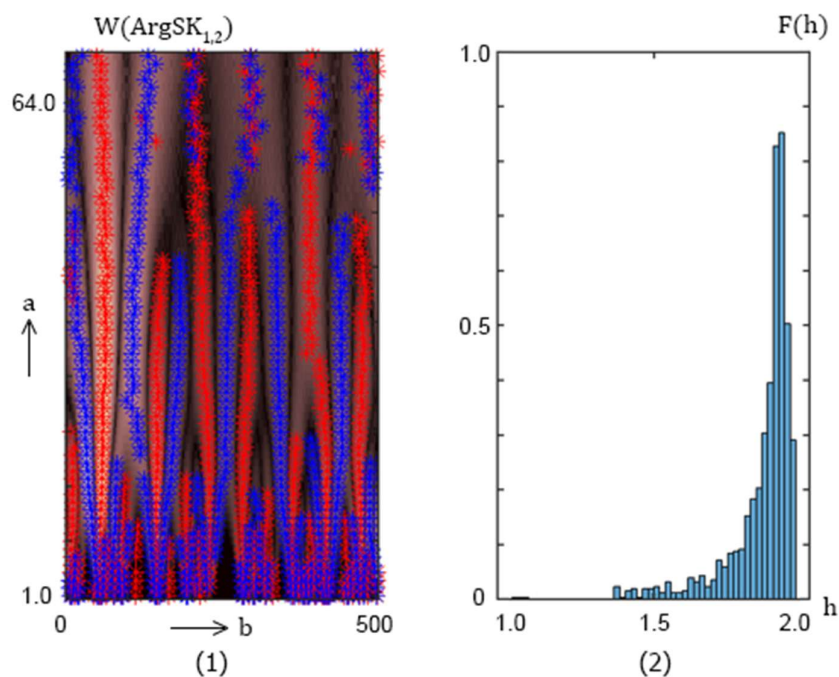


Рис. 5.11. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $\text{Arg}(S_4^{12})$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки у фазовій площині $\mu = \pi/4$. Пояснення у тексті.

Таблиця 5.11

Статистичні характеристики спектру фрактальних розмірностей поляризаційно-кореляційного розподілу $\text{Arg}(S_4^{12})$ у фазовій площині $\mu = \pi/4$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки.

$F(h)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$	$Z_{i=3}$	$Z_{i=4}$
	$1,42 \pm 0,077$	$0,31 \pm 0,016$	$2,43 \pm 0,014$	$3,72 \pm 0,021$

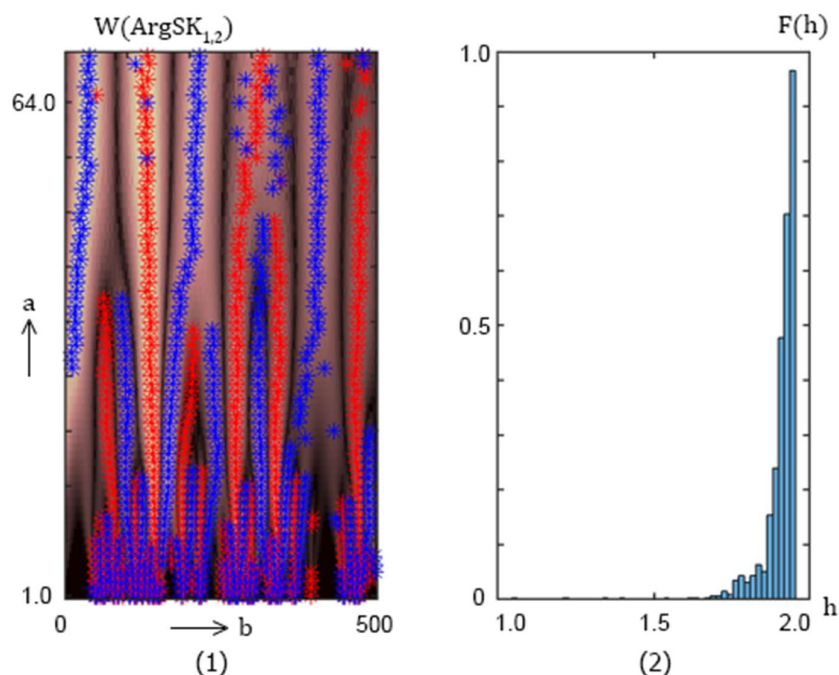


Рис. 5.12. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки у фазовій площині $\mu = \pi/8$. Пояснення у тексті.

Таблиця 5.12

Статистичні характеристики спектру фрактальних розмірностей поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки.

$F(h)$				
$Z_{i=1,2,3,4}$	$Z_{i=1}$	$Z_{i=2}$	$Z_{i=3}$	$Z_{i=4}$
	$1,36 \pm 0,072$	$0,22 \pm 0,022$	$3,15 \pm 0,17$	$4,44 \pm 0,24$

Масштабно-самоподібний і мультифрактальний аналіз результатів пошарового картографування розподілів алгоритмічно відтвореного аргумента поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної тканини селезінки у різних фазових перерізах μ_k виявив наступні закономірності:

- Розвинені скелетони двомірних мап вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ – неперервних у межах різних масштабів солетоноподібної МНАТ функції ліній екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$, - рис. 5.10 – рис. 5.12, ліві частини.
- Послідовне подовження (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) “довжин” неперервних ліній скелетона для різних масштабів МНАТ функції, які визначають величину парціальної фрактальної розмірності певної статистичної складової структурних елементів поляризаційно-кореляційної мапи $Arg(S_4^{12})(m \times n)$, - рис. 5.10 – рис. 5.12, ліві частини.
- Значне звуження (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) діапазону зміни величини набору фрактальних розмірностей h_i мультифрактального спектру $F(h)$ відносно головного екстремума (основної фрактальної розмірності), - рис. 5.10 – рис. 5.12, праві частини.

Результати статистичного аналізу ($Z_{i=1;2;3;4}$) пошарових мультифрактальних спектрів $F(h)$ поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок паренхіматозної тканини селезінки виявили:

- сукупність всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику спектральним розподілам $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ відмінна від нуля $Z_{i=1;2;3;4} \neq 0$ у всіх фазових перерізах мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки, - таблиця 5.10, таблиця 5.11 і таблиця 5.12.
- Послідовне збільшення переваги величини статистичних моментів вищих порядків, що дають характеристику асиметрії $Z_{i=3}$ та ексцесу $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок селезінки у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3;4} \gg Z_{i=1;2}$, - таблиця 5.10, таблиця 5.11 і таблиця 5.12.

З фізичного погляду одержані результати можна пов'язати з наступними міркуваннями.

Перше. Модельний аналіз (розділ 3, параграф 3.6.2, співвідношення (3.84)-(3.97)) поляризаційно-кореляційних проявів оптичної анізотропії паренхіматозного полікристалічного шару з лінійним LB і циркулярним CB двопроменезадомленням виявив переважну залежність величини аргумента четвертого параметру $Arg(S_4^{12})$ від флуктуацій випадкових значень орієнтацій оптичних осей ρ величини фазових зсувів δ .

Друге. Процес зміни величини фази δ у досить неоднорідному морфологічному шарі сполучнотканинної капсули, від якої всередину відходять трабекули, що утворюють своєрідний сітчастий каркас з сіток еластичних волокон, є менш масштабно впорядкованим (самоподібним) у порівнянні зі просторово впорядкованими колагеновими мережами сітчастого шару дерми шкіри.

Третє. Внаслідок цього кількість масштабно-самоподібних ансамблів доменів у координатному розподілі $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ поляризаційно-кореляційного вектора збільшується у порівнянні з аналогічними пошаровими мапами мікроскопічного зображення дерми шкіри.

Четверте. Сукупність парціальних фрактальних розмірностей h_i , що формує мультифрактальний спектр $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки селезінки значно збільшується. Статистично це проявляється у зменшенні величини статистичних моментів 1-го – 2-го порядків. Статистичні моменти вищих порядків, навпаки, зростають.

Висновки до розділу 5

1. Масштабно селективний вейвлет і мультифрактальний аналіз поляризаційно-кореляційних мап модуля $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової виявили:

- наявність у всіх фазових перерізах μ_k розвиненого скелетону двомірних мап вейвлет коефіцієнтів – неперервних у межах різних масштабів солетоноподібної МНАТ функції ліній екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$;
- послідовне подовження (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) “довжин” неперервних ліній скелетона для різних масштабів МНАТ функції, які визначають величину парціальної фрактальної розмірності певної статистичної складової структурних елементів поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$;
- звуження (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) діапазону зміни величин парціальних фрактальних розмірностей h_i мультифрактального спектру $F(h)$ відносно локалізації головного екстремума (основної фрактальної розмірності).

2. Статистичний аналіз поляризаційно-кореляційних мап модуля $|SK_4^{12}|(m \times n)$ четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової виявив:

- сукупність всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику спектральним розподілам $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ відмінна від нуля $Z_{i=1;2;3;4} \neq 0$ у всіх фазових перерізах мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин;
- перевагу величини статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію $Z_{i=3}$ та ексцес $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у всіх фазових перерізах мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3;4} \gg Z_{i=1;2}$.

4. Масштабно селективний вейвлет і мультифрактальний аналіз поляризаційно-кореляційних мап аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової продемонстрували:

- наявність у всіх фазових площинах μ_k скелетонів мапи вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ – неперервних у межах практично всіх масштабів солетоноподібної МНАТ функції ліній екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$;
- подовження (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) “довжин” неперервних ліній скелетона екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів для різних масштабів МНАТ функції, які визначають величину фрактальних розмірностей певних статистичних складових структурних елементів поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$, у різних фазових площинах ($\mu = \frac{\pi}{4}$ і $\mu = \frac{\pi}{8}$);
- послідовне (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) звуження діапазону зміни власних значень величин парціальних фрактальних розмірностей h_i мультифрактальних спектрів $F(h)$ поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ відносно локалізації головного екстремума (основної фрактальної розмірності).

5. Статистичний аналіз поляризаційно-кореляційних мап аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової виявив:

- сукупність всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику спектральним розподілам $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційних мапи $Arg(S_4^{12})(m \times n)$

відмінна від нуля $Z_{i=1;2;3;4} \neq 0$ у всіх фазових перерізах μ_k мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин;

- послідовне збільшення (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) переваги величини статистичних моментів вищих порядків, що дають характеристику асиметрії $Z_{i=3}$ та ексцеу $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційної мапи $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3;4} \gg Z_{i=1;2}$.

РОЗДІЛ 6. ДІАГНОСТИЧНІ МОЖЛИВОСТІ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ КОРЕЛОМЕТРІЇ МУЛЬТИФРАКТАЛЬНОЇ СТРУКТУРИ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ СКЛАДОВОЇ ДОБРОЯКІСНИХ І ЗЛОЯКІСНИХ ПУХЛИН

У даному розділі представлено:

1. Результати діагностичного застосування методів поляризаційно-кореляційного картографування мікроскопічних зображень полікристалічної складової біологічних тканин для диференціальної діагностики доброякісних (аденома) і злоякісних (аденокарцинома) пухлин простати.

2. Для мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і аденокарциноми наведені інтегральні та пошарові мапи і гістограми розподілів:

- модуля четвертого параметру $|SK_4^{12}|$ поляризаційно-кореляційного вектора;
- аргумента четвертого параметру $Arg(S_4^{12})$ поляризаційно-кореляційного вектора;
- вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$;
- мультифракальних спектрів поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$.

3. Систематизовані таблиці величини центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику поляризаційно-кореляційним, вейвлет і мультифрактальним параметрам поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ та визначена сукупність найбільш чутливих до змін полікристалічної структури біологічних зразків статистичних параметрів - діагностичних маркерів.

4. Результати інформаційного аналізу – визначення точності діагностичних поляризаційно-кореляційних методів для виявлення та диференціації стадії або ступеня важкості патології.

5. Використано наступну шкалу оцінки точності діагностичного тесту

Оцінка точності діагностики	Точність, A_c , %	Колір
Незадовільна	≤ 80	Red
Задовільна	81 – 85	Green
Хороша	86 – 90	Yellow
Дуже хороша	91 – 95	Orange
Відмінна	> 95	Blue

6.1. Поляризаційно-кореляційні мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок аденоми і аденокарциноми простати

Для реалізації комплексу діагностичних поляризаційно-кореляційних досліджень було сформовано дві групи зразків дегідратованих плівок біопсії доброякісних і злоякісних пухлин простати:

- Аденома – контрольна група 1, 11 зразків.
- Аденокарцинома – дослідна група 2, 11 зразків.

На рис. 6.1 і рис. 6.2 представлені:

- інтегральні (рис. 6.1) і пошарові $\mu = \pi/8$ (рис. 6.2) мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ (фрагменти (1),(2)) дегідратованих плівок біопсії пухлин з групи 1 і групи 2 (фрагмент (1) і фрагмент (2) відповідно);
- гістограми розподілів $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок аденоми з групи 1 і групи 2 (фрагмент (3) і фрагмент (4) відповідно).

Оптико-геометричні параметри зразків приведені в наступній таблиці

Параметри	Величини
Геометрична товщина, h , мкм	40 – 45
Оптична товщина, τ мкм	0,25 – 0,28
Ступень деполяризації, Δ , %	29 – 33

Результати статистичного та інформаційного аналізу поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і карциноми представлені в таблиці 6.1 і таблиці 6.2.

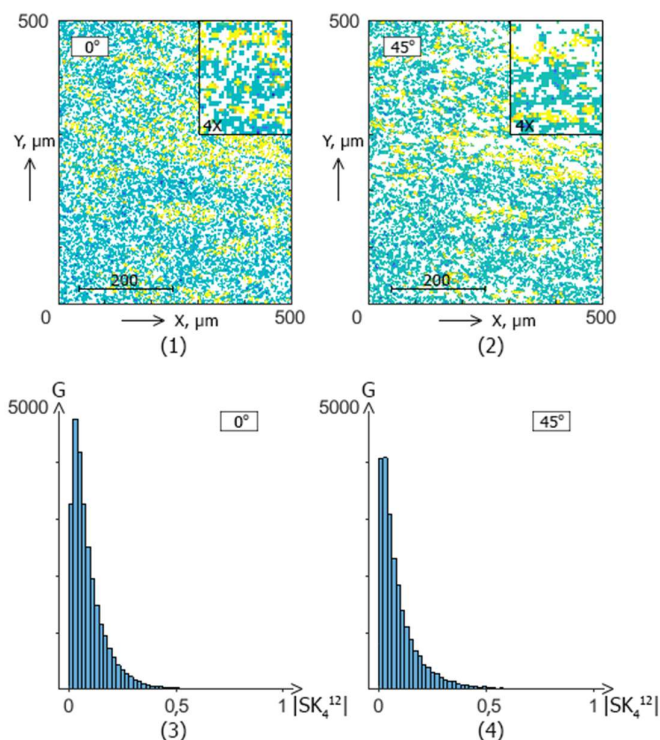


Рис. 6.1. Поляризаційно-кореляційні мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ (верхній рядок) і гістограми $G(|SK_4^{12}|)$ розподілів $|SK_4^{12}|$ (нижній рядок) мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (лівий стовпчик) і карциноми (правий стовпчик). Пояснення у тексті.

Таблиця 6.1

Статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують розподіли поляризаційно-кореляційного параметру $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованої плівки біопсії аденоми і карциноми простати

$Z_{i=1,2,3,4}$	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,079 \pm 0,005$	$0,054 \pm 0,005$	76,5
Z_2	$0,093 \pm 0,006$	$0,068 \pm 0,006$	76,5
Z_3	$2,31 \pm 0,12$	$2,81 \pm 0,12$	79,4
Z_4	$3,91 \pm 0,21$	$4,83 \pm 0,21$	79,4

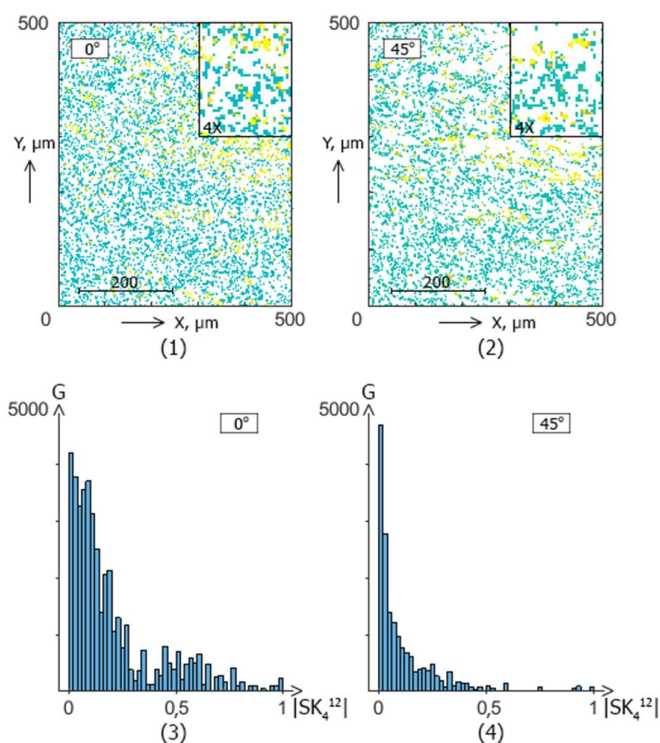


Рис. 6.2. Поляризаційно-кореляційні карти $|SK_4^{12}|(m \times n)$ (верхній рядок) і гістограми $G(|SK_4^{12}|)$ розподілів $|SK_4^{12}|$ (нижній рядок) у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (лівий стовпчик) і карциноми (правий стовпчик). Пояснення у тексті.

Таблиця 6.2

Статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують розподіли поляризаційно-кореляційного параметру $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованої плівки біопсії аденоми і карциноми простати – фазовий переріз $\mu = \pi/8$

$Z_{i=1,2,3,4}$	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,087 \pm 0,005$	$0,074 \pm 0,005$	82,4
Z_2	$0,103 \pm 0,006$	$0,088 \pm 0,006$	82,4
Z_3	$1,93 \pm 0,11$	$2,28 \pm 0,12$	85,3
Z_4	$3,19 \pm 0,17$	$3,68 \pm 0,19$	85,3

Порівняльний аналіз одержаних даних про пошарову структуру поляризаційно-кореляційних карт модуля $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень

дегідратованих плівок доброякісних і злоякісних пухлин простати з обох груп виявив:

- для злоякісного стану має місце мінімальне (в межах 10%-15%) зменшення величини статистичних моментів 1-го і 2-го порядків $Z_{i=1;2}(|SK_4^{12}|(m \times n))$, - таблиця 6.1, таблиця 6.2;
- статистичні моменти вищих порядків, що дають характеристику асиметрії та ексцесу розподілів $|SK_4^{12}|(m \times n)$ зразків з групи 2, навпаки, незначно зростають, - таблиця 6.1, таблиця 6.2.

У результаті збалансована точність диференціальної діагностики зразків аденоми і аденокарциноми є низькою – незадовільною, $Ac < 80\%$ (таблиця 6.1) або задовільною $Ac \sim 82\% - 85\%$.

З фізичної точки даний результат можна пояснити тим, що величина $|SK_4^{12}|(m \times n)$ визначається рівнем циркулярного двопротенезаломлення (розділ 3, параграф 3.6.2, співвідношення (3.96)) оптично активних молекулярних доменів. Для різних стадій онкологічних змін їх концентрація не зазнає суттєвих змін. Тому відмінності між поляризаційно-кореляційними мапами $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і карциноми простати є незначними, а точність диференціальної діагностики таких станів низька.

6.2. Поляризаційно-кореляційні мапи $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок аденоми і аденокарциноми простати

На рис. 6.3 і рис. 6.4 представлені:

- інтегральні (рис. 6.3) і пошарові $\mu = \pi/8$ (рис. 6.4) мапи аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ (фрагменти (1),(2)) дегідратованих плівок біопсії пухлин з групи 1 і групи 2 (фрагмент (1) і фрагмент (2) відповідно);
- гістограми розподілів $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок аденоми з групи 1 і групи 2 (фрагмент (3) і фрагмент (4) відповідно).

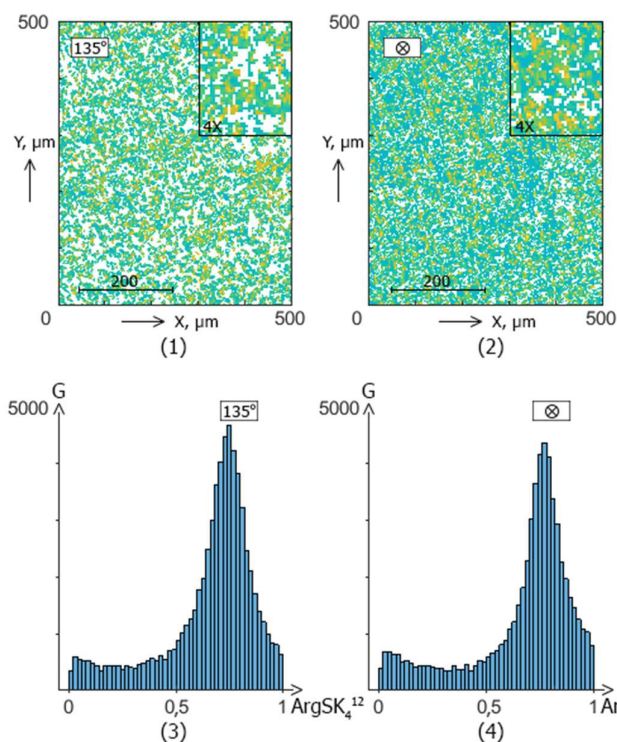


Рис. 6.3. Поляризаційно-кореляційні мапи $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ (верхній рядок) і гістограми $G(Arg(S_4^{12}))$ розподілів $Arg(S_4^{12})$ (нижній рядок) мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (лівий стовпчик) і карциноми (правий стовпчик). Пояснення у тексті.

Таблиця 6.3

Статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують розподіли поляризаційно-кореляційного параметру $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованої плівки аденоми і карциноми простати – фазовий переріз $\mu = \pi/8$

$Z_{i=1,2,3,4}$	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,19 \pm 0,005$	$0,17 \pm 0,005$	79,4
Z_2	$0,23 \pm 0,006$	$0,21 \pm 0,006$	79,4
Z_3	$1,16 \pm 0,09$	$1,49 \pm 0,11$	82,4
Z_4	$1,03 \pm 0,13$	$1,27 \pm 0,16$	82,4

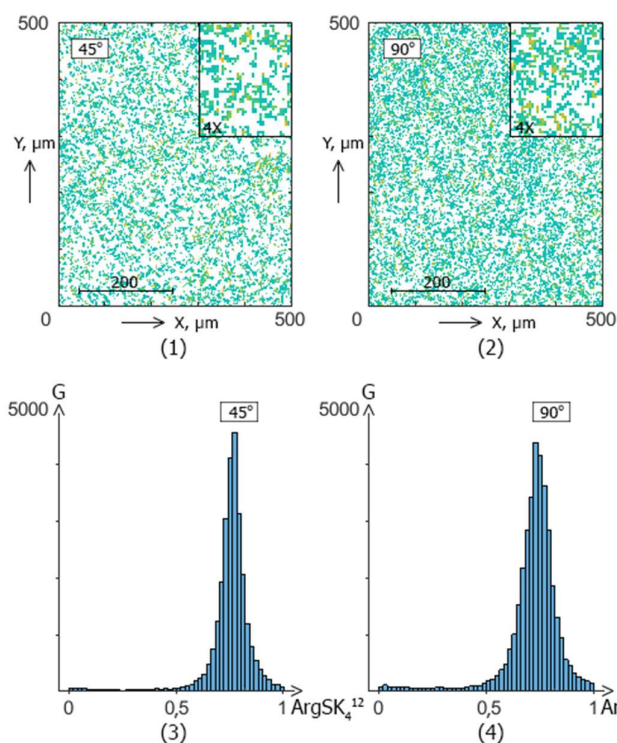


Рис. 6.4. Поляризаційно-кореляційні мапи $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ (верхній рядок) і гістограми $G(Arg(S_4^{12}))$ розподілів $Arg(S_4^{12})$ (нижній рядок) у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (лівий стовпчик) і карциноми (правий стовпчик). Пояснення у тексті.

Таблиця 6.4

Статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують розподіли поляризаційно-кореляційного параметру $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованої плівки аденоми і карциноми простати – фазовий переріз $\mu = \pi/8$

$Z_{i=1,2,3,4}$	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,098 \pm 0,005$	$0,087 \pm 0,005$	82,4
Z_2	$0,113 \pm 0,006$	$0,099 \pm 0,006$	82,4
Z_3	$1,62 \pm 0,09$	$1,98 \pm 0,11$	88,2
Z_4	$2,32 \pm 0,13$	$2,97 \pm 0,16$	88,2

Результати статистичного та інформаційного аналізу поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і карциноми відображені в таблиці 6.3 і таблиці 6.4.

Порівняльний аналіз одержаних даних про пошарову структуру поляризаційно-кореляційних мап аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок доброякісних і злоякісних пухлин простати з обох груп виявив:

- для злоякісного стану має місце мінімальне (в межах 12%-17%) зменшення величини статистичних моментів 1-го і 2-го порядків $Z_{i=1;2}(Arg(S_4^{12})(m \times n))$, - таблиця 6.3, таблиця 6.4;
- статистичні моменти вищих порядків, що дають характеристику асиметрії та ексцесу розподілів $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ зразків з групи 2, навпаки, значно зростають, - таблиця 6.3, таблиця 6.4.

У результаті збалансована точність диференціальної діагностики зразків аденоми і аденокарциноми підвищується до задовільного рівня $Ac \sim 82,4\%$ (таблиця 6.3) або до хорошого $Ac \sim 88,2\%$ для фазового перерізу $\mu = \pi/8$.

З фізичної точки даний результат можна пояснити тим, що величина $Arg(S_4^{12})$ (розділ 3, параграф 3.6.2, співвідношення (3.97)) поляризаційно-кореляційних проявів оптичної анізотропії оптично тонкого біологічного шару з комплексним лінійним LB і циркулярним CB двопроменезаломленням переважно залежить від параметрів структурної анізотропії (розподілів напрямів оптичних осей ρ і величини фазових зсувів δ між компонентами амплітуди лазерного випромінювання з лінійною та ортогональною поляризацією), - $Arg(SK_4^{12}) \sim (\delta_1 \sin \rho_1 + \delta_2 \sin \rho_2)^{-1}$. Для різних стадій онкологічних змін така структура зазнає суттєвих змін [41, 99, 110, 133]. Для злоякісних станів внаслідок некротичних станів фібрили розупорядковуються і витончуються. Тому відмінності між поляризаційно-кореляційними мапами $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і карциноми простати зростають, а точність диференціальної діагностики таких станів досягає хорошого рівня.

6.3. Вейвлет аналіз пошарових поляризаційно-кореляційних мап мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії пухлин простати

Для знаходження нових, додаткових критеріїв (маркерів) диференціальної діагностики пошарових поляризаційно-кореляційних мап мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії пухлин простати ми скористалися наступним алгоритмом:

- вейвлет аналізом і обчисленням координатних мап $W(\mu_k)$ амплітуд вейвлет коефіцієнтів сукупності пошарових поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$;
- обчисленням статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику розподілам флуктуацій величини амплітуд лінійних залежностей вейвлет коефіцієнтів з різними масштабами солетоноподібної МНАТ функції, яка сканує пошарові поляризаційно-кореляційні мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$.

6.3.1. Вейвлет-мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$

На серії фрагментів рис. 6.5 представлені результати вейвлет аналізу алгоритмічно відтворених мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і аденокарциноми простати.

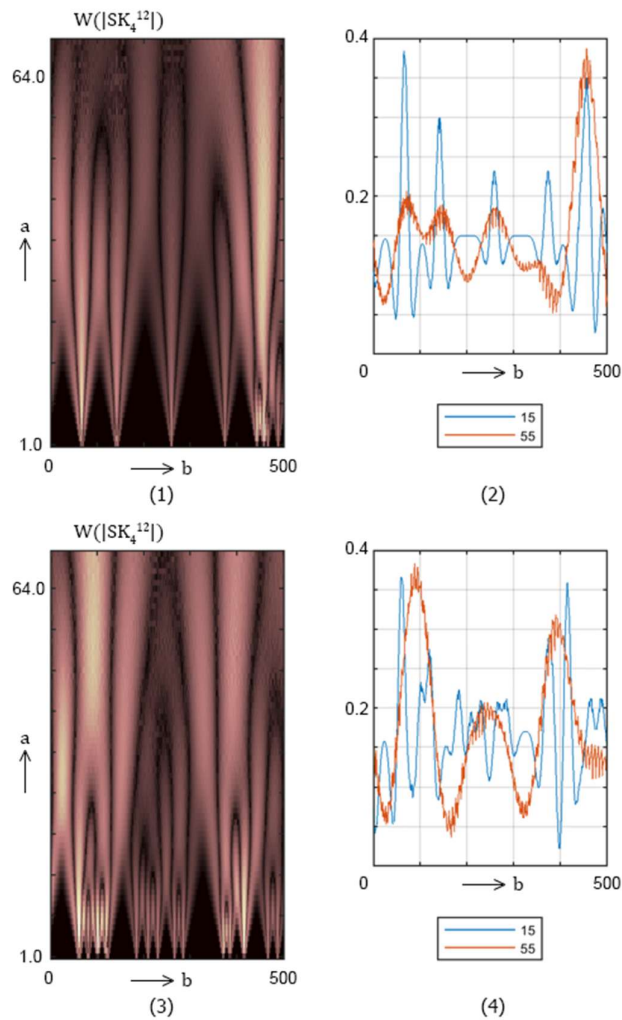


Рис. 6.5. Мапа вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (лівий стовпчик) і карциноми (правий стовпчик). Пояснення у тексті.

Аналіз одержаних даних виявив:

- Координатна неоднорідність і індивідуальна модуляція величини амплітуд $\mu_k(a = 15)$ і $\mu_k(a = 55)$ вейвлет коефіцієнтів μ_k . розподілів вейвлет коефіцієнтів $W(\mu_k, b)$ поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії пухлин простати з групи 1 і групи 2, - рис. 6.5, праві стовпчики.
- Для мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень зразків аденоми і аденокарциноми максимальна амплітуда і варіації величини вейвлет

коефіцієнтів μ_k мають місце на всіх масштабах скануючої солетоноподібної МНАТ – функції, - рис. 6.5, верхній рядок.

Таблиця 6.5

Статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (група 1) і карциноми (група 2).

a_{min}			
Біопсія	Група 1	Група 2	Ас, %
$Z_{i=1}$	$0,15 \pm 0,082$	$0,12 \pm 0,071$	85,3
$Z_{i=2}$	$0,17 \pm 0,093$	$0,13 \pm 0,064$	85,3
a_{max}			
Біопсія	Група 1	Група 2	Ас, %
$Z_{i=1}$	$0,17 \pm 0,093$	$0,14 \pm 0,078$	88,2
$Z_{i=2}$	$0,21 \pm 0,0107$	$0,16 \pm 0,089$	88,2

Зіставлення результатів статистичного аналізу розподілів амплітуди різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів $A(\mu_k)$ поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень зразків доброякісних і злоякісних пухлин простати виявило наступні закономірності.

По-перше. Величина статистичних моментів, які характеризують розподіли амплітуди вейвлет-коефіцієнтів мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень зразків аденоми, більша за аналогічний рівень статистичних параметрів варіації величини вейвлет коефіцієнтів μ_k поляризаційно-кореляційної мапи модуля четвертого параметру двоточкового вектора Стокса зображення зразків аденокарциноми.

По друге. Виявлена різниця може бути пов'язана із некротичною руйнацією тканини аденокарциноми. За рахунок цього, зменшуються розміри і розупорядковуються оптично активні молекулярні домени, цтркулярне

двопроменезаломлення яких формує на різних геометричних масштабах рівень кореляційної узгодженості мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$.

У результаті збалансована точність диференціальної вейвлет-діагностики досягає хорошого рівня $Ac \sim 85\% - 88\%$.

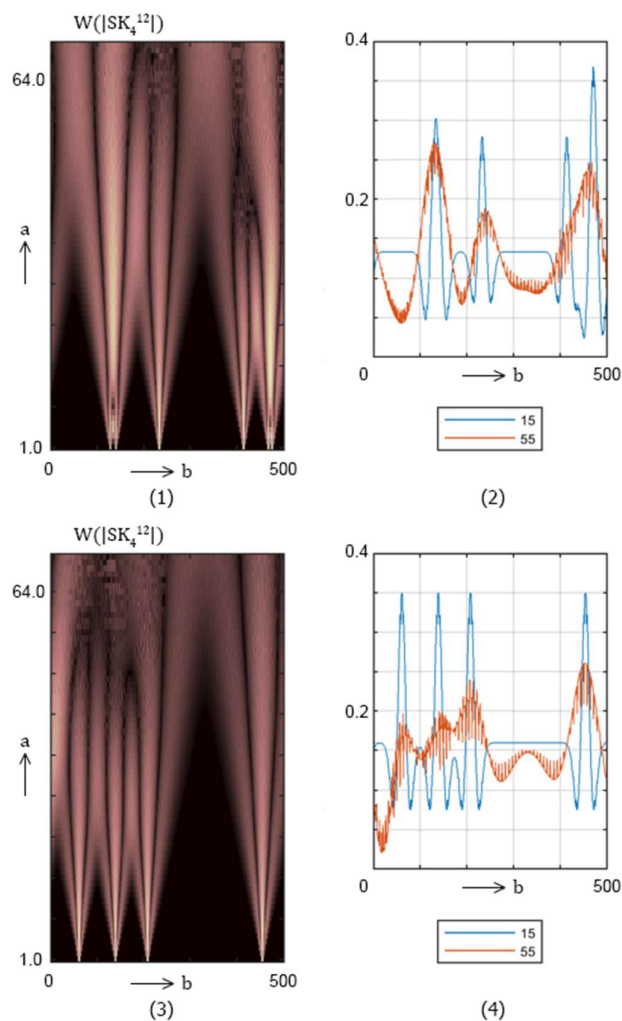


Рис. 6.6. Мапа вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (лівий стовпчик) і карциноми (правий стовпчик). Пояснення у тексті.

На серії фрагментів рис. 6.6 представлені результати аналогічного вейвлет аналізу алгоритмічно відтворених мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у фазовій площині $\mu = \pi/8$

мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і аденокарциноми простати.

Аналіз одержаних даних виявив, що для зразків дегідратованих плівок біопсії аденоми простати статистичні моменти 1-го – 2-го порядків, які визначенні для різних масштабів a скануючою солетоноподібної МНАТ функції вейвлет мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у 1,45 – 1,55 разів більші за аналогічні статистичні параметри, які характеризують масштабно-селективну структуру $W(|SK_4^{12}|, \mu_i, b)$ поляризаційно-кореляційних мап мікроскопічних зображень зразків біопсії аденокарциноми.

Виявлений факт можна пов'язати з некротичною руйнацією морфологічної оптично анізотропної полікристалічної архітектури зразків злоякісних пухлин простати

У результаті максимальна збалансована точність диференціальної вейвлет-діагностики досягає хорошого ($A_c \sim 88,2\%$) і дуже хорошого ($A_c \sim 91,2\%$) рівнів.

Таблиця 6.6

Статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4}$, що дають характеристику лінійним різномасштабним залежностям амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і карциноми.

a_{min}			
Біопсія	Група 1	Група 2	$A_c, \%$
$Z_{i=1}$	$0,12 \pm 0,062$	$0,092 \pm 0,051$	88,2
$Z_{i=2}$	$0,14 \pm 0,073$	$0,107 \pm 0,054$	88,2
a_{max}			
Біопсія	Група 1	Група 2	$A_c, \%$
$Z_{i=1}$	$0,14 \pm 0,073$	$0,102 \pm 0,058$	91,2
$Z_{i=2}$	$0,17 \pm 0,086$	$0,12 \pm 0,069$	91,2

6.3.2. Пошарові вейвлет-мапи $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії доброякісних і злоякісних пухлин простати

На серії фрагментів рис. 6.7 представлені результати вейвлет аналізу алгоритмічно відтворених мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і аденокарциноми простати.

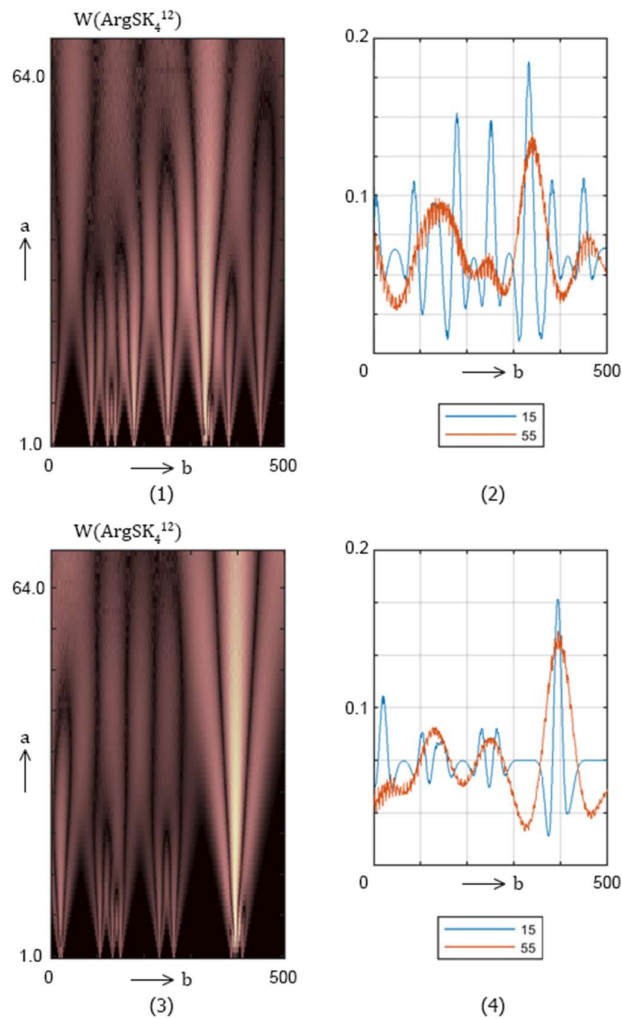


Рис. 6.7. Мапа вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (лівий стовпчик) і карциноми (правий стовпчик). Пояснення у тексті.

Таблиця 6.7

Статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (група 1) і карциноми (група 2).

a_{min}			
Біопсія	Група 1	Група 2	Ас, %
$Z_{i=1}$	$0,19 \pm 0,0092$	$0,14 \pm 0,0075$	88,2
$Z_{i=2}$	$0,23 \pm 0,012$	$0,17 \pm 0,0084$	88,2
a_{max}			
Біопсія	Група 1	Група 2	Ас, %
$Z_{i=1}$	$0,23 \pm 0,012$	$0,15 \pm 0,0078$	91,2
$Z_{i=2}$	$0,28 \pm 0,016$	$0,19 \pm 0,0099$	91,2

Рис. 6.8 ілюструє результати вейвлет аналізу алгоритмічно відтворених мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і аденокарциноми простати.

У таблиці 6.7 і таблиці 6.8 наведено дані статистичного аналізу лінійних залежностей величини амплітуди вейвлет коефіцієнтів на різних масштабах солетоноподібної МНАТ функції, яка сканує пошарові координатні розподіли величини поляризаційно-кореляційного параметру $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і аденокарциноми простати.

Аналіз одержаних даних (таблиця 6.7) виявив, що для зразків дегідратованих плівок біопсії аденоми простати статистичні моменти 1-го – 2-го порядків, які визначенні для різних масштабів a скануючою солетоноподібної МНАТ функції вейвлет інтегральних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ у 1,48 – 1,59 разів більші за аналогічні статистичні параметри, які характеризують масштабно-селективну структуру $W(Arg(S_4^{12}), \mu_i, b)$ поляризаційно-кореляційних мап мікроскопічних зображень зразків біопсії аденокарциноми.

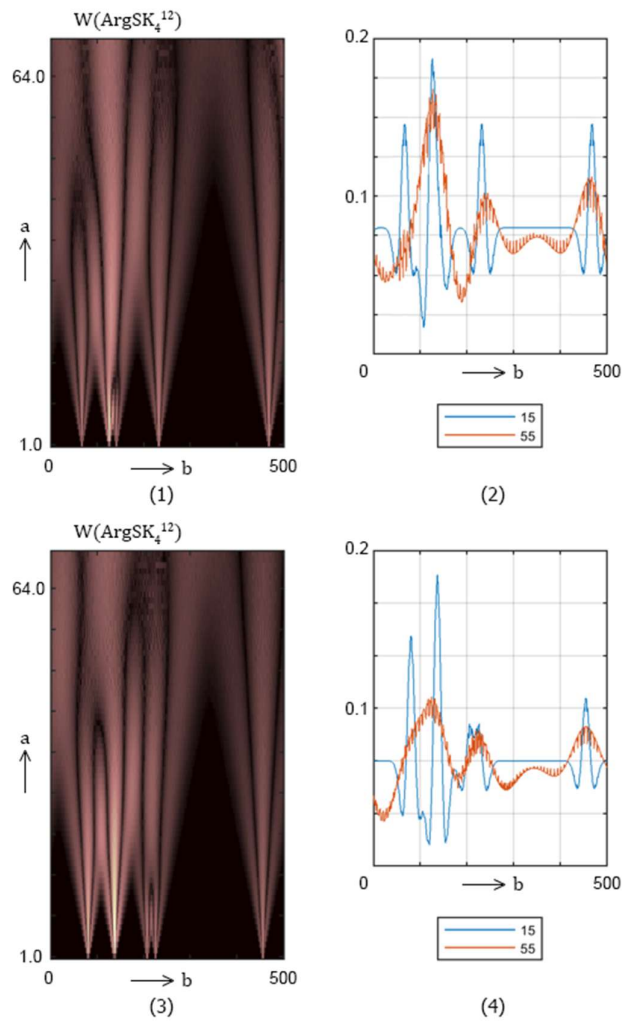


Рис. 6.8. Мапа вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (лівий стовпчик) і лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ (правий стовпчик) поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (1, 2) і карциноми (3, 4). Пояснення у тексті.

Виявлений факт можна пов'язати з некротичною руйнацією фібрилярних протеїнових мереж морфологічної оптично анізотропної полікристалічної архітекτονіки зразків злоякісних пухлин простати. У результаті максимальна збалансована точність диференціальної вейвлет-діагностики досягає хорошого ($Ac \sim 88,2\%$) і дуже хорошого ($Ac \sim 91,2\%$) рівнів.

Таблиця 6.8

Статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують лінійні різномасштабні залежності амплітуди вейвлет коефіцієнтів $A(\mu_k)$ поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (група 1) і карциноми (група 2).

a_{min}			
Біопсія	Група 1	Група 2	Ас, %
$Z_{i=1}$	$0,094 \pm 0,0052$	$0,062 \pm 0,0035$	91,2
$Z_{i=2}$	$0,11 \pm 0,063$	$0,071 \pm 0,0044$	91,2
a_{max}			
Біопсія	Група 1	Група 2	Ас, %
$Z_{i=1}$	$0,11 \pm 0,063$	$0,072 \pm 0,0038$	94,1
$Z_{i=2}$	$0,13 \pm 0,076$	$0,085 \pm 0,0049$	94,1

Фазове сканування (таблиця 6.8) мікроскопічних зображень препаратів доброякісних і злоякісних пухлин простати забезпечує ще вищий (дуже хороший) рівень точності диференціальної діагностики - $Ас \sim 94,1\%$.

6.4. Мультифрактальний аналіз пошарових поляризаційно-кореляційних мап мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії доброякісних і злоякісних пухлин простати

Для знаходження нових, додаткових критеріїв (маркерів) диференціальної діагностики стадії раку простати ми скористалися наступним алгоритмом:

- вейвлет аналізом і виділенням скелетону координатних мап $W(\mu_k)$ амплітуд вейвлет коефіцієнтів сукупності пошарових поляризаційно-кореляційних мап;
- обчисленням спектру $F(h)$ фрактальних розмірностей h розподілів модуля $|SK_4^{12}|$ і аргумента $Arg(S_4^{12})$ четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора.

6.4.1. Мультифрактальна структура мап модуля $|SK_4^{12}|$ четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора.

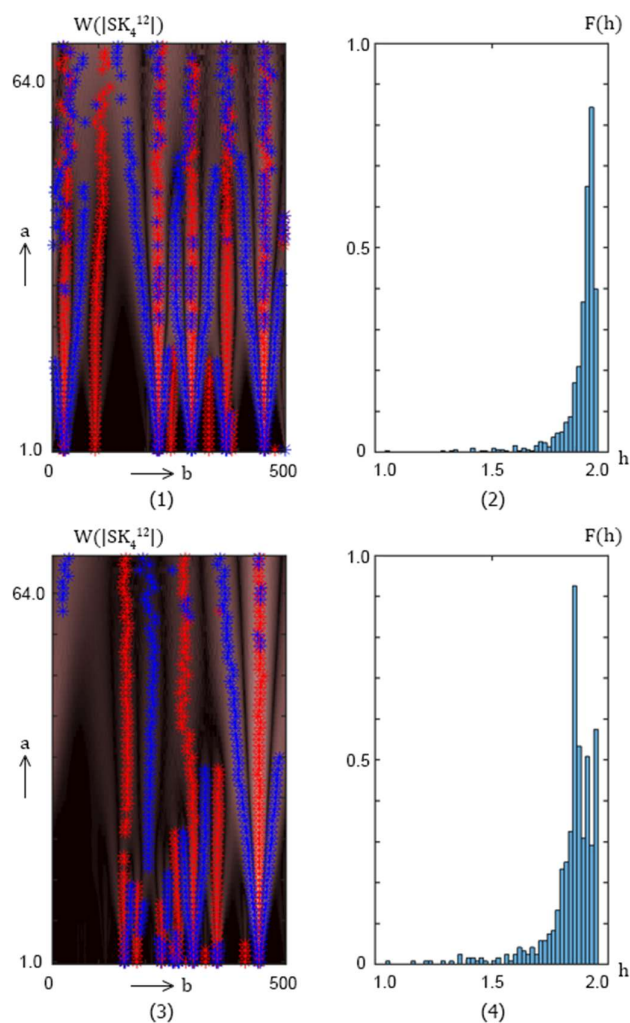


Рис. 6.9. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки аденоми (верхній рядок) і аденокарциноми (нижній рядок) простати. Пояснення у тексті.

На серії фрагментів рис. 6.9 і рис. 6.10 представлені результати мультифрактального вейвлет аналізу пошарових мап модуля $|SK_4^{12}|$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії доброякісних і злоякісних пухлин простати.

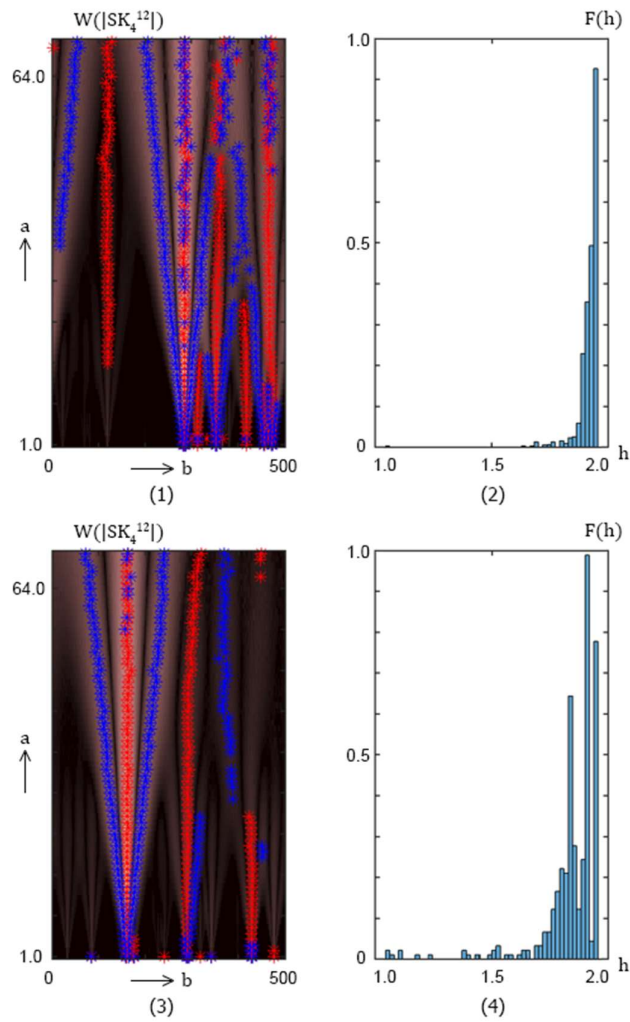


Рис. 6.10. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки аденоми (верхній рядок) і аденокарциноми (нижній рядок) простати у фазовій площині $\mu = \pi/8$. Пояснення у тексті.

В таблиці 6.9 і таблиці 6.10 представлені результати статистичного аналізу поляризаційно-кореляційних розподілів величини $|SK_4^{12}|$ ($m \times n$) мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і аденокарциноми простати у різних фазових перерізах μ_k .

Таблиця 6.9

Статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (група 1) і карциноми (група 2).

$F(h)$			
Біопсія	Група 1	Група 2	Ас, %
$Z_{i=1}$	$1,55 \pm 0,081$	$1,22 \pm 0,065$	91,2
$Z_{i=2}$	$0,11 \pm 0,006$	$0,14 \pm 0,008$	91,2
$Z_{i=3}$	$2,58 \pm 0,015$	$1,83 \pm 0,094$	94,1
$Z_{i=4}$	$4,03 \pm 0,023$	$3,12 \pm 0,017$	94,1

Таблиця 6.10

Статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ поляризаційно-кореляційного розподілу $|SK_4^{12}|$ у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (група 1) і карциноми (група 2).

$F(h)$			
Біопсія	Група 1	Група 2	Ас, %
$Z_{i=1}$	$1,52 \pm 0,076$	$1,12 \pm 0,065$	91,2
$Z_{i=2}$	$0,09 \pm 0,005$	$0,0125 \pm 0,007$	94,1
$Z_{i=3}$	$3,71 \pm 0,021$	$2,68 \pm 0,14$	97,1
$Z_{i=4}$	$6,18 \pm 0,36$	$4,97 \pm 0,25$	97,1

Установлено:

- Відмінність від нормального розподілу ($Z_{i=3,4} = 0$) індивідуальних мультифрактальних спектрів $F(h)$ пошарових поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|$, - величини всіх центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків відмінні від нуля $Z_{i=1;2;3;4}(F(h)) \neq 0$, - таблиця 6.9, таблиця 6.10.
- В усіх фазових площинах реалізуються наступні співвідношення між величинами центральних статистичних моментів $Z_{i=1;2;3;4}(F(h))$, -

$\left(\begin{matrix} Z_{i=1;2}(F(h, \text{аденома})) < Z_{i=1;2}(F(h, \text{карцинома})) \\ Z_{i=3;4}(F(h, \text{аденома})) \gg Z_{i=3;4}(F(h, \text{карцинома})) \end{matrix} \right)$, - таблиця 6.9, таблиця 6.10.

У результаті максимальна збалансована точність диференціальної мультифрактальної діагностики досягає відмінного рівня, - $Ac \left(Z_{i=3;4}(\mu = \pi/8) \right) = 97,2\%$.

З фізичної точки зору отриманий результат можна пояснити тим, що масштабно-самодібна структура поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|$, які переважно характеризують прояви циркулярного двопротинезаломлення полікристалічної складової біологічних шарів тканин простати зазнає деградації і прямує до випадкового розподілу. Статистично, це виявляється у зростанні дисперсії розкиду величини парціальних фрактальних розмірностей спектрів $(F(h))$ координатних розподілів величини модуля $|SK_4^{12}|$ четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічного зображення дегідратованої плівки аденокарциноми. При цьому статистичні моменти вищих порядків, що дають характеристику асиметрії та ексцесу розподілів $|SK_4^{12}|(m \times n)$, суттєво зростають.

6.4.2. Мультифрактальна структура мап аргумента $Arg(S_4^{12})$ четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора.

На серії фрагментів рис. 6.11 і рис. 6.12 представлені результати мультифрактального вейвлет аналізу пошарових мап аргумента $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії доброякісних і злоякісних пухлин простати.

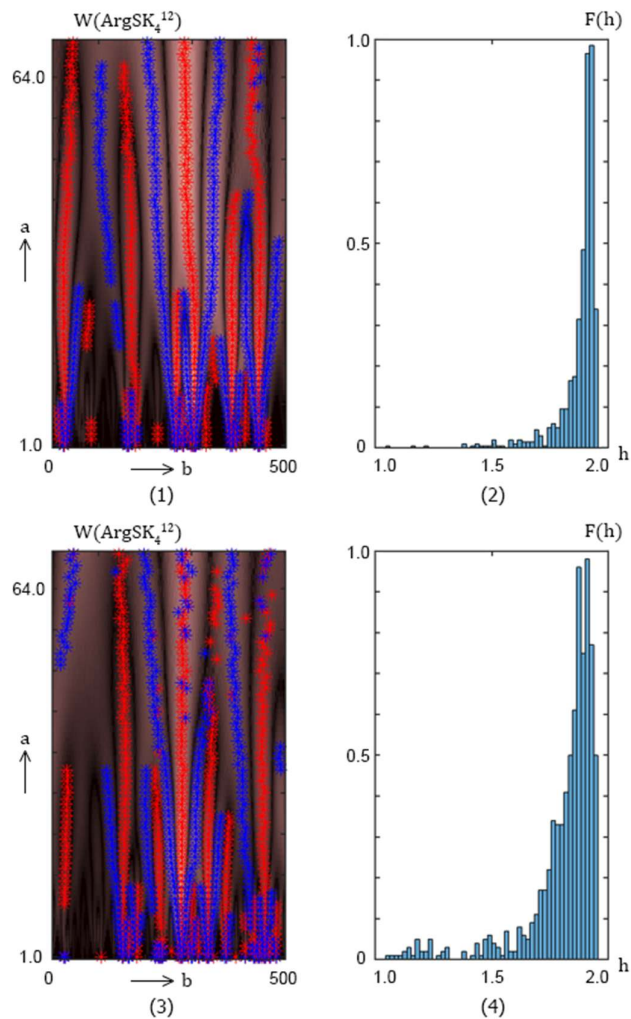


Рис. 6.11. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки аденоми (верхній рядок) і аденокарциноми (нижній рядок) простати. Пояснення у тексті.

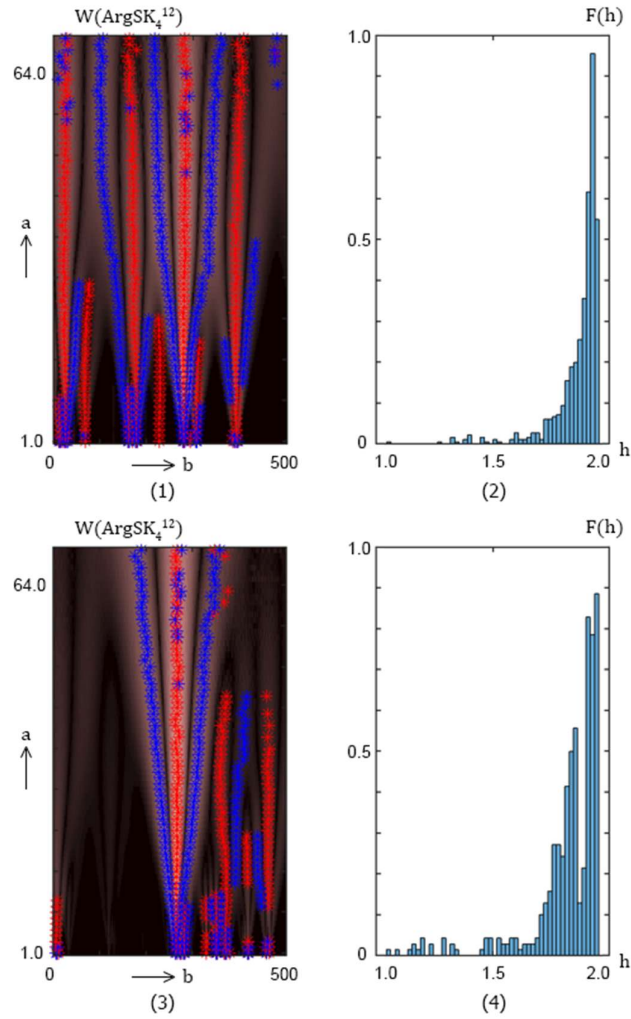


Рис. 6.12. Скелетон екстремумів вейвлет коефіцієнтів $W(a, b)$ (ліва частина) і спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ (права частина) поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки аденоми (верхній рядок) і аденокарциноми (нижній рядок) простати у фазовій площині $\mu = \pi/8$. Пояснення у тексті.

В таблиці 6.11 і таблиці 6.12 представлені результати статистичного аналізу поляризаційно-кореляційних розподілів величини аргумента $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і аденокарциноми простати у різних фазових перерізах μ_k .

Таблиця 6.11

Статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (група 1) і карциноми (група 2).

$F(h)$			
Біопсія	Група 1	Група 2	Ас, %
$Z_{i=1}$	$1,55 \pm 0,081$	$1,22 \pm 0,075$	91,2
$Z_{i=2}$	$0,09 \pm 0,005$	$0,125 \pm 0,0065$	94,1
$Z_{i=3}$	$3,77 \pm 0,19$	$2,85 \pm 0,15$	97,1
$Z_{i=4}$	$6,14 \pm 0,33$	$4,97 \pm 0,26$	97,1

Таблиця 6.12

Статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують спектр фрактальних розмірностей $F(h)$ поляризаційно-кореляційного розподілу $Arg(S_4^{12})$ у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (група 1) і карциноми (група 2).

$F(h)$			
Біопсія	Група 1	Група 2	Ас, %
$Z_{i=1}$	$1,52 \pm 0,083$	$1,12 \pm 0,065$	94,1
$Z_{i=2}$	$0,106 \pm 0,007$	$0,12 \pm 0,007$	94,1
$Z_{i=3}$	$3,02 \pm 0,16$	$1,98 \pm 0,11$	97,1
$Z_{i=4}$	$5,14 \pm 0,26$	$3,49 \pm 0,18$	100

Установлено:

- Відмінність від нормального розподілу ($Z_{i=3,4} = 0$) індивідуальних мультифрактальних спектрів $F(h)$ пошарових поляризаційно-кореляційних

мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$, - величини всіх центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків відмінні від нуля $Z_{i=1;2;3;4}(F(h)) \neq 0$, - таблиця 6.11, таблиця 6.12.

- В усіх фазових площинах реалізуються наступні співвідношення між величинами центральних статистичних моментів $Z_{i=1;2;3;4}(F(h))$, -
$$\left(\begin{array}{l} Z_{i=1;2}(F(h, \text{аденома})) < Z_{i=1;2}(F(h, \text{карцинома})) \\ Z_{i=3;4}(F(h, \text{аденома})) \gg Z_{i=3;4}(F(h, \text{карцинома})) \end{array} \right),$$
 - таблиця 6.11, таблиця 6.12.

У результаті збалансована точність диференціальної мультифрактальної діагностики у фазовій площині $\mu = \pi/8$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми (група 1) і карциноми (група 2) досягає максимального і відмінного рівня, - $Ac(Z_{i=3;4}(\mu = \pi/8)) = 100\%$.

З фізичної точки зору отриманий результат можна пояснити тим, що масштабно-самоподібна структура пошарових поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$, які переважно характеризують прояви лінійного двопротинезаломлення полікристалічної складової біологічних шарів тканин простати зазнає деградації і прямує до випадкового розподілу за напрямками оптичних осей ρ і величинами фазових зсувів δ . Статистично, це виявляється у зростанні дисперсії розкиду величини парціальних фрактальних розмірностей спектрів $(F(h))$ координатних розподілів величини аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічного зображення дегідратованої плівки аденокарциноми. При цьому статистичні моменти вищих порядків, що дають характеристику асиметрії та ексцесу розподілів $Arg(S_4^{12})(m \times n)$, суттєво зростають.

Висновки до розділу 6

1. Систематизовані і фізично проаналізовані результати діагностичного застосування методів поляризаційно-кореляційного картографування мікроскопічних зображень полікристалічної складової біологічних тканин для

диференціальної діагностики доброякісних (аденома) і злоякісних (аденокарцинома) пухлин простати.

2. Для мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і аденокарциноми алгоритмічно відтворення інтегральні та пошарові мапи і гістограми розподілів:

- модуля четвертого параметру $|SK_4^{12}|$ поляризаційно-кореляційного вектора;
- аргумента четвертого параметру $Arg(S_4^{12})$ поляризаційно-кореляційного вектора;
- вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$;
- мультифрактальних спектрів поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$.

3. Систематизовані таблиці величини центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику вейвлет параметрам поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ та визначена сукупність найбільш чутливих до змін полікристалічної структури біологічних зразків статистичних параметрів - діагностичних маркерів.

4. Визначені та фізично проаналізовані діагностично актуальні взаємозв'язки між статистичними параметрами поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ і патологічними станами пухлин простати. У результаті збалансована точність диференціальної вейвлет-діагностики досягає хорошого $Ac \sim 88\%$ і дуже хорошого $Ac \sim 94,1\%$ рівнів.

5. Установлено:

- Відмінність від нормального розподілу ($Z_{i=3;4} = 0$) індивідуальних мультифрактальних спектрів $F(h)$ пошарових поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$, - величини всіх центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків відмінні від нуля $Z_{i=1;2;3;4}(F(h)) \neq 0$.

- В усіх фазових площинах реалізуються наступні співвідношення між величинами центральних статистичних моментів $Z_{i=1;2;3;4}(F(h))$, -

$$\left(\begin{array}{l} Z_{i=1;2}(F(h, \text{аденома})) < Z_{i=1;2}(F(h, \text{карцинома})) \\ Z_{i=3;4}(F(h, \text{аденома})) \gg Z_{i=3;4}(F(h, \text{карцинома})) \end{array} \right).$$
- У результаті максимальна збалансована точність диференціальної мультифрактальної діагностики досягає максимального відмінного рівня, -

$$Ac(Z_{i=3;4}(\mu = \pi/8)) = 97,2\% - 100\%.$$

ВИСНОВКИ

1. Теоретично обґрунтована модель поляризаційно-кореляційного “двоточкового” Стокс-параметричного описання об’єктних полів зразків нативних дегідратованих плівок біологічних тканин з різною ієрархією оптично анізотропної архітекtonіки шляхом узагальнення фізичних принципів “одноточкових” і “двоточкових” поляризаційних і кореляційних методів візуалізації.

2. Проведено поляризаційно-інтерференційне пошарове картографування мап четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) біологічних тканин з різною архітектонікою оптично анізотропної полікристалічної складової.

3. Шляхом статистичного аналізу алгоритмічно відтворених координатних розподілів випадкових значень величини модуля четвертого параметру поляризаційно-кореляційного вектора мікроскопічних зображень дегідратованих плівок фібрилярних (дерма шкіри) і паренхіматозних (селезінка) біологічних тканин виявлено:

- Значення всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, що дають характеристику координатним розподілам величини модуля $SK_{1,2}(m \times n)$ мікроскопічного зображення дегідратованої плівки дерми шкіри відмінні від нуля.
- По мірі зменшення ($\downarrow$) величини фазового сканування (μ_k) алгоритмічно відтвореного розподілу комплексних амплітуд об’єктного поля дегідратованої плівки дерми шкіри та селезінки має місце наступний сценарій зміни статистичних параметрів - $Z_{3,4}(|SK_{1,2}|) \uparrow$ і $Z_{1,2}(|SK_{1,2}|) \downarrow$.

4. Масштабно селективний вейвлет і мультифрактальний аналіз поляризаційно-кореляційних мап модуля $|SK_4^{12}|(m \times n)$ мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової виявив:

- наявність у всіх фазових перерізах μ_k розвиненого скелетону двомірних мап вейвлет коефіцієнтів – неперервних у межах різних масштабів

солетоноподібної МНАТ функції ліній екстремумів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційної мапи $|SK_4^{12}|(m \times n)$;

- звуження (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) діапазону зміни величин парціальних фрактальних розмірностей h_i мультифрактального спектру $F(h)$ відносно локалізації головного екстремума (основної фрактальної розмірності).

5. Статистичний аналіз поляризаційно-кореляційних мап аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової виявив перевагу величини статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію $Z_{i=3}$ та ексцес $Z_{i=4}$ розподілів $F(h)$ парціальних фрактальних розмірностей h_i поляризаційно-кореляційних мап у всіх фазових перерізах мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин у порівнянні з величинами статистичних моментів 1-го і 2-го порядків - $Z_{i=3;4} \gg Z_{i=1;2}$.

6. Масштабно селективний вейвлет і мультифрактальний аналіз поляризаційно-кореляційних мап аргумента $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ четвертого параметру двоточкового вектора Стокса мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біологічних тканин з фібрилярною (дерма шкіри) і паренхіматозною (селезінка) архітектонікою полікристалічної складової продемонстрували послідовне (зі зменшенням величини параметру фазового сканування μ_k) звуження діапазону зміни власних значень величин парціальних фрактальних розмірностей h_i мультифрактальних спектрів $F(h)$ поляризаційно-кореляційних мап $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ відносно локалізації головного екстремума (основної фрактальної розмірності).

7. Систематизовані і фізично проаналізовані результати діагностичного застосування методів поляризаційно-кореляційного картографування мікроскопічних зображень полікристалічної складової біологічних тканин для

диференціальної діагностики доброякісних (аденома) і злоякісних (аденокарцинома) пухлин простати.

8. Для мікроскопічних зображень дегідратованих плівок біопсії аденоми і аденокарциноми алгоритмічно відтворення інтегральні та пошарові мапи і гістограми розподілів:

- модуля четвертого параметру $|SK_4^{12}|$ поляризаційно-кореляційного вектора;
- аргумента четвертого параметру $Arg(S_4^{12})$ поляризаційно-кореляційного вектора;
- вейвлет-коефіцієнтів поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$;
- мультифрактальних спектрів поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$.

9. Систематизовані таблиці величини центральних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують вейвлет параметри поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ та визначена сукупність найбільш чутливих до змін полікристалічної структури біологічних зразків статистичних параметрів - діагностичних маркерів.

10. Визначені та фізично проаналізовані діагностично актуальні взаємозв'язки між статистичними параметрами поляризаційно-кореляційних мап $|SK_4^{12}|(m \times n)$ і $Arg(S_4^{12})(m \times n)$ і патологічними станами пухлин простати. У результаті збалансована точність диференціальної вейвлет-діагностики досягає хорошого $Ac \sim 88\%$ і дуже хорошого $Ac \sim 94,1\%$ рівнів.

➤ Установлено наступні співвідношення між величинами центральних статистичних моментів $Z_{i=1;2;3;4}(F(h))$, -
 $\left(\begin{array}{l} Z_{i=1;2}(F(h, \text{аденома})) < Z_{i=1;2}(F(h, \text{карцинома})) \\ Z_{i=3;4}(F(h, \text{аденома})) \gg Z_{i=3;4}(F(h, \text{карцинома})) \end{array} \right)$. У результаті максимальна збалансована точність диференціальної мультифрактальної діагностики досягає максимального відмінного рівня, - $Ac(Z_{i=3;4}(\mu = \pi/8)) = 97,2\% - 100\%$.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Huard S. *Polarization of light*. New York : Wiley, 1997.
2. Goldstein D. *Polarized light*. 2nd ed. New York : Marcel Dekker, 2003.
3. Chipman R. A., Lam W. S. T., Young G. *Polarized light and optical systems*. Boca Raton : CRC Press, 2018.
4. Gil Pérez J. J., Ossikovski R. *Polarized light and the Mueller matrix approach*. Boca Raton : CRC Press, 2017.
5. Zhan Q. Cylindrical vector beams: from mathematical concepts to applications. *Advances in Optics and Photonics*. 2009. Vol. 1, No. 1. P. 1–57. DOI: 10.1364/AOP.1.000001.
6. Rosales-Guzmán C., Ndagano B., Forbes A. A review of complex vector light fields and their applications. *Journal of Optics*. 2018. Vol. 20, No. 12. 123001. DOI: 10.1088/2040-8986/aaeb3d.
7. Forbes A., de Oliveira M., Dennis M. R. Structured light. *Nature Photonics*. 2021. Vol. 15, No. 4. P. 253–262. DOI: 10.1038/s41566-021-00780-4.
8. Wang J., Castellucci F., Franke-Arnold S. Vectorial light–matter interaction: exploring spatially structured complex light fields. *AVS Quantum Science*. 2020. Vol. 2, No. 3. 031702. DOI: 10.1116/5.0015273.
9. Slussarenko S., Alberucci A., Jisha C., Piccirillo B., Santamato E., Assanto G., Marrucci L. Guiding light via geometric phases. *Nature Photonics*. 2016. Vol. 10, No. 9. P. 571–575. DOI: 10.1038/nphoton.2016.138.
10. Cloude S. *Polarisation: applications in remote sensing*. Oxford : Oxford University Press, 2009.
11. Ndagano B., Nape I., Cox M. A., Rosales-Guzmán C., Forbes A. Characterizing quantum channels with non-separable states of classical light. *Nature Physics*. 2017. Vol. 13, No. 4. P. 397–402. DOI: 10.1038/nphys4025.
12. Paparo D. Optical spin-to-orbital angular momentum conversion in inhomogeneous anisotropic media. *Physical Review Letters*. 2006. Vol. 96, No. 16. 163905. DOI: 10.1103/PhysRevLett.96.163905.

13. Bliokh K. Y., Rodríguez-Fortuño F. J., Nori F., Zayats A. V. Spin-orbit interactions of light. *Nature Photonics*. 2015. Vol. 9, No. 12. P. 796–808. DOI: 10.1038/nphoton.2015.201.
14. Schulz M., Punke A., Lange M. et al. Giant intrinsic circular dichroism of prolinol-derived squaraine thin films. *Nature Communications*. 2018. Vol. 9. 2413. DOI: 10.1038/s41467-018-04824-0.
15. He H., Zeng N., Liao R., Yun T., Li J., Zhou Y., Ma H. Mueller matrix polarimetry—an emerging new tool for characterizing the microstructural feature of complex biological specimen. *Journal of Lightwave Technology*. 2019. Vol. 37, No. 11. P. 2534–2548. DOI: 10.1109/JLT.2019.2909994.
16. Oldenbourg R. A new view on polarization microscopy. *Nature*. 1996. Vol. 381, No. 6585. P. 811–812. DOI: 10.1038/381811a0.
17. Gurjar R. S., Backman V., Perelman L. T., Georgakoudi I., Badizadegan K., Itzkan I., Dasari R. R., Feld M. S. Imaging human epithelial properties with polarized light-scattering spectroscopy. *Nature Medicine*. 2001. Vol. 7, No. 11. P. 1245–1248. DOI: 10.1038/nm1101-1245.
18. Qiu L., Pleskow D. K., Chuttani R., Vitkin E., Leyden J., Ozden N., Guo L. et al. Multispectral scanning during endoscopy guides biopsy of dysplasia in Barrett’s esophagus. *Nature Medicine*. 2010. Vol. 16, No. 5. P. 603–606. DOI: 10.1038/nm.2138.
19. Novikova T., Rehbinder J., Manhas S., Pierangelo A., De Martino A. Special section guest editorial: polarized light for biomedical applications. *Journal of Biomedical Optics*. 2016. Vol. 21, No. 7. 071001. DOI: 10.1117/1.JBO.21.7.071001.
20. Qi J., Elson D. S. Mueller polarimetric imaging for surgical and diagnostic applications: a review. *Journal of Biophotonics*. 2017. Vol. 10, No. 8. P. 950–982. DOI: 10.1002/jbio.201600152.
21. Alali S., Vitkin I. A. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment. *Journal of Biomedical Optics*. 2015. Vol. 20, No. 6. 061104. DOI: 10.1117/1.JBO.20.6.061104.

22. Jacques S. L., Ramella-Roman J. C., Lee K. Imaging skin pathology with polarized light. *Journal of Biomedical Optics*. 2002. Vol. 7, No. 3. P. 329–340. DOI: 10.1117/1.1484498.
23. Jacques S. L., Ramella-Roman J., Lee K. Imaging superficial tissues with polarized light. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2000. Vol. 26, No. 2. P. 119–129. DOI: 10.1002/(SICI)1096-9101(2000)26:2<119::AID-LSM3>3.0.CO;2-1.
24. Groner W., Winkelman J. W., Harris A. G., Ince C., Bouma G. J., Messmer K., Nadeau R. G. Orthogonal polarization spectral imaging: a new method for study of the microcirculation. *Nature Medicine*. 1999. Vol. 5, No. 10. P. 1209–1212. DOI: 10.1038/13529.
25. Da Silva A., Deumié C., Vanzetta I. Ellipsometric measurements of tissue perfusion. *Biomedical Optics Express*. 2012. Vol. 3, No. 11. P. 2907–2915. DOI: 10.1364/BOE.3.002907.
26. Snik F., Craven-Jones J., Escuti M., Fineschi S., Harrington D., De Martino A., Mawet D., Riedi J., Tyo J. S. An overview of polarimetric sensing techniques and technology with applications to different research fields. *Proceedings of SPIE*. 2014. Vol. 9099. 90990B. DOI: 10.1117/12.2053244.
27. Backman V., Gurjar R., Badizadegan K., Itzkan I., Dasari R. R., Perelman L. T., Feld M. S. Polarized light scattering spectroscopy for quantitative measurement of epithelial cellular structures in situ. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*. 1999. Vol. 5, No. 4. P. 1019–1026. DOI: 10.1109/2944.796319.
28. Pierangelo A., Nazac A., Benali A., Validire P., Cohen H., Novikova T., Ibrahim B. H., Manhas S., Fallet C., Antonelli M.-R., De Martino A. Ex-vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging. *Optics Express*. 2013. Vol. 21, No. 4. P. 14120–14130. DOI: 10.1364/OE.21.014120.
29. Sharma M., Shaji C., Unni S. N. Mueller polarimetry for biomedical applications. In: Mazumder N., Kistenev Y. V., Borisova E., Prasada K. S., editors. Optical polarimetric modalities for biomedical research. Biological and medical physics, biomedical engineering. Cham : Springer, 2023. P. 125–160. DOI: 10.1007/978-3-031-31852-8_6.

30. Bachinskyi V. T., Wanchulyak O. Ya., Ushenko A. G., Ushenko Yu. A., Dubolazov A. V., Meglinski I. Polarization correlometry of scattering biological tissues and fluids. Singapore : Springer Nature Singapore, 2020. 76 p. DOI: 10.1007/978-981-15-2628-2.
31. Anderson R. R. Polarized light examination and photography of the skin. Archives of Dermatology. 1991. Vol. 127, No. 7. P. 1000–1005. DOI: 10.1001/archderm.1991.01680060074007.
32. Anderson D. G. M., Barakat R. Necessary and sufficient conditions for a Mueller matrix to be derivable from a Jones matrix. Journal of the Optical Society of America A. 1994. Vol. 11. P. 2305–2319. DOI: 10.1364/JOSAA.11.002305
33. Ahmad I., Khaliq A., Iqbal M., Khan S. Mueller matrix polarimetry for characterization of skin tissue samples: a review. Photodiagnosis and Photodynamic Therapy. 2020. Vol. 30. 101708. DOI: 10.1016/j.pdpdt.2020.101708.
34. Fujiwara H. *Spectroscopic Ellipsometry: Principles and Applications*. Hoboken : John Wiley & Sons, 2007.
35. Mendoza-Galván A. et al. Mueller matrix spectroscopic ellipsometry study of chiral nanocrystalline cellulose films. *Journal of Optics*. 2018. Vol. 20. 024001.
36. Azzam R. M. A. Stokes-vector and Mueller-matrix polarimetry. *Journal of the Optical Society of America A*. 2016. Vol. 33. P. 1396–1408.
37. Azzam R. M. A. Mueller-matrix ellipsometry: a review. *Proceedings of SPIE*. 1997. Vol. 3121. P. 369–405.
38. Song B. K. et al. Broadband optical properties of graphene and HOPG investigated by spectroscopic Mueller matrix ellipsometry. *Applied Surface Science*. 2018. Vol. 439. P. 1079–1087.
39. Jiang H. et al. Characterization of volume gratings based on distributed dielectric constant model using Mueller matrix ellipsometry. *Applied Sciences*. 2019. Vol. 9. 698.

40. Chang J. T. et al. Division of focal plane polarimeter-based 3×4 Mueller matrix microscope: a potential tool for quick diagnosis of human carcinoma tissues. *Journal of Biomedical Optics*. 2016. Vol. 21. 056002.
41. Fu Y. F. et al. Flexible 3×3 Mueller matrix endoscope prototype for cancer detection. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*. 2018. Vol. 67. P. 1700–1712.
42. De Boer J. F., Hitzenberger C. K., Yasuno Y. Polarization sensitive optical coherence tomography—a review. *Biomedical Optics Express*. 2017. Vol. 8. P. 1838–1873.
43. Pezzaniti J. L., Chipman R. A. Mueller matrix imaging polarimetry. *Optical Engineering*. 1995. Vol. 34. P. 1558–1568.
44. Azzam R. M. A. Photopolarimetric measurement of the Mueller matrix by Fourier analysis of a single detected signal. *Optics Letters*. 1978. Vol. 2. P. 148–150.
45. Goldstein D. H. Mueller matrix dual-rotating retarder polarimeter. *Applied Optics*. 1992. Vol. 31. P. 6676–6683.
46. Smith M. H. Optimization of a dual-rotating-retarder Mueller matrix polarimeter. *Applied Optics*. 2002. Vol. 41. P. 2488–2493.
47. Dubreuil M. et al. Snapshot Mueller matrix polarimeter by wavelength polarization coding. *Optics Express*. 2007. Vol. 15. P. 13660–13668.
48. He C. et al. Full Poincaré mapping for ultra-sensitive polarimetry. Preprint. 2021.
Доступно: <https://arxiv.org/abs/2101.09372>
49. Sabatke D. S. et al. Optimization of retardance for a complete Stokes polarimeter. *Optics Letters*. 2000. Vol. 25. P. 802–804.
50. Tyo J. S. Design of optimal polarimeters: maximization of signal-to-noise ratio and minimization of systematic error. *Applied Optics*. 2002. Vol. 41. P. 619–630.
51. He C. et al. Linear polarization optimized Stokes polarimeter based on four-quadrant detector. *Applied Optics*. 2015. Vol. 54. P. 4458–4463.
52. He C. et al. Complex vectorial optics through gradient index lens cascades. *Nature Communications*. 2019. Vol. 10. 4264.

53. Li X. B. et al. Learning-based denoising for polarimetric images. *Optics Express*. 2020. Vol. 28. P. 16309–16321.
54. Abubakar A. et al. A hybrid denoising algorithm of BM3D and KSVD for Gaussian noise in DoFP polarization images. *IEEE Access*. 2020. Vol. 8. P. 57451–57459.
55. Bueno J. M. Polarimetry using liquid-crystal variable retarders: theory and calibration. *Journal of Optics A: Pure and Applied Optics*. 2000. Vol. 2. P. 216–222.
56. Skumanich A. et al. The calibration of the advanced Stokes polarimeter. *Astrophysical Journal Supplement Series*. 1997. Vol. 110. P. 357–380.
57. Arteaga O. et al. Mueller matrix polarimetry with four photoelastic modulators: theory and calibration. *Applied Optics*. 2012. Vol. 51. P. 6805–6817.
58. Smith M. H. et al. Infrared Stokes polarimeter calibration. *Proceedings of SPIE*. 2000. Vol. 4133. P. 55–64.
59. Tyo J. S. et al. Review of passive imaging polarimetry for remote sensing applications. *Applied Optics*. 2006. Vol. 45. P. 5453–5469.
60. Alali S., Gribble A., Vitkin I. A. Rapid wide-field Mueller matrix polarimetry imaging based on four photoelastic modulators with no moving parts. *Optics Letters*. 2016. Vol. 41. P. 1038–1041.
61. Qi J. et al. Narrow band 3×3 Mueller polarimetric endoscopy. *Biomedical Optics Express*. 2013. Vol. 4. P. 2433–2449.
62. Azzam R. M. A. Division-of-amplitude photopolarimeter (DOAP) for the simultaneous measurement of all four Stokes parameters of light. *Optica Acta*. 1982. Vol. 29. P. 685–689.
63. Compain E., Dré villon B. Broadband division-of-amplitude polarimeter based on uncoated prisms. *Applied Optics*. 1998. Vol. 37. P. 5938–5944.
64. Peinado A. et al. Conical refraction as a tool for polarization metrology. *Optics Letters*. 2013. Vol. 38. P. 4100–4103.

65. Haigh J. A., Kinebas Y., Ramsay A. J. Inverse conoscopy: a method to measure polarization using patterns generated by a single birefringent crystal. *Applied Optics*. 2014. Vol. 53. P. 184–188.
66. Chang J. T. et al. Single-shot spatially modulated Stokes polarimeter based on a GRIN lens. *Optics Letters*. 2014. Vol. 39. P. 2656–2659.
67. Bhandari P., Voss K. J., Logan L. An instrument to measure the downwelling polarized radiance distribution in the ocean. *Optics Express*. 2011. Vol. 19. P. 17609–17620.
68. Pezzaniti J. L., Chenault D. B. A division of aperture MWIR imaging polarimeter. *Proceedings of SPIE*. 2005. Vol. 5888. 58880V.
69. Zimmerman B. G. et al. Pinhole array implementation of star test polarimetry. *Proceedings of SPIE*. 2014. Vol. 8949. 894912.
70. Chun C. S. L., Fleming D. L., Torok E. J. Polarization-sensitive thermal imaging. *Proceedings of SPIE*. 1994. Vol. 2234. P. 275–286.
71. Nordin G. P. et al. Micropolarizer array for infrared imaging polarimetry. *Journal of the Optical Society of America A*. 1999. Vol. 16. P. 1168–1174.
72. Andreou A. G., Kalayjian Z. K. Polarization imaging: principles and integrated polarimeters. *IEEE Sensors Journal*. 2002. Vol. 2. P. 566–576.
73. Chen Z. Y., Wang X., Liang R. G. Calibration method of microgrid polarimeters with image interpolation. *Applied Optics*. 2015. Vol. 54. P. 995–1001.
74. Gao S. K., Gruev V. Bilinear and bicubic interpolation methods for division of focal plane polarimeters. *Optics Express*. 2011. Vol. 19. P. 26161–26173.
75. Gao S. K., Gruev V. Gradient-based interpolation method for division-of-focal-plane polarimeters. *Optics Express*. 2013. Vol. 21. P. 1137–1151.
76. Gruev V., Perkins R., York T. CCD polarization imaging sensor with aluminum nanowire optical filters. *Optics Express*. 2010. Vol. 18. P. 19087–19094.
77. Hsu W. L. et al. Polarization microscope using a near infrared full-Stokes imaging polarimeter. *Optics Express*. 2015. Vol. 23. P. 4357–4368.
78. Millerd J. et al. Pixelated phase-mask dynamic interferometers. In: Osten W., editor. *Fringe 2005*. Berlin : Springer, 2006. P. 640–647.

79. Ratliff B. M., LaCasse C. F., Tyo J. S. Interpolation strategies for reducing IFOV artifacts in microgrid polarimeter imagery. *Optics Express*. 2009. Vol. 17. P. 9112–9125.
80. Ratliff B. M. et al. Dead pixel replacement in LWIR microgrid polarimeters. *Optics Express*. 2007. Vol. 15. P. 7596–7609.
81. Tyo J. S., LaCasse C. F., Ratliff B. M. Total elimination of sampling errors in polarization imagery obtained with integrated microgrid polarimeters. *Optics Letters*. 2009. Vol. 34. P. 3187–3189.
82. York T., Gruev V. Calibration method for division of focal plane polarimeters in the optical and near-infrared regime. *Proceedings of SPIE*. 2011. Vol. 8012. 80120H.
83. York T. et al. Bioinspired polarization imaging sensors: from circuits and optics to signal processing algorithms and biomedical applications. *Proceedings of the IEEE*. 2014. Vol. 102. P. 1450–1469.
84. Zhang Z. G. et al. Nano-fabricated pixelated micropolarizer array for visible imaging polarimetry. *Review of Scientific Instruments*. 2014. Vol. 85. 105002.
85. Zhao X. J. et al. Patterned dual-layer achromatic micro-quarter-wave-retarder array for active polarization imaging. *Optics Express*. 2014. Vol. 22. P. 8024–8034.
86. Goldstein D. H., Chipman R. A. Error analysis of a Mueller matrix polarimeter. *Journal of the Optical Society of America A*. 1990. Vol. 7. P. 693–700.
87. Ahmad J. E., Takakura Y. Error analysis for rotating active Stokes–Mueller imaging polarimeters. *Optics Letters*. 2006. Vol. 31. P. 2858–2860.
88. Dai H., Yan C. X. Measurement errors resulted from misalignment errors of the retarder in a rotating-retarder complete Stokes polarimeter. *Optics Express*. 2014. Vol. 22. P. 11869–11883.
89. Mu T. K. et al. Error analysis of single-snapshot full-Stokes division-of-aperture imaging polarimeters. *Optics Express*. 2015. Vol. 23. P. 10822–10835.
90. Macías-Romero C., Török P. Eigenvalue calibration methods for polarimetry. *Journal of the European Optical Society – Rapid Publications*. 2012. Vol. 7. 12004.

91. Ghosh N., Vitkin I. A. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook. *Journal of Biomedical Optics*. 2011. Vol. 16. No. 11. 110801. DOI: 10.1117/1.3652895.
92. Mahato K. U. S., Mahato K. K., Mazumder N. Polarization-resolved Stokes-Mueller imaging: a review of technology and applications. *Lasers in Medical Science*. 2019. Vol. 34. No. 7. P. 1283–1293. DOI: 10.1007/s10103-019-02752-1.
93. Krishnan S., Nordine P. C. Mueller-matrix ellipsometry using the division-of-amplitude photopolarimeter: a study of depolarization effects. *Applied Optics*. 1994. Vol. 33, No. 19. P. 4184–4192. DOI: 10.1364/AO.33.004184.
94. Chue-Sang J., Gonzalez M., Pierre A., Laughrey M., Saytashev I., Novikova T., Ramella-Roman J. C. Optical phantoms for biomedical polarimetry: a review. *Journal of Biomedical Optics*. 2019. Vol. 24. No. 3. 030901. DOI: 10.1117/1.JBO.24.3.030901.
95. He C., He H., Chang J., Chen B., Ma H., Booth M. J. Polarisation optics for biomedical and clinical applications: a review. *Light: Science & Applications*. 2021. Vol. 10. 194. DOI: 10.1038/s41377-021-00639-x.
96. Le Gratiet A., Mohebi A., Callegari F., Bianchini P., Diaspro A. Review on complete Mueller matrix optical scanning microscopy imaging. *Applied Sciences*. 2021. Vol. 11. No. 4. 1632. DOI: 10.3390/app11041632.
97. Ushenko A. G., Dubolazov A. V., Ushenko V. A., Novakovskaya O. Y., Olar O. V. Statistical analysis of polarization-inhomogeneous Fourier spectra of laser radiation scattered by human skin in the tasks of differentiation of benign and malignant formations. *Journal of Biomedical Optics*. 2016. Vol. 21. No. 7. 071110. DOI: 10.1117/1.JBO.21.7.071110.
98. Kim M., Majumder S. K., Pradhan P., Ghosh N. Optical diagnosis of gastric tissue biopsies with Mueller microscopy and statistical analysis. *Journal of the European Optical Society – Rapid Publications*. 2022. Vol. 18. 10. DOI: 10.1051/jeos/2022010.
99. Tumanova K., Serra S., Majumdar A., Lad J., Queresby F., Khorasani M., Vitkin I. A. Mueller matrix polarization parameters correlate with local recurrence in

- patients with stage III colorectal cancer. *Scientific Reports*. 2023. Vol. 13. 13424. DOI: 10.1038/s41598-023-40480-3.
100. Khan S., Qadir M., Khalid A., Ashraf S., Ahmad I. Characterization of cervical tissue using Mueller matrix polarimetry. *Lasers in Medical Science*. 2023. Vol. 38. 46. DOI: 10.1007/s10103-023-03712-6.
 101. Canabal-Carbia M., Rodriguez C., Estévez I., Van Eeckout A., González-Arnay E., García-Caurel E. et al. Enhancing biological tissue structures visualization through polarimetric parameters. *Proceedings of SPIE*. 2023. Vol. 12382. 1238205. DOI: 10.1117/12.2648680.
 102. Novikova T., Ramella-Roman J. C. Is a complete Mueller matrix necessary in biomedical imaging? *Optics Letters*. 2022. Vol. 47. No. 21. P. 5549–5552. DOI: 10.1364/OL.471239.
 103. Xie Z., Lin W., Zhu M., Yang J., Shen C., Jin X. et al. Reciprocal polarization imaging of complex media. *Advanced Photonics Nexus*. 2025. Vol. 4. No. 3. 036010. DOI: 10.1117/1.APN.4.3.036010.
 104. Kumar N., Kumar Nayak J., Pradhan A., Ghosh N. Mueller matrix-based characterization of cervical tissue sections: a quantitative comparison of polar and differential decomposition methods. *Journal of Biomedical Optics*. 2024. Vol. 29. No. 5. 052916. DOI: 10.1117/1.JBO.29.5.052916.
 105. Ushenko A., Pavlyukovich O., Khukhlina O., Pavlyukovich O., Gorsky M., Soltys I. 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. 215. DOI: 10.3390/photonics12030215.
 106. Huynh R. N., Nehmetallah G., Raub C. B. Mueller matrix polarimetry and polar decomposition of articular cartilage imaged in reflectance. *Biomedical Optics Express*. 2021. Vol. 12. No. 8. P. 5160–5178. DOI: 10.1364/BOE.428223.
 107. Zhang Z., Zeng N., Jiao W., Mi C., Hao R., He H. et al. Incidence-modularized 3×4 Mueller matrix polarimetry: A targeted tool with high temporal resolution for in-vivo tissue imaging. *Optics & Laser Technology*. 2024. Vol. 179. 111275. DOI: 10.1016/j.optlastec.2024.111275.

108. Almanza-Ojeda D. L., Rodriguez-Sotelo D., Castro-Sanchez R., Martinez-Celorio R., Ibarra-Manzano M. A. Stokes Dynamic Polarimeter for Non-Organic and Organic Samples Characterization. *Sensors*. 2022. Vol. 22. No. 6. 2155. DOI: 10.3390/s22062155.
109. Lien C. H., Chen Z. H., Phan Q. H. Birefringence effect studies of collagen formed by nonenzymatic glycation using dual-retarder Mueller polarimetry. *Journal of Biomedical Optics*. 2022. Vol. 27. No. 8. 087001. DOI: 10.1117/1.JBO.27.8.087001.
110. Sharma M., Shaji C., Narayanan Unni S. Optical polarization response of collagen: role in clinical cancer diagnostics—part I. *ISSS Journal of Micro and Smart Systems*. 2022. Vol. 11. P. 3–30. DOI: 10.1007/s41683-022-00090-z.
111. Ortega-Quijano N., Arce-Diego J. L. Mueller matrix differential decomposition. *Optics Letters*. 2011. Vol. 36. No. 10. P. 1942–1944. DOI: 10.1364/OL.36.001942.
112. Li P., Dong Y., Wan J., He H., Aziz T., Ma H. Polaromics: deriving polarization parameters from a Mueller matrix for quantitative characterization of biomedical specimen. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2021. Vol. 55. No. 3. 034002. DOI: 10.1088/1361-6463/ac292f.
113. Ma H., He H., Ramella-Roman J. C. Mueller matrix microscopy. In: Ramella-Roman J. C., Novikova T., editors. *Polarized Light in Biomedical Imaging and Sensing*. Cham : Springer, 2023. P. 281–321. DOI: 10.1007/978-3-031-04741-1_11.
114. Singh M. D., Ghosh N., Vitkin I. A. Mueller Matrix Polarimetry in Biomedicine: Enabling Technology, Biomedical Applications, and Future Prospects. In: Ramella-Roman J. C., Novikova T., editors. *Polarized Light in Biomedical Imaging and Sensing*. Cham : Springer, 2023. P. 61–103. DOI: 10.1007/978-3-031-04741-1_3.
115. Chen G. X., Zhang Y. Y., Yang Y., Huang H. Y., Yue Q. Y., Guo C. S. Compact common-path polarisation holographic microscope for measuring spatially-resolved Jones matrix parameters of dynamic samples in microfluidics. *Optics Communications*. 2022. Vol. 503. 127460. DOI: 10.1016/j.optcom.2021.127460.

116. Vasyuk V. L., Kalashnikov A. V., Protsyuk V. V., Gorsky M. P., Ushenko A. G., Zheng J. et al. Methods and means of polarization, Mueller-matrix, polarization-correlation and fluorescence diagnostics in medicine. In: *Digital Information Methods of Polarization, Mueller-Matrix and Fluorescent Microscopy*. Singapore : Springer, 2023. P. 1–8. DOI: 10.1007/978-981-99-4735-5_1.
117. Hu Z., Ushenko Y. A., Soltys I. V., Dubolazov O. V., Gorsky M. P., Olar O. V., Trifonyuk L. Y. Materials and methods of computer-assisted digital Mueller-matrix tomography of biological tissues and fluids. In: *Mueller-Matrix Tomography of Biological Tissues and Fluids*. Singapore : Springer, 2024. P. 13–32. DOI: 10.1007/978-981-99-8228-8_2.
118. Park K., Yang T. D., Seo D., Hyeon M. G., Kong T., Kim B. M., Choi Y., Choi W. Jones matrix microscopy for living eukaryotic cells. *ACS Photonics*. 2021. Vol. 8. No. 10. P. 3042–3050. DOI: 10.1021/acsp Photonics.1c01064.
119. Zaffar M., Pradhan A. Assessment of anisotropy of collagen structures through spatial frequencies of Mueller matrix images for cervical pre-cancer detection. *Applied Optics*. 2020. Vol. 59. No. 4. P. 1237–1248. DOI: 10.1364/AO.377105.
120. Ushenko O., Soltys I., Dubolazov O., Pavlov S., Garasym V., Kolomiets A., Yeraliyeva B. Methods and means of laser layer Jones matrix mapping of polycrystalline films of biological fluids. *Informatyka Automatyka Pomiar w Gospodarce i Ochronie Środowiska*. 2025. Vol. 15. No. 3. P. 33–37. DOI: 10.35784/iapgos.8115.
121. Ushenko G., Dubolazov A. V., Litvinenko O. Y., Bachinskiy V. T., Lin B., Guo B., Chen Z. 3D polarization correlometry of object fields of networks of biological crystals. *Proceedings of SPIE*. 2020. Vol. 11369. 113691M. DOI: 10.1117/12.2553942.
122. Dubolazov V., Ushenko V., Litvinenko O., Bachinskiy V., Petrushak A., Karachevtsev A., Kovalchuk M. L. Polarization-interference mapping of the distributions of the parameters of the Stokes vector of the object field of a biological optically anisotropic layer. *Proceedings of SPIE*. 2020. Vol. 11369. 113691N. DOI: 10.1117/12.2553953.

123. Kvasnyuk D., Penteleichuk N., Ushenko A., Gorsky M., Ushenko V., Dubolazov O., Motrich A., Olar O. Diagnosis and differentiation of joint pathology by spectral polarimetry of the parameters of the Stokes vector microscopic images of the optically active component of the synovial fluid. *Proceedings of SPIE*. 2020. Vol. 11509. 115090U. DOI: 10.1117/12.2568448.
124. Bodnar A., Dubolazov A., Pavlyukovich A., Pavlyukovich N., Ushenko A., Motrich A., Gorsky M., Tomka Y., Zhytaryuk V. 3D Stokes correlometry of the polycrystalline structure of biological tissues. *Proceedings of SPIE*. 2020. Vol. 11509. 115090V. DOI: 10.1117/12.2568451.
125. Song J., Zeng N., Ma H. Rapid Stokes polarimetry for studying the process of optical tissue clearing. *Proceedings of SPIE*. 2020. Vol. 11553. 115531D. DOI: 10.1117/12.2574733.
126. Stashkevich T., Kozlov S. V., Dubolazov A. V., Ushenko Y. O., Polevyi V. P., Solovey Y. M., Chepega I. G., Prokopovich I. V., Kotyra A., Borankulova G., Yeraliyeva B. Polarization correlometry of microscopic images and polycrystalline networks of biological layers necrotic changes. *Proceedings of SPIE*. 2021. Vol. 12040. 120400E. DOI: 10.1117/12.2617062.
127. Ushenko O., Ushenko Y., Litvinenko O., Gordey I., Dubolazov O., Soltys I., Gantyuk V., Kolesnytskyj O., Paliy V., Kotyra A., Kozbakova A., Kumargazhanova S. Information Stokes-correlometry method to study polarization-inhomogeneous images of optically anisotropic self-assembled soft matter films. *Proceedings of SPIE*. 2023. Vol. 12985. 129850L. DOI: 10.1117/12.3022794.
128. Yasuno Y. Multi-Contrast Jones-Matrix Optical Coherence Tomography—The Concept, Principle, Implementation, and Applications. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*. 2023. Vol. 29. No. 4. P. 1–18. DOI: 10.1109/JSTQE.2023.3248148.
129. Jiao Y., Kandel M. E., Liu X., Lu X., Popescu G. Real-time Jones phase microscopy for studying transparent and birefringent specimens. *Optics Express*. 2020. Vol. 28. No. 23. P. 34190–34200. DOI: 10.1364/OE.397062.

130. Singh S., Eisenmann M., Aso Y., Somiya K. Complete birefringence and Jones matrix characterization using arbitrary polarization. *Optics Express*. 2025. Vol. 33. No. 8. P. 17462–17476. DOI: 10.1364/OE.558774.
131. Gong P., Li Q., Wang Q., Karnowski K., Sampson D. D. Jones matrix-based speckle-decorrelation angiography using polarization-sensitive optical coherence tomography. *Journal of Biophotonics*. 2020. Vol. 13. No. 9. e202000007. DOI: 10.1002/jbio.202000007.
132. Tiwari V., Bisht N. S. Combined Jones–Stokes polarimetry and its decomposition into associated anisotropic characteristics of spatial light modulator. *Photonics*. 2022. Vol. 9. No. 3. 195. DOI: 10.3390/photonics9030195.
133. Le D. L., Nguyen D. T., Le T. H., Phan Q. H., Pham T. T. H. Characterization of healthy and cancerous human skin tissue utilizing Stokes–Mueller polarimetry technique. *Optics Communications*. 2021. Vol. 480. 126460. DOI: 10.1016/j.optcom.2020.126460.
134. Ku S., Kaniyala Melanthota S., Rai U. R., Rai S., Mahato K. K., Mazumder N. Characterization and classification of ductal carcinoma tissue using four channel based Stokes-Mueller polarimetry and machine learning. *Lasers in Medical Science*. 2024. Vol. 39. 123. DOI: 10.1007/s10103-024-04056-5.
135. Stashkevich A. T., Dunaiev O. V., Kvasniuk D. V., Polevoy V. P., Solovey Y. M., Chepega I. G., Ushenko Y. O., Dubolazov A. V., Paliy V. G., Kisała P., Ormanbekova A., Tungatarova A. Spectral polarimetry of laser images of biological fluid layers in the differentiation of necrotic conditions. *Proceedings of SPIE*. 2021. Vol. 12040. 120400C. DOI: 10.1117/12.2613344.
136. de Boer J. F., Milner T. E. Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination. *Journal of Biomedical Optics*. 2002. Vol. 7. No. 3. P. 359–371. DOI: 10.1117/1.1483879.
137. He Y., Li K., Li W., Qiu Y., Li D., Wang C., Tang Q., Li Z. Polarization coherency matrix tomography. *Journal of Biophotonics*. 2023. Vol. 16. No. 9. e202300093. DOI: 10.1002/jbio.202300093.

138. Ushenko A., Dubolazov A., Zheng J., Bakun O., Gorsky M., Ushenko Y., Litvinenko O., Gordey I., Chen Z., Sklyarchuk V. Mueller matrix polarization interferometry of optically anisotropic architectonics of biological tissue object fields: the fundamental and applied aspects. *Frontiers in Physics*. 2024. Vol. 11. 1302254. DOI: 10.3389/fphy.2023.1302254.
139. Ushenko O., Saleha O., Ushenko Y., Gordey I., Litvinenko O. Multifractal scaling of singularity spectra of digital Mueller-matrix images of biological tissues: fundamental and applied aspects. *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing*. 2024. Vol. 16. No. 2. P. 29–45. DOI: 10.5815/ijigsp.2024.02.03.
140. Ushenko A., Zheng J., Litvinenko A., Gorsky M., Wanchuliak O., Dubolazov A., Ushenko Y., Soltys I., Salega O., Chen Z. 3D digital polarization-holographic wavelet histology in determining the duration of mechanical damage to the myocardium. *Journal of Biophotonics*. 2024. Vol. 17. No. 3. e202300372. DOI: 10.1002/jbio.202300372.
141. Ushenko O., Litvinenko O., Ushenko Y., Tomka Y., Motrich A., Dubolazov A., Soltys I., Olar O., Mikirin I., Saleha O., et al. Polarization mapping of optical anisotropy architectonics laser induced images in monitoring biological tissue necrosis. *Proceedings of SPIE*. 2024. Vol. 13400. 1340005. DOI: 10.1117/12.3054866.
142. 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. 1340006. DOI: 10.1117/12.3054868.
143. Ushenko O., Pavlyukovich N., Khukhlina O., Ushenko Y., Dubolazov A., Soltys I., Olar O., Mikirin I., Skliarchuk V., Salega O., Pavlyukovich O., Zheng J., Tomchuk M., Shadinova K., Shakhov V., Smailova S., Omiotek Z. Polarization-phase laser induced and holographic reconstruction of blood facies polycrystalline

- architectonics in the diagnosis of long-term consequences of COVID-19. *Proceedings of SPIE*. 2024. Vol. 13400. 1340009. DOI: 10.1117/12.3054874.
144. Ushenko O., Pavlyukovich N., Khukhlina O., Ushenko Y., Dubolazov A., Soltys I., Olar O., Mikirin I., Skliarchuk V., Salega O. Mueller matrix and laser induced imaging of the myocardium histological sections in the diagnosis of long-term consequences of COVID-19. *Proceedings of SPIE*. 2024. Vol. 13400. 1340003. DOI: 10.1117/12.3054800.
 145. Soltys I., Olar A., Pavlyukovich N., Kurek Y., Salega A., Struk Y., Vanchulyak O., Oliynyk I., Drin I. The diagnostic capabilities of polarization-correlation analysis of scattered light in biological tissues to differentiate between benign and malignant tumors. *Proceedings of SPIE*. 2024. Vol. 12938. P. 251–254. DOI: 10.1117/12.3014204.
 146. Kozan N., Saleha O., Dubolazov O., Ushenko Y., Soltys I., Ushenko O., Olar O., Paliy V., Smailova S. Polarization-correlation mapping of microscopic images of biological tissues of different morphological structure. *Informatyka Automatyka Pomiar w Gospodarce i Ochronie Środowiska*. 2024. Vol. 14. No. 3. P. 86–90. DOI: 10.35784/iapgos.6141.
 147. Diachenko L., Vatamanitsa E., Ushenko O., Salega O., Litvinenko O., Hu Z. Algorithms for polarization-singular processing of Mueller-matrix images of soft tissues for biomedical applications. *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing*. 2024. Vol. 16. No. 1. P. 14–24. DOI: 10.5815/ijigsp.2024.01.02.
 148. Ushenko Y., Ushenko A., Dubolazov A., Soltys I., Litvinenko O., Wanchuliak O., Sarkisova Y., Mikirin I., Salega O., Zheng J. Mueller-matrix interferometric multifractal scaling of optically anisotropic architectonics of diffuse blood facies: fundamental and applied aspects. *Journal of Biophotonics*. 2025. Vol. 18. No. 3. e202400412. DOI: 10.1002/jbio.202400412.
 149. Ushenko A., Dubolazov A., Zheng J., Litvinenko A., Gorsky M., Ushenko Y., Soltys I., Salega O., Chen Z., Wanchuliak O. 3D polarization-interference holographic histology for wavelet-based differentiation of the polycrystalline

- component of biological tissues with different necrotic states: forensic applications. *Journal of Biomedical Optics*. 2024. Vol. 29. No. 5. 052920. DOI: 10.1117/1.JBO.29.5.052920.
150. Soltys I., Vanchulyak O., Salega A., Litvinenko Y., Gordey I., Panko I. Thesigrams of phase anisotropy in polycrystalline dendritic-spherulitic networks of dehydrated biological films. *Proceedings of SPIE*. 2024. Vol. 12938. P. 149–152. DOI: 10.1117/12.3012426.
 151. Gorsky M., Salega A., Pavlyukovich A., Litvinenko Y., Kinzerska O., Gordey I., Skliarchuk V., Chen Z. Scale-selective wavelet differentiation of layered phased maps of polarization azimuth for images of biological crystal networks. *Proceedings of SPIE*. 2024. Vol. 12938. P. 145–148. DOI: 10.1117/12.3012423.
 152. Ushenko O., Litvinenko O., Zheng J., Bin L., Salega O., Kyfyak V., Vinnychuk O. 3D digital wavelet histology in determining the duration of mechanical damage to the brain: biomedical and economic aspects. *Proceedings of SPIE – Seventeenth International Conference on Correlation Optics*. 2025. Vol. 13813. 138133K. DOI: 10.1117/12.3093503.
 153. Ushenko Y. A., Bachinsky V. T., Bezhenar I. L., Vanchulyak O. Y., Litvinenko O. Y., Soltys I. V., Salega O., Ushenko A. G., Shylan K. V. Determination of the Lifetime and Post-mortal Nature and Temporal Dynamics of the Formation of Skin Abrasions. Singapore: Springer, 2023. DOI: 10.1007/978-981-99-1734-1.
 154. Ushenko O., Ushenko Y., Litvinenko O., Salega O., Gorsky M., Dubolazov O., Gantyuk V., Nykyforova L., Kovtoniuk M., Klimek J., et al. 3D polarization-interference metrology of polycrystalline structure of self-assembled polycrystalline soft matter films. *Proceedings of SPIE*. 2023. Vol. 12985. 129850M. DOI: 10.1117/12.3023044.
 155. Sun M. H., He H., Zeng N., Du E., Guo Y., Liu S., Wu J., He Y., Ma H. Characterizing the microstructures of biological tissues using Mueller matrix and transformed polarization parameters. *Biomedical Optics Express*. 2014. Vol. 5. No. 12. P. 4223–4234. DOI: 10.1364/BOE.5.004223.

156. Ghosh N., Patel H. S., Gupta P. K. Depolarization of light in tissue phantoms — effect of a distribution in the size of scatterers. *Optics Express*. 2003. Vol. 11. No. 18. P. 2198–2205. DOI: 10.1364/OE.11.002198.
157. Wu P. J., Walsh J. T. Stokes polarimetry imaging of rat-tail tissue in a turbid medium using incident circularly polarized light. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2005. Vol. 37. No. 5. P. 396–406. DOI: 10.1002/lsm.20242.
158. Qi J., He H., Lin J., Dong Y., Chen D., Ma H., Elson D. S. Assessment of tissue polarimetric properties using Stokes polarimetric imaging with circularly polarized illumination. *Journal of Biophotonics*. 2018. Vol. 11. No. 4. e201700139. DOI: 10.1002/jbio.201700139.
159. 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. *Journal of Biomedical Optics*. 2008. Vol. 13. No. 4. 044036. DOI: 10.1117/1.2960934.
160. 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. Vol. 18. No. 5. DOI: 10.1142/s1793545825500099
161. Jellison G. E. Jr. Four-channel polarimeter for time-resolved ellipsometry. *Optics Letters*. 1987. Vol. 12. P. 766–768. DOI: 10.1364/OL.12.000766
162. Li P. C., Dong Y., Wan J., He H., Aziz T., Ma H. Separating azimuthal orientation dependence in polarization measurements of anisotropic media. *Optics Express*. 2018. Vol. 26. No. 4. P. 3791–3800. DOI: 10.1364/OE.26.003791.
163. Oka K., Saito N. Snapshot complete imaging polarimeter using Savart plates. *Proceedings of SPIE*. 2006. Vol. 6295. 629508. DOI: 10.1117/12.683284
164. Suárez-Bermejo J. C., et al. Mueller matrix polarimetry using full Poincaré beams. *Optics and Lasers in Engineering*. 2019. Vol. 122. P. 134–141.

165. Jones R. C. A New Calculus for the Treatment of Optical Systems. VII. Properties of the N-Matrices. *Journal of the Optical Society of America*. 1941. Vol. 38, P. 671-685. DOI: 10.1364/JOSA.38.000671
166. Azzam R. M. A. Propagation of partially polarized light through anisotropic media with or without depolarization: A differential 4×4 matrix calculus. *Journal of the Optical Society of America*. 1978. Vol. 68. P. 1756-1767. DOI: 10.1364/JOSA.68.001756

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ 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. Soltys I., Olar A., Pavlyukovich N., Kurek Y., **Salega A.**, Struk Y., Vanchulyak O., Oliynyk I., Drin I. The diagnostic capabilities of polarization-correlation analysis of scattered light in biological tissues to differentiate between benign and malignant tumors. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. 2024. Vol. 12938. P. 251–254. DOI: [10.1117/12.3014204](https://doi.org/10.1117/12.3014204) (Внесок авторів: Салега О.: обчислення статистичних параметрів поляризаційно-кореляційних мап, аналіз результатів, написання статті; Солтис І., Олар О., Курек Ю., Струк Ю., Ванчуляк О., Дрін І.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів; Павлюкович Н., Олійник І.: інтерпретація результатів)
2. Diachenko L., Vatamanitsa E., Ushenko O., **Salega O.**, Litvinenko O., Hu Z. Algorithms for polarization-singular processing of Mueller-matrix images of soft tissues for biomedical applications. *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing*. 2024. Vol. 16. No. 1. P. 14–24. DOI: [10.5815/ijigsp.2024.01.02](https://doi.org/10.5815/ijigsp.2024.01.02) (Внесок авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О.: Загальне управління проєктом, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Дяченко Л., Ватаманіца Е., Ху З.: математична обробка отриманих результатів, аналіз та обговорення результатів, Литвиненко О.: підготовка зразків, інтерпретація результатів)
3. Ushenko O., **Saleha O.**, Ushenko Y., Gordey I., Litvinenko O. Multifractal scaling of singularity spectra of digital Mueller-matrix images of biological tissues: fundamental and applied aspects. *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing*.

2024. Vol. 16. No. 2. P. 29–45. DOI: [10.5815/ijigsp.2024.02.03](https://doi.org/10.5815/ijigsp.2024.02.03) (Внесок авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О.: формулювання наукової концепції, менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Ушенко Ю.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів; Гордей І., Литвиненко О.: Підготовка гістологічних зрізів, обговорення результатів)

4. Kozan N., **Saleha O.**, Dubolazov O., Ushenko Y., Soltys I., Ushenko O., Olar O., Paliy V., Smailova S. Polarization-correlation mapping of microscopic images of biological tissues of different morphological structure. *Informatyka Automatyka Pomiaru w Gospodarce i Ochronie Środowiska*. 2024. Vol. 14. No. 3. P. 86–90. DOI: [10.35784/iapgos.6141](https://doi.org/10.35784/iapgos.6141) (Внесок авторів: Салега О.: обчислення статистичних параметрів поляризаційно-кореляційних мап, аналіз результатів; Ушенко О., Дуболазов О., Ушенко Ю.: формулювання наукової концепції, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Солтис І., Олар О.: проведення експериментальних вимірювань, первинна обробка даних; Козан Н., Палій В., Смайлова С.: інтерпретація, аналіз та обговорення результатів)

5. Ushenko O., Litvinenko O., Ushenko Y., Tomka Y., Motrich A., Dubolazov A., Soltys I., Olar O., Mikirin I., Skliarchuk V., Kurek E., **Saleha O.**, Homolinskyi V, Zheng J, Dzierżak R, Tlebalidinova A. Polarization mapping of optical anisotropy architectonics laser induced images in monitoring biological tissue necrosis. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. 2024. Vol. 13400. 1340005. DOI: [10.1117/12.3054866](https://doi.org/10.1117/12.3054866) (Внесок авторів: Салега О.: обчислення статистичних параметрів мікроскопічних зображень, аналіз результатів, написання статті; Ушенко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Литвиненко О., Ушенко Ю., Томка Ю., Мотрич А., Дуболазов О., Солтис І. Олар О., Мікірін І., Склярчук В. Курек Є., Гомолінський В., Женг Ж., Дзіржак Р., Тлебалдінова А.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів)

6. Ushenko A., Zheng J., Litvinenko A., Gorsky M., Wanchuliak O., Dubolazov A., Ushenko Y., Soltys I., **Salega O.**, Chen Z. 3D digital polarization-holographic wavelet

histology in determining the duration of mechanical damage to the myocardium. *Journal of Biophotonics*. 2024. Vol. 17. No. 3. e202300372. DOI: [10.1002/jbio.202300372](https://doi.org/10.1002/jbio.202300372) (Scopus, Q2 – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=16400154786&tip=sid&clean=0>) (Внесок авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О., Литвиненко О., Ванчуляк О.: формулювання теорії, менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Горський М., Дуболазов О., Ушенко Ю., Солтис І.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів; Жєнґ Ж., Чєн З.: інтерпретація результатів написання статті)

7. Ushenko O., Ushenko Y., Litvinenko O., **Salega O.**, Gorsky M., Dubolazov O., Gantyuk V., Nykyforova L., Kovtoniuk M., Klimek J., Kalizhanova A., Kozbakova A. 3D polarization-interference metrology of polycrystalline structure of self-assembled polycrystalline soft matter films. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. 2023. Vol. 12985. 129850M. DOI: [10.1117/12.3023044](https://doi.org/10.1117/12.3023044) (Внесок авторів: Салега О.: обчислення статистичних параметрів координатних розподілів інтенсивності, аналіз результатів, написання статті; Ушенко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Литвиненко О., Гнатюк В., Никифорова Л., Ковтонюк М. Климек Я. Каліжанова А., Козбакова А.: Підготовка гістологічних зрізів, інтерпретація отриманих даних, обговорення результатів; Ушенко Ю., Горський М., Дуболазов О.: Розробка методології дослідження, проведення експерименту)

8. 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. Vol. 18. No. 5. DOI: [10.1142/s1793545825500099](https://doi.org/10.1142/s1793545825500099) (Scopus, Q3 – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=19900192592&tip=sid&clean=0>) (Внесок авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Ушенко Ю. Дуболазов О., Горський М., Солтис І., Литвиненко О., Бачинський В., Мікірін І.,

Гарасим І., Женг Ж., Бін Л.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів)

9. Ushenko A., Dubolazov A., Zheng J., Litvinenko A., Gorsky M., Ushenko Y., Soltys I., **Salega O.**, Chen Z., Wanchuliak O. 3D polarization-interference holographic histology for wavelet-based differentiation of the polycrystalline component of biological tissues with different necrotic states: forensic applications. *Journal of Biomedical Optics*. 2024. Vol. 29. No. 5. 052920. DOI: [10.1117/1.JBO.29.5.052920](https://doi.org/10.1117/1.JBO.29.5.052920) (Scopus, Q2 – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=12156&tip=sid&clean=0>) (Внесок

авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О., Литвиненко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Дуболазов О., Ушенко Ю.: розробка методології експерименту, Женг Ж., Горський М., Солтис І., Чен З.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів, Ванчуляк О.: підготовка матеріалів інтерпретація результатів)

10. Ushenko A., Pavlyukovich O., 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. 215. DOI: [10.3390/photonics12030215](https://doi.org/10.3390/photonics12030215) (Scopus, Q2 – <https://www.scimagojr.com/journalsearch.php?q=21100833027&tip=sid&clean=0>) (Внесок авторів: Салега О.:

проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Павлюкович Н., Хухліна О., Павлюкович О., Горський М., Солтис І., Дуболазов О., Ушенко Ю., Мікірін І., Женг Ж., Чен З., Бін Л.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів)

11. Ushenko Y., Ushenko A., Dubolazov A., Soltys I., Litvinenko O., Wanchuliak O., Sarkisova Y., Mikirin I., **Salega O.**, Zheng J. Mueller-matrix interferometric multifractal scaling of optically anisotropic architectonics of diffuse blood facies: fundamental and applied aspects. *Journal of Biophotonics*. 2025. Vol. 18. No. 3. e202400412. DOI: [10.1002/jbio.202400412](https://doi.org/10.1002/jbio.202400412) (Scopus, Q2 – <https://www.scimagojr.com/journalsearch>.

[php?q=16400154786&tip=sid&clean=0](https://doi.org/10.1117/12.3093503)) (Внесок авторів: Салега О.: проведення експерименту, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Ушенко Ю., Дуболазов О., Солитс І., Литвиненко О., Ванчуляк О., Саркісова Ю., Мікірін І., Женг Ж.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів)

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

12. Ushenko O., Litvinenko O., Zheng J., Bin L., **Salega O.**, Kyfyak V., Vinnychuk O. 3D digital wavelet histology in determining the duration of mechanical damage to the brain: biomedical and economic aspects. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering – Seventeenth International Conference on Correlation Optics*. 2025. Vol. 13813. 138133K. DOI: [10.1117/12.3093503](https://doi.org/10.1117/12.3093503) (**Scopus**)

(Внесок авторів: Салега О.: проведення розрахунків, редагування статті, обговорення результатів; Ушенко О.: менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Литвиненко О., Женг Ж., Бін Л.: проведення експерименту та розрахунків, аналіз та обговорення результатів; Вінничук О., Кифяк В.: робота над економічною складовою статті)

Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації:

13. Ushenko Y. A., Bachinsky V. T., Bezhenar I. L., Vanchulyak O. Y., Litvinenko O. Y., Soltys I. V., **Salega O.**, Ushenko A. G., Shylan K. V. Determination of the Lifetime and Post-mortal Nature and Temporal Dynamics of the Formation of Skin Abrasions. Singapore: *SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology*, 2023. P. 27-42. DOI: [10.1007/978-981-99-1734-1_3](https://doi.org/10.1007/978-981-99-1734-1_3) (**Scopus**) (Внесок авторів: Салега О.: обчислення статистичних параметрів координатних розподілів інтенсивності, аналіз результатів, написання статті; Ушенко О., Литвиненко О.: розробка

методології дослідження, менторство, аналіз та обговорення результатів, написання статті; Бачинський В., Беженар І., Ванчуляк О., Шилан К.: Підготовка гістологічних зрізів, інтерпретація результатів; Ушенко Ю., Солтис І.: Проведення експерименту, первинна обробка даних)

ВІДОМОСТІ ПРО АПРОБАЦІЮ МАТЕРІАЛІВ ДИСЕРТАЦІЇ

Результати дисертаційного дослідження доповідалися на:

- “Sixteenth International Conference on Correlation Optics” (18-21 вересня 2023 р.) (заочна участь, з публікацією статті),
- “Seventeenth International Conference on Correlation Optics” (2-12 вересня 2025 р.) (заочна участь, з публікацією тез).