

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА

Кваліфікаційна наукова праця  
на правах рукопису

**ДУБОЛАЗОВ ОЛЕКСАНДР ВОЛОДИМИРОВИЧ**

УДК 535.361; 535.555

**ДИСЕРТАЦІЯ**

**БАГАТОФУНКЦІОНАЛЬНА СТОКС-КОРЕЛОМЕТРІЯ  
ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-НЕОДНОРІДНИХ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ  
ОПТИЧНО-АНІЗОТРОПНИХ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ**

01.04.05 Оптика, лазерна фізика

Подається на здобуття наукового ступеня доктора фізико-математичних наук

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

\_\_\_\_\_ О.В. Дуболазов

Науковий консультант

**Ушенко Олександр Григорович**

доктор фізико-математичних наук, професор

Чернівці – 2021

## АНОТАЦІЯ

**Дуболазов О.В. Багатофункціональна Стокс-корелометрія поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів оптично-анізотропних біологічних шарів.** – Кваліфікаційна робота на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора фізико-математичних наук за спеціальністю 01.04.05 – Оптика, лазерна фізика. – Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Чернівці, 2021.

У дисертації узагальнено та обґрунтовано сукупність “одноточкових” і “двоточкових” поляризаційних і кореляційних параметрів полів лазерного випромінювання, перетвореного оптично-анізотропними біологічними шарами. На цій основі установлені величини та діапазони зміни набору об'єктивних параметрів, які характеризують випадкову (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційну (кореляційні моменти 2-го і 4-го порядків) та масштабно-самоподібну (дисперсія розподілу логарифмічних залежностей спектрів потужності) структуру мап 3-го і 4-го параметрів “двоточкового” вектора Стокса. Вперше апробовано Стокс-корелометричну методику в диференціації слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок плазми крові здорових донорів і хворих на рак простати. Виявлено, що у випадку слабких змін оптичної анізотропії методи Стокс-корелометрії залишаються більш чутливими (на 10%-20%) у порівнянні із методами поляризаційного картографування. Вперше розроблено та експериментально апробовано поляризаційно-інтерференційну методику в диференціації слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба людини з різною післяопераційною патологією – реактивний та асептичний синовіт. Вперше визначено ефективність у диференціації слабких фазових змін масштабно-селективного вейвлет-аналізу мап локального контрасту інтерференційних розподілів мікроскопічних зображень полікристалічних плівок біологічних рідин і установлені взаємозв'язки між статистичними моментами 1-го – 4-го порядків, які характеризують лінійні залежності амплітуди вейвлет-

коефіцієнтів на різних масштабах МНАТ функції та розподіли оптичної анізотропії мереж біохімічних кристалів плівок синовіальної рідини. Вперше розроблено і експериментально апробовано метод 3D Стокс-поляриметрії поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів плівок біологічних рідин з різною просторовою симетрією полікристалічних мереж на основі пошарового цифрового голографічного відтворення розподілів величини еліптичності поляризації з використанням опорної лазерної хвилі. На цій основі визначено взаємозв'язки між тенденціями зміни величини статистичних і кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують пошарові розподіли 3D мап еліптичності поляризації лазерного випромінювання, перетвореного дендритними і сферолітними мережами біохімічних кристалів плівок ліквору і жовчі. Вперше встановлено ефективність методу 3D поляризаційного картографування полікристалічних мереж у диференціації оптично-анізотропних плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію та виявлено найбільш чутливі до змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок сечі фазові перерізи розподілів еліптичності поляризації, також статистичні і кореляційні параметри, що їх характеризують. Вперше виявлено ефективність методу 3D поляризаційно-кореляційного картографування полікристалічних мереж у диференціації оптично-анізотропних плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію. Установлено найбільш чутливі до змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок сечі фазові перерізи розподілів модуля і фази 4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса, також статистичні параметри, що їх характеризують. На цій основі здійснено диференціацію оптичних проявів структури біохімічних кристалів здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію з хорошою  $Ac(Z_{1,2}(|S_4|, ArgS_4)) = 88\% - 90\%$  точністю. Вперше реалізовано масштабно-селективну диференціацію велико- і дрібномасштабних складових координатних розподілів величини модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса пошарових перерізах поля комплексних амплітуд полікристалічних плівок сечі Точність розглянутого

методу досягає дуже хорошого  $A_c(Z_{2;3}(ArgS_4))=90\% - 92\%$  і відмінного рівнів  $A_c(Z_{3;4}(|S_4|))=94\% - 96\%$ .

**Ключові слова:** поляризація, інтерференція, голографія, ступінь взаємної кореляції вектора Стокса, локальний контраст, 3D Стокс корелометрія, "двоточкові" параметри вектора Стокса, просторово-частотна фільтрація, оптична анізотропія, матриця взаємної спектральної густини, гістологічні зрізи біологічних тканин, полікристалічні плівки біологічних рідин, статистичний аналіз, фрактальний аналіз, кореляційний аналіз, вейвлет аналіз, збалансована точність.

## SUMMARY

**Dubolazov O.V. Multifunctional Stokes correlometry of polarization-inhomogeneous object fields of optically anisotropic biological layers.** – Qualified scientific work on the rights of the manuscript.

A thesis for a doctoral scientific degree in Physics and Mathematics on speciality 01.04.05 – Optics, Laser Physics. – Yuriy Fedkovich Chernivtsi National University, Chernivtsi, 2021.

The dissertation summarizes and substantiates a set of "one-point" and "two-point" polarization and correlation parameters of laser radiation fields converted by optically anisotropic biological layers by applying a polarization "two-point" and polarization-interference approaches and method of Stokes-correlometry using a reference wave. On this basis, the values and ranges of variation of the set of objective parameters characterizing the random (statistical moments of the 1st - 4th orders), correlation (correlation moments of the 2nd and 4th orders) and scale-selective (variance of the distribution of logarithmic dependences of spectra power) structure of maps of the 3rd and 4th parameters of the "two-point" Stokes vector in the plane of polarization-inhomogeneous microscopic images of histological sections of biological tissues with structured and parenchymal optically anisotropic components. For the first time, using Stokes-corelometric mapping, the physical processes of optical anisotropy changes (distribution of



optical axes directions and phase modulation) of samples of biological structured (kidney) and parenchymal (liver) tissues of rat internal organs, which are caused by systemic pathology (diabetes), were identified and analyzed. Differentiation of changes in optical anisotropy with a good balanced accuracy ( $\sim 90\%$ ), which is 20% - 30% higher than the accuracy of direct polarization mapping methods, has been implemented. For the first time, the Stokes-correlation technique was tested in differentiating weak changes in the optical anisotropy of polycrystalline blood plasma films from healthy donors and patients with prostate cancer. It was revealed that in the case of weak changes in optical anisotropy, Stokes-correlation methods remain more sensitive (by 10% -20%) compared to polarization mapping methods. For the first time, a polarization-interference technique was developed and experimentally tested in differentiating weak changes in the optical anisotropy of polycrystalline films of the synovial fluid of the knee joint of a person with different postoperative pathologies - reactive and aseptic sinusitis. The most sensitive parameters (statistical moments of the 3rd and 4th orders, correlation moment of the 4th order) to a change in the structure of local contrast value distributions of interference patterns in the plane of microscopic images of synovial fluid films of both types and a satisfactory balanced accuracy  $A_c \sim 80\%$  was achieved. For the first time, the efficiency in differentiation of weak phase changes of scale-selective wavelet analysis of local contrast maps of microscopic images interference distributions of biological fluids polycrystalline films has been determined and relationships have been established between statistical moments of the 1st - 4th orders that characterizing the linear dependences of the amplitude of wavelet coefficients at different scales of MHAT function and optical anisotropy distributions of biochemical crystal networks in synovial fluid films. The method of 3D Stokes polarimetry of polarization-inhomogeneous object fields of obiological fluids films with different spatial symmetry of polycrystalline networks was developed and experimentally tested for the first time on the basis of layer-by-layer digital holographic reproduction of the distributions of the polarization ellipticity using a reference laser wave. On this basis, the relationships

between the tendencies of changes in the magnitude of the statistical and correlation moments of the 1st - 4th orders, which characterize the layer-by-layer distributions of 3D maps of the ellipticity of the polarization of laser radiation, transformed by dendritic and spherulithymal networks of biochemical crystals of the films of cerebrospinal fluid and bile were determined. For the first time, the effectiveness of the method of 3D polarization mapping of polycrystalline networks in differentiating of urine optically anisotropic films of healthy donors and patients with albuminuria was established, and the phase sections of the distributions of polarization ellipticity, as well as the statistical and correlation parameters that characterize them, were found to be the most sensitive to changes in the optical anisotropy of polycrystalline urine films. On this basis, the differentiation of optical manifestations of the biochemical crystals structure of healthy donors and patients with albuminuria was carried out with good accuracy  $Ac(Z_{3;4}(\varphi = 0,8)) = 82\% - 86\%$ . The most sensitive phase sections to changes in the optical anisotropy of polycrystalline urine films of the distributions of the modulus and phase of the 4<sup>th</sup> parameter of the "two-point" Stokes vector, as well as the statistical parameters that characterize them, have been established. On this basis, the differentiation of optical manifestations of the structure of biochemical crystals of healthy donors and patients with albuminuria was carried out with good accuracy  $Ac(Z_{1;2}(|S_4|, ArgS_4)) = 88\% - 90\%$ . For the first time, a scale-selective differentiation of large and small-scale components of the coordinate distributions of the magnitude and phase of the parameters of the "two-point" Stokes vector in layer-by-layer sections of the field of complex amplitudes of polycrystalline urine films has been implemented, orders, which characterize Stokes-corelometric maps and symmetry of different-scale components of dendritic and spherulite networks of biological crystals. The accuracy of the method in question reaches very good  $Ac(Z_{2;3}(ArgS_4)) = 90\% - 92\%$  and excellent  $Ac(Z_{3;4}(|S_4|)) = 94\% - 96\%$  levels.

**Keywords:** polarization, interference, holography, degree of mutual correlation of the Stokes vector, local contrast, 3D Stokes correlometry, "two-point"

parameters of the Stokes vector, spatial-frequency filtering, optical anisotropy, cross-spectral density matrix, histological sections of biological tissues, polycrystalline films of biological fluids, statistical analysis, fractal analysis, correlation analysis, wavelet analysis, balanced accuracy.

### СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. **Dubolazov A. V.** Polarization Correlometry of Scattering Biological Tissues and Fluids / V. T. Bachinskyi, O. Ya. Wanchulyak, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, **A. V. Dubolazov**, Igor Meglinski // Springer Singapore 2020, – 76p. ISBN: 978-981-15-2627-5.
2. **Dubolazov O.V.** Laser Müller matrix diagnostics of changes in the optical anisotropy of biological tissues / A.G. Ushenko, **A.V. Dubolazov**, Y.A. Ushenko, M.Yu. Sakhnovskiy, P.M. Grygoryshyn, N. Pavlyukovich, O.V. Pavlyukovich, V.T. Bachynskiy, S.V. Pavlov, R. Dzierzak, O. Mamyrbayev // Information Technology in Medical Diagnostics II / Wójcik W. (Ed.), Pavlov S. (Ed.), Kalimoldayev M. (Ed.). – London: CRC Press 2019, – Chapter 23. – P.199-209.
3. **Dubolazov A.V.** Laser polarimetry of biological tissues and fluids. Chapter 5. 2D-3D polarization tomography of anisotropic structures of biological layers / V.T. Bachinskyi, T.M. Boychuk, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, **A.V. Dubolazov** et.al. / LAP Lambert Academic Publishers 2018, – 252 p. ISBN: 978-613-9-88665-4.
4. **Dubolazov A.V.** Laser polarimetry of biological tissues and fluids Chapter 7. 3D methods of Mueller-matrix polarimetry of optically anisotropic biological layers / Victor Bachinskyi, Lilia Trifonyuk, Oleg Wanchuliak, Alexander Ushenko, **Alexander Dubolazov** et.al. // LAP Lambert Academic Publishers 2020, – 272 p. ISBN: 978-620-2-66720-3.
5. **Dubolazov A.V.** Laser polarimetry of biological tissues and fluids Chapter 8. Information methods and systems of polarization correlometry of optically anisotropic biological crystals / Natalia Pavlukovitch, Olexander

- Pavlukovitch, Ivan Savka, Yuriy Ushenko, **Alexander Dubolazov**, Alexander Ushenko et. al. // LAP Lambert Academic Publishers 2020, – 440 p. ISBN: 978-620-2-66986-3.
6. **Dubolazov O.V.** Mueller matrix images of polycrystalline films of human biological fluids / Ushenko A.G., Pashkovskaya N.V., **Dubolazov O.V.**, Ushenko Y.A., Marchuk Y.F., Ushenko V.A. // Romanian Reports in Physics. – 2015. – №67. – C. 1467–1479.
  7. **Dubolazov O.V.** Statistical and fractal analyses of autofluorescence of myocardium tissue images in diagnostics of acute coronary insufficiency / **O.V.Dubolazov**, M.I. Sidor, A.O. Karachevtsev // Semiconductor physics, Quantum electronics and Optoelectronics. – 2015. – V.18(N.2). – P. 152-157.
  8. **Dubolazov O.V.** Polarization-phase images of liquor polycrystalline films in determining time of death / Garazdyuk M.S., Bachinskyi V.T., Vanchulyak O.Ya., Ushenko A.G., **Dubolazov O.V.**, Gorsky M.P. // Applied Optics. – 2016. - 55 (12). - B67-B71.
  9. **Dubolazov A.V.** Birefringence images of polycrystalline films of human urine in early diagnostics of kidney pathology / **Dubolazov A.V.**, Pashkovskaya N.V., Ushenko Yu.A., Marchuk Yu.F., Ushenko V.A., Novakovskaya O.Yu. // Applied Optics. – 2016. - 55 (12). - B85 - B90.
  10. **Dubolazov A.V.** Jones-matrix mapping of complex degree of mutual anisotropy of birefringent protein networks during the differentiation of myocardium necrotic changes / Ushenko Yu.A., Bachynsky V.T., Vanchulyak O.Ya., **Dubolazov A.V.**, Garazdyuk M.S., Ushenko V.A. // Applied Optics. – 2016. – 55 (12). – B113-B119.
  11. **Dubolazov O.V.**, Fourier polarimetry of human skin in the tasks of differentiation of benign and malignant formations / Ushenko A.G., **Dubolazov O.V.**, Ushenko V.A., Novakovskaya O.Yu., Olar O.V. // Applied Optics. – 2016. - 55 (12). – B56-B60.
  12. **Dubolazov A.V.** Polarization-dependent laser autofluorescence of the polycrystalline networks of blood plasma films in the task of liver pathology

- differentiation / Prysyzhnyuk V.P., Ushenko Yu.A., **Dubolazov A.V.**, Ushenko A.G., Ushenko V.A. // *Applied Optics*. – 2016. – 55 (12). - B126-B132.
13. **Dubolazov O.V.** Mueller-matrix of laser-induced autofluorescence of polycrystalline films of dried peritoneal fluid in diagnostics of endometriosis / Ushenko Y.A., Koval G.D., Ushenko A.G., **Dubolazov O.V.**, Ushenko V.A., Novakovskaia O.Y. // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – 21 (7). - 071116.
  14. **Dubolazov A.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 / Ushenko A.G., **Dubolazov A.V.**, Ushenko V.A., Novakovskaya O.Y. // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – 21 (7). – 071110.
  15. **Dubolazov O.V.** Diagnostic possibilities of the method of mapping laser polarization distribution ellipticity of microscopic images of polycrystalline films of blood plasma in definition of liver diseases / Prysyzhnyuk V. P., Ushenko O. G., **Dubolazov O. V.** // *Одеський медичний журнал*. – 2016. – 1 (153). – 20-25.
  16. **Dubolazov O.** Complementary analysis of Mueller-matrix images of optically anisotropic highly scattering biological tissues / Borovkova M., Peyvasteh M., **Dubolazov O.**, Ushenko Y., Ushenko V., Bykov A., Deby S., Rehbinder J., Novikova T., Meglinski I. // *Journal of the European Optical Society*. – 2018. - 14 (1). - 20.
  17. **Dubolazov A.** 3D Mueller-matrix diffusive tomography of polycrystalline blood films for cancer diagnosis / Ushenko V., Sdobnov A., Syvokorovskaya A., **Dubolazov A.**, Vanchulyak O., Ushenko A., Ushenko Y., Gorsky M., Sidor M., Bykov A., Meglinski I. // *Photonics*. – 2018. - 5 (4). – № 54.
  18. **Dubolazov A.** 2D-Mueller-matrix tomography of optically anisotropic polycrystalline networks of biological tissues histological sections / Trifonyuk L., Baranowski W., Ushenko V., Olar O., **Dubolazov A.**, Ushenko Y., Bodnar

- B., Vanchulyak O., Kushnerik L., Sakhnovskiy M. // *Opto-electronics Review*. – 2018. – 26 (3). - 252-259.
19. **Dubolazov A.V.** Mapping of polycrystalline films of biological fluids utilizing the Jones-matrix formalism / Ushenko V.A., **Dubolazov A.V.**, Pidkamin L.Y., Sakchnovsky M.Y., Bodnar A.B., Ushenko Y.A., Ushenko A.G., Bykov A., Meglinski I. // *Laser Physics*. – 2018. – 28 (2). – 025602.
  20. **Dubolazov A.** Differential Mueller matrix imaging of partially depolarizing optically anisotropic biological tissues / Trifonyuk L., Sdobnov A., Baranowski W., Ushenko V., Olar O., **Dubolazov A.**, Pidkamin L., Sidor M., Vanchuliak O., Motrich A., Gorsky M., Meglinski I. // *Lasers in Medical Science*. – 2020. – 35(4). – 877-891.
  21. **Dubolazov O.V.** Multifunctional polarization tomography of birefringence networks of biological crystals / **O.V. Dubolazov**, O.I. Olar, D.M. Burkovets // *Semiconductor Physics Quantum Electronics & Optoelectronics*. — 2015. — T. 18, № 1. — C. 170-174.
  22. **Dubolazov A.** Stokes-Correlometry Analysis of Biological Tissues with Polycrystalline Structure / Ushenko A., Sdobnov A., **Dubolazov A.**, Grytsiuk M., Ushenko Y., Bykov A., Meglinski I. // *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*. – 2019. – 25 (1). - 8438957.
  23. **Dubolazov O.** Mueller-matrix-based polarization imaging and quantitative assessment of optically anisotropic polycrystalline networks / Borovkova M., Trifonyuk L., Ushenko V., **Dubolazov O.**, Vanchulyak O., Bodnar G., Ushenko Y., Olar O., Ushenko O., Sakhnovskiy M., Bykov A., Meglinski I. // *PLoS ONE*. –2019. - 14 (5). – № e0214494.
  24. **Dubolazov A.V.** Biomedical applications of Jones-matrix tomography to polycrystalline films of biological fluids / Ushenko V.A., Sdobnov A.Y., Mishalov W.D., **Dubolazov A.V.**, Olar O.V., Bachinskyi V.T., Ushenko A.G., Ushenko Y.A., Wanchuliak O.Y., Meglinski I. // *Journal of Innovative Optical Health Sciences*. – 2019. – 12 (6). – № 1950017.

25. **Dubolazov O. V.** Поляризаційно-інтерференційне картографування мереж в полікристалічних дифузних біологічних тканинах / Olar O. V., Ushenko V. O., Sakhnovsky M. Y., Ushenko Y. O., **Dubolazov O. V.**, Ushenko O. G. // Біофізичний вісник. – 2019. – 41. – 41-51.
26. **Dubolazov O.V.** Azimuthally invariant laser polarimetry of polycrystalline smears of biological liquids / Yu.O. Ushenko, **O.V. Dubolazov**, A.V. Motrich, G.B. Bodnar // Semiconductor Physics Quantum Electronics & Optoelectronics. – 2015. – Т. 18, № 1. – С. 158-163.
27. **Dubolazov A.** Two-point Stokes vector diagnostic approach for characterization of optically anisotropic biological tissues / Peyvasteh M., **Dubolazov A.**, Popov A., Ushenko A., Ushenko Y., Meglinski I. // Journal of Physics D: Applied Physics. – 2020. – 53 (39). - 395401.
28. **Dubolazov A.** 3D Mueller-matrix-based azimuthal invariant tomography of polycrystalline structure within benign and malignant soft-tissue tumours / Peyvasteh M., Tryfonyuk L., Ushenko V., Syvokorovskaya A. V., **Dubolazov A.**, Vanchulyak O., Tomka Y. // Laser Physics Letters. – 2020. – 17(11).– 115606.
29. **Dubolazov O.V.** Polarization-correlation microscopy of human liquid polycrystalline films in infertility diagnosis / Ushenko, V.A., Prysyzhnyuk, V.P., **Dubolazov, O.V.**, Karachevtsev, A.O., Olar, O.I., Olar, O.V., Marchuk, Y.F., Savich, V.O. // Proc. SPIE. – 2015. – 9599. – 959922.
30. **Dubolazov O.V.** Methods and means of 3D diffuse Mueller-matrix tomography of depolarizing optically anisotropic biological layers / **Dubolazov O.V.**, Ushenko V.O., Trifoniuk L., Ushenko Y.O., Zhytaryuk V.G., Prydiy O.G., Grytsyuk M., Kushnerik L., Meglinskiy I. // Proc. SPIE. – 2017. – 10396. – 103962P.
31. **Dubolazov O.V.** New opportunities of differential diagnosis of biological tissues polycrystalline structure using methods of Stokes correlometry mapping of polarization inhomogeneous images / Trifonyuk L., **Dubolazov O.V.**,

- Ushenko Y.O., Zhytaryuk V.G., Prydiy O.G., Grytsyuk M., Kushnerik L., Meglinskiy I., Savka I.G., // Proc. SPIE. – 2017. – 10396. - 103962R.
32. **Dubolazov O.V.**, Two-point Stokes vector parameters of object field for diagnosis and differentiation of optically anisotropic biological tissues / **Dubolazov O.V.**, Trifonyuk L., Marchuk Y., Ushenko Y.O., Zhytaryuk V.G., Prydiy O.G., Kushnerik L., Meglinskiy I. // Proc. SPIE. – 2017. – 10352. – 103520V.
33. **Dubolazov O.V.** Polarization-interference mapping of biological fluids polycrystalline films in differentiation of weak changes of optical anisotropy / Ushenko V.O., Vanchuliak O., Sakhnovskiy M.Y., **Dubolazov O.V.**, Grygoryshyn P., Soltys I.V., Olar O.V., Antoniv A. // Proc. SPIE. – 2017. – 10396. - 103962O.
34. **Dubolazov O.** Fractal analysis of patterns for birefringence biological tissues in the diagnostics of pathological and necrotic states / Pavlyukovich O., Pavlyukovich N., Ushenko Y., Galochkin O., Sakhnovskiy M., Kovalchuk M., Dovgun A., Golub S., **Dubolazov O.** // Proc. SPIE. - 2019. – 11105. - 1110518.
35. **Dubolazov O.** Stokes-correlometry of polycrystalline films of biological fluids in the early diagnostics of system pathologies / Vanchulyak O., Ushenko O., Zhytaryuk V., Dvorjak V., Pavlyukovich O., **Dubolazov O.**, Pavlyukovich N., Penteleichuk N.P., // Proc. SPIE. – 2019. – 11105. - 1110519.
36. **Dubolazov A.V.** Polarization tomography of synovial fluids polycrystalline layers / Protsiuk V.V., Vasiyk V.L., Vasylichshyn Y.M., Ushenko O.G., Shaplavskiy M.V., Bodnar O.B., **Dubolazov A.V.**, Ushenko Y.O., Tomka Y.Y. // IFMBE Proc. Springer. – 2020. – 77. – 497-501.
37. **Dubolazov A.** Azimuthally invariant Mueller-matrix tomography of the distribution of phase and amplitude anisotropy of biological tissues / A. Gutsul, V. Ushenko, I. Soltys, M. Shaplavsky, S. Sokolnyuk, **A. Dubolazov**, A. Ushenko, A. Motrich, R. Besaga // Proc. SPIE 11510, Applications of Digital Image Processing XLIII. – 2020. – 115102.– №115102S.



38. **A. V. Dubolazov**. Analytical modeling of polarization transformation of laser radiation of various spectral ranges by birefringent structures / A. V. Motrich, **A. V. Dubolazov**, O. G. Ushenko // Proc. SPIE. – 2020. – 11105. – 111051A.
39. **Dubolazov A.V.** Stokes-correlometric differentiation of polarization-heterogeneous images of biological tissues and some legal aspects of the use of early diagnosis of diseases / **Dubolazov A.V.**, Getmantseva N.D., Getmantsev A.V., Ushenko Y.O., Gorsky M.P., Slyotov M.M., Zhytaryuk V.G., Penteleichuk N.P. // Proc. SPIE. – 2020. – 11369. – № 113691W.
40. **Dubolazov A.** Polarization-interference mapping of the distributions of the parameters of the Stokes vector of the object field of a biological optically anisotropic layer / **Dubolazov A.**, Ushenko V., Litvinenko O., Bachinskiy V., Petrushak A., Karachevtsev A., Kovalchuk M.L. // Proc. SPIE. – 2020. – 11369. – № 113691N.
41. **Dubolazov A.V.** 3D polarization correlometry of object fields of networks of biological crystals / Ushenko A.G., **Dubolazov A.V.**, Litvinenko O.Y., Bachinskiy V.T., Bin L., Bin G., Zhebo C. // Proc. SPIE. – 2020. – 11369. – № 113691M.
42. **Dubolazov A.V.** Spatial-frequency polarimetry in diagnostics of pathological changes in biological objects / A.V. Dubolazov, V.O. Ushenko, O.V. Olar, I.V. Soltys // Abstract of 3rd International Conference on Health Technology Management (ICHTM-2016), 6-7 October, 2016 Chisinau, Moldova. P.53.
43. **Dubolazov A.V.** Complex degree of mutual coherence of biological liquids / V. A. Ushenko, A. V. Dubolazov, A. G. Ushenko, O. V. Olar // Abstract of VIII International Conference for Professionals and Young Scientists LOW TEMPERATURE PHYSICS, 2017, Kharkiv, Ukraine. P.165.
44. **Дуболазов О.В.** ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ГОЛОГРАФІЧНА СИСТЕМА 3D МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЇ ТОМОГРАФІЇ / Ушенко О.Г., Житарюк В.Г., Сідор М.І., Ванчуляк О.Я., Сльотов М.М., Махній В.П., Ушенко Ю.О., **Дуболазов О.В.**// Abstract of VIII International Conference on

Optoelectronic Information Technologies PHOTONICS-ODS 2018, VNTU, Vinnytsia, Ukraine. С. 109.

45. Пат. 134221 Україна: МПК А61В 5/00, G01N 33/00. Спосіб 3D цифрової голографічної діагностики альбумінурії / Ушенко О.Г.; Ушенко Ю.О.; Ушенко В.О.; **Дуболазов О.В.**; Григоришин П.М.; Сахновський М.Ю.; Мотрич А.В.; заявник і патентовласник Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича. – № u2018 11638; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.
46. Пат. 145300 Україна, МПК (2006) G01N 33/00, G01J 4/00, А61В 5/00. Спосіб поляризаційно-кореляційного картографування оптичної анізотропії гістологічних зрізів тканини мозку / Гараздюк М.С.; Бачинський В.Т.; Ванчуляк О.Я.; Ушенко О.Г.; Ушенко Ю.О.; **Дуболазов О.В.**; Томка Ю.Я.; Мотрич А.В.; заявник і патентовласник Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича. – № u2020 04520 25.11.2020, заявл. 20.07.2020; опубл. бюл. № 22.
47. Пат. 134217 Україна: МПК А61В 5/00, G01N 33/00 Спосіб поляризаційно - фазового відтворення розподілів двопротенезаломлення біологічних шарів / Ушенко О. Г. ; Ушенко Ю. О.; Ушенко В. О.; **Дуболазов О.В.**; Григоришин П. М.; Сахновський М. Ю.; Мотрич А. В.; заявник і патентовласник Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича. – № u201811596; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.
48. Пат. : 134215 Україна: МПК А61В 5/00, G01N 33/00. Спосіб кореляційної стокс-поляриметрії мікроскопічних зображень біологічних шарів / Ушенко О. Г.; Ушенко Ю. О. ; Ушенко В. О.; **Дуболазов О. В.**; Григоришин П. М.; Сахновський М. Ю.; Мотрич А. В.; заявник і патентовласник Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича. – № u2018 11592; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.

49. Пат. 134214 Україна: МПК А61В 5/00, G01N 33/00, G01J 4/00.Спосіб 3D Мюллер-матричної діагностики і диференціації жовчнокам'яної хвороби на фоні некаменевого холециститу і цукрового діабету II типу / Ушенко О. Г.; Ушенко Ю. О.; Ушенко В. О.; **Дуболазов О. В.**; Григоришин П. М.; Сахновський М. Ю.; Мотрич А. В.; заявник і патентовласник Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича. – № u2018 11579; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.
50. Пат. 134210 Україна: МПК А61В 5/00, G01N 33/00. № u2018 11575 Спосіб 3D цифрового голографічного відтворення розподілів двоприменезаломлення біологічних шарів / Ушенко О. Г.; Ушенко Ю. О.; Ушенко В. О.; **Дуболазов О. В.**; Григоришин П. М.; Сахновський М. Ю.; Мотрич А. В.; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.
51. Пат. 134199 Україна: МПК G01N 33/48, G01N 21/21. № u2018 11339 Спосіб масштабно-селективного поляризаційно – кореляційного картографування оптичної анізотропії полікристалічних плівок плазми крові / Ушенко О. Г.; Ушенко Ю. О.; Ушенко В. О.; **Дуболазов О. В.**; Сідор М. І.; Григоришин П. М.; Сахновський М. Ю.; Солтис І. В.; Бачинський В. Т.; Сивокоровська А.-В. С.; Підкамінь Л. Й.; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.

## ЗМІСТ

<b>АНОТАЦІЯ.....</b>	<b>2</b>
<b>ВСТУП.....</b>	<b>23</b>
<b>РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД З ТЕМИ ДОСЛІДЖЕННЯ.....</b>	<b>36</b>
1.1. Поляриметрія, як метод одержання нової інформації про анізотропію	36
1.2. Поляриметрія біологічних тканин та рідин, як “складних” об’єктів з анізотропією.....	37
1.2.1 Анізотропія біологічних об’єктів.....	38
1.2.2 “Зображувальна” поляриметрія біологічних об’єктів.....	43
1.2.3 Мюллер матрична поляриметрія біологічних об’єктів.....	43
1.2.4 Діагностичні можливості “одноточкової” лазерної поляриметрії біологічних об’єктів.....	46
1.3 “Двоточкові ” методи дослідження біологічних об’єктів.....	50
1.3.1 Комплексний ступінь взаємної поляризації (КСВП) об’єктних полів біологічних тканин та рідин.....	51
1.3.2 Комплексний ступінь взаємної анізотропії (КСВА) біологічних об’єктів.....	53
1.3.3 Ступінь кореляції вектора Стокса.....	57
1.3.4 Діагностичні аспекти застосування “двоточкових” методів при дослідженні біологічних об’єктів.....	59
1.4 Цифрові голографічні методи одержання тримірних матриць Мюллера.....	62
1.5 Висновки до розділу 1.....	69
<b>РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ.....</b>	<b>70</b>
2.1. Основні поняття і визначення напрямку Стокс корелометрія.....	70
2.2. Структурно-логічні схеми методів і систем Стокс корелометрії.....	71
2.2.1. “Одноточкові” поляризаційні системи та параметри.....	71
2.2.2. “Двоточкові” поляризаційно-кореляційні системи та параметри.....	72
2.2.3. Методи і засоби 3D Стокс-поляриметрії.....	75

	17
2.2.4. Методи і засоби 3D Стокс-корелометрії.....	76
2.2.5. Структурно-логічна схема дисертаційного дослідження.....	77
2.3. Основні модельні уявлення про поляризаційні прояви анізотропії біологічних шарів.....	77
2.4. Кореляційні методи аналізу проявів механізмів оптичної анізотропії..	83
2.4.1. “Двоточкові” параметри вектора Стокса поляризаційно-неоднорідного об’єктного поля.....	84
2.4.2. “Двоточкові” параметри вектора Стокса об’єктного поля оптично анізотропних біологічних шарів.....	87
2.5. Інтерференційні розподіли інтенсивності поляризаційно-неоднорідного об’єктного поля оптично анізотропних біологічних шарів.....	91
2.5.1. Поляризаційно-інтерференційні прояви оптичної анізотропії гістологічних зрізів біологічних тканин.....	92
2.5.2. Поляризаційно-інтерференційні прояви оптичної анізотропії планарних полікристалічних плівок біологічних рідин.....	94
2.6. Методи і засоби Стокс-корелометрії поляризаційно-неоднорідних полів біологічних шарів.....	101
2.6.1. “Одноточкові” методи лазерної поляриметрії.....	101
2.6.2. “Одноточковий” поляризаційно-інтерференційний метод.....	104
2.6.3. Поляризаційно-інтерференційне картографування параметрів вектора Стокса.....	106
2.6.4. Методика вимірювання координатних розподілів модуля і фази СКС об’єктного поля біологічного шару.....	109
2.6.5. Методика вимірювання 3D розподілів модуля і фази СКС об’єктного поля біологічного шару.....	110
2.6.6. Методи і засоби просторово-частотної фільтрації поляризаційно-неоднорідних об’єктних полів біологічних шарів.....	111
2.7. Характеристика об’єктів дослідження.....	113

	18
2.8. Методи і засоби аналітичної обробки експериментальних даних.....	116
2.8.1. Статистичний аналіз.....	116
2.8.2. Кореляційний аналіз.....	118
2.8.3. Фрактальний аналіз.....	119
2.8.4. Вейвлет-аналіз структури об'єктних полів біологічних шарів.....	120
2.8.5. Інформаційний аналіз і сила методу.....	120
2.9. Висновки до розділу 2.....	121
<b>РОЗДІЛ 3. МЕТОДИ І ЗАСОБИ СТОКС-КОРЕЛОМЕТРІЇ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-НЕОДНОРІДНИХ ПОЛІВ РОЗСІЯНОГО БІОЛОГІЧНИМИ ШАРАМИ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ..</b>	<b>123</b>
3.1. Комп'ютерне моделювання координатних розподілів модуля і фази ступеня кореляції параметрів вектора Стокса поляризаційно- неоднорідних зображень полікристалічних сіток.....	123
3.1.1. Принципи комп'ютерного моделювання.....	123
3.1.2. Координатні розподіли значень модуля і фази ступеня кореляції параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток А – типу.....	125
3.1.3. Координатні розподіли модуля і фази ступеня кореляції параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток Б – типу.....	134
3.1.4. Координатні розподіли модуля і фази СКС двошарових полікристалічних сіток В – типу.....	139
3.1.5. Статистична, автокореляційна і масштабно-самоподібна структура координатних розподілів значень модуля і фази СКС поляризаційно- неоднорідних зображень полікристалічних сіток двопроменезаломлюючих циліндрів А, Б, В – типів.....	145
3.2. Мапи модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних тканин і рідин.....	149
3.2.1. Коротка характеристика об'єктів дослідження.....	150

3.2.2. Стокс-корелометрія тканини зі структурованими просторово-впорядкованими фібрилярними мережами – передсердя міокарда.....	152
3.2.3. Стокс-корелометрія тканини зі структурованими просторово-розупорядкованими фібрилярними мережами – шлуночок міокарда.....	154
3.2.4. Стокс-корелометрія тканини з “острівковою” структурою оптично-анізотропних утворень – стінка прямої кишки.....	156
3.3.1. Кореляційний аналіз.....	159
3.3.2. Фрактальний аналіз.....	160
3.3.3. Порівняльні характеристики мап модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних тканин.....	162
3.4. Стокс-корелометрична диференціація поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних тканин.....	163
3.4.1. Мапи модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів нирки пацюка.....	165
3.4.2. Мапи модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів печінки пацюка.....	170
3.4.3. Порівняльна ефективність методів лазерної поляриметрії та Стокс-корелометрії поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів структурованих і паренхіматозних тканин.....	175
3.4.4. Порівняльна ефективність методів лазерної поляриметрії та Стокс-корелометрії поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних плівок біологічних рідин.....	177
3.4. Висновки до розділу 3.....	178

## **РОЗДІЛ 4. ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНЕ**

### **КАРТОГРАФУВАННЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ БІОЛОГІЧНИХ**

#### **ШАРІВ..... 181**

4.1. Поляризаційно-інтерференційний підхід до діагностики структури полікристалічних біологічних шарів.....	181
---	-----

4.2. Поляризаційно-інтерференційні зображення структурованих	
--	--

біологічних тканин з впорядкованою фібрилярною мережею.....	183
4.2.1. Поляризаційні мапи просторово-впорядкованої мережі.....	183
4.2.2. Поляризаційно-інтерференційні мапи міокарда зі структурованою двопротенезаломлюючої мережею.....	187
4.3. Поляризаційно-інтерференційні зображення структурованих біологічних тканин з розупорядкованою фібрилярною мережею.....	189
4.3.1. Поляризаційні мапи двопротенезаломлюючої мережі розупорядкованої за напрямками оптичних осей.....	189
4.3.2. Поляризаційно-інтерференційні мапи розупорядкованих мереж біологічних кристалів.....	192
4.4. Мапи локального контрасту поляризаційно-інтерференційних розподілів у площині зображення структурованих біологічних тканин.....	193
4.4.1. Статистична структура мап локального контрасту.....	193
4.4.2. Кореляційна і фрактальна структура мап локального контрасту поляризаційно-інтерференційних зображень шарів структурованих біологічних тканин.....	195
4.4.3. Об'єктивні статистичні, кореляційних і фрактальних параметрів мап локального контрасту шарів структурованих біологічних тканин.....	198
4.5. Поляризаційно-інтерференційні зображення паренхіматозних біологічних тканин.....	200
4.5.1. Поляризаційні мапи мікроскопічного зображення полікристалічного паренхіматозного шару - стінки здорової матки.....	200
4.5.2. Поляризаційно-інтерференційні мапи полікристалічного паренхіматозного шару – стінка здорової матки.....	203
4.5.3. Поляризаційні мапи мікроскопічного зображення полікристалічного паренхіматозного шару - фіброміоми матки.....	204
4.5.4. Поляризаційно-інтерференційні мапи полікристалічного паренхіматозного шару – стінка здорової матки.....	206
4.6. Мапи локального контрасту поляризаційно-інтерференційних	



розподілів у площині зображення шарів паренхіматозних оптично-анізотропних біологічних тканин.....	207
4.6.1. Статистична структура мап локального контрасту.....	207
4.6.2. Кореляційна і фрактальна структура мап локального контрасту поляризаційно-інтерференційних зображень шарів паренхіматозних біологічних тканин.....	209
4.6.3. Об'єктивні статистичні, кореляційних і фрактальних параметрів мап локального контрасту шарів паренхіматозних біологічних тканин.....	211
4.7. Поляризаційно-інтерференційні зображення полікристалічних плівок біологічних рідин.....	214
4.7.1. Поляризаційно-інтерференційна структура мікроскопічного зображення плазми крові.....	214
4.8. Диференціальна поляризаційно-інтерференційна діагностика слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок біологічних рідин.....	219
4.8.1. Поляризаційно-інтерференційна диференціальна діагностика слабких змін фазової анізотропії полікристалічних плівок синовіальної рідини.....	219
4.8.2. Об'єктивні параметри фазових розподілів і мап локального контрасту плівок синовіальної рідини.....	224
4.9. Масштабно-селективний аналіз мап локального контрасту інтерференційних розподілів мікроскопічних зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини.....	227
4.10. Висновки до розділу 4.....	231
<b>РОЗДІЛ 5. 3D ПОЛЯРИЗАЦІЙНЕ КАРТОГРАФУВАННЯ</b>	
<b>ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ ПЛІВОК БІОЛОГІЧНИХ РІДИН.....</b>	<b>234</b>
5.1. Тривимірні мапи еліптичності поляризації дендритних полікристалічних мереж плівок ліквору.....	236
5.2. Тривимірні мапи еліптичності поляризації сферолітних	

	22
полікристалічних мереж плівок жовчі.....	246
5.3. 3D – диференціація поляризаційних мап полікристалічних плівок сечі здорових донорів та хворих на альбумінурію.....	257
5.4. Просторово-частотна фільтрація пошарових мап еліптичності поляризації 3D розподілів об’єктних полів полікристалічних плівок біологічних рідин.....	268
5.4.1. Фур’є – спектри мап еліптичності поляризації фазових перерізів об’єктного поля полікристалічних плівок біологічних рідин.....	269
5.4.2. Просторово-частотна фільтрація поляризаційних мап еліптичності..	278
5.5. Висновки до розділу 5.....	290
<b>РОЗДІЛ 6. ТРИВИМІРНА СТОКС-КОРЕЛОМЕТРІЯ</b>	
<b>ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ ПЛІВОК БІОЛОГІЧНИХ РІДИН.....</b>	<b>292</b>
6.1. 3D розподіли модуля і фази “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної дендритної мережі плівки ліквору.....	293
6.2. 3D розподіли модуля і фази “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної сферолітної мережі плівки жовчі.....	307
6.3. Диференціація полікристалічних плівок сечі із використанням 3D розподілів модуля “двоточкового” вектора Стокса.....	322
6.4. Диференціація полікристалічних плівок сечі із використанням 3D розподілів фази “двоточкового” вектора Стокса.....	333
6.5. Висновки до розділу 6.....	342
<b>ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ВИСНОВКИ.....</b>	<b>345</b>
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....</b>	<b>349</b>

## ВСТУП

**Актуальність теми досліджень.** Оптичні методи діагностики біологічних об'єктів та візуалізації їх структури займають одне з провідних місць завдяки їх високій інформативності, можливості багатофункціонального (фотометричного, спектрального, поляризаційного та кореляційного) моніторингу досліджуваного середовища. Серед них виокремився самостійний напрямок – поляризаційна оптика біологічних тканин [1,2]. Аналіз поляризаційних характеристик розсіяного ними випромінювання дозволяє отримувати якісно нові результати [3] про морфологічний та фізіологічний стан біологічних тканин.

Більшість біологічних тканин характеризується оптичною анізотропією, яка викликана складною фібрилярною структурою оптично активних протеїнових молекул. Тому, для опису взаємодії поляризованого світла з такими складними полікристалічними системами необхідні багатопараметричні аналітичні підходи. До таких відносяться вектор-параметричне описання світлових пучків та Мюллер-матричне представлення поляризаційних властивостей біологічних шарів [4,5]. На цій основі розроблено різноманітні системи поляризаційної та мюллер-матричної діагностики оптичної анізотропії біологічних об'єктів. Узагальненням даного напрямку поляриметричних досліджень оптики стала лазерна поляриметрія мікроскопічних зображень біологічних тканин [6]. Такий розділ оптики біологічних тканин базується на використанні методів поляризаційного (координатні розподіли величини азимута і еліптичності поляризації – “поляризаційні мапи”) та Мюллер-матричного (координатні розподіли величини матричних елементів – “Мюллер-матричні зображення”) картографування мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин і полікристалічних плівок біологічних рідин. З метою визначення об'єктивних параметрів, які характеризують зміни оптичної анізотропії застосовувався комплексний статистичний, кореляційний та фрактальний аналіз розподілів величини поляризаційних параметрів мікроскопічних

зображень і мюллер-матричних зображень біологічних шарів [7, 8]. В подальшому такі методи будемо називати “одноточковими”.

Основним недоліком “одноточкового” поляриметричного та мюллер-матричного картографування виявилася погана відтворюваність експериментальних даних внаслідок азимутальної залежності величини азимута та еліптичності поляризації, а також більшості матричних елементів від повороту зразку відносно напрямку опромінення. З 16 елементів матриці Мюллера лише 4 є азимутально-незалежними. Їх в подальшому будемо називати Мюллер-матричними інваріантами (ММІ). Тому актуальним є відпрацювання добре відтворюваних (азимутально-незалежних), більш точних методів лазерної поляриметрії шляхом застосування сукупності ММІ та їх комбінацій.

Узагальненням вказаних методів поляриметричного та мюллер-матричного картографування став кореляційний (“двоточковий”) підхід до аналізу координатних розподілів величини азимута та еліптичності поляризації полів когерентного випромінювання, запропонований у [9]. Такий аналіз теоретичного застосовано [10] для описання кореляційної узгодженості між станами поляризації різних точок лазерних полів шляхом використання “двоточкового” параметру – комплексного ступеня взаємної поляризації (КСВП). На цій основі розроблено азимутально-незалежні експериментальні методики прямого аналізу оптичної анізотропії біологічних шарів шляхом застосування іншого параметру – комплексного ступеня взаємної анізотропії (КСВА), який характеризує кореляційну узгодженість напрямів оптичних осей і величини двопронезаломлення біологічних полікристалічних мереж.

Разом з тим, морфологічна, а відповідно і полікристалічна, структура зразків реальних біологічних тканин має складну просторово-орієнтаційну організацію [1-3]. Тому актуальним є розроблення нових технік Мюллер-матричної поляриметричної діагностики полікристалічних мереж дифузних

біологічних тканин у 3D форматі з використанням алгоритмів цифрової голографії.

Слід очікувати, що об'єднання методів поляризаційного, мюллер-матричного, поляризаційно-кореляційного картографування та цифрового голографічного відтворення розподілів комплексних амплітуд об'єктного поля фазово-неоднорідних шарів [11,12] повинно дати нову інформацію про морфологічну та оптично анізотропну структуру біологічних тканин і рідин. Така інформація актуальна в багатьох фундаментальних застосуваннях біомедичної оптики – дифузійна та фотоакустична томографія, флуорометрія, оптична когерентна томографія, фазова і конфокальна мікроскопія.

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

Дисертаційна робота виконана відповідно до планів науково-дослідних робіт кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича за темами та проектами:

- “ Розробка новітніх методів і систем 3D Джонс-матричної мікроскопії полікристалічних плівок біологічних рідин” (номер державної реєстрації 0118U000144) (2018-2020 р.).
- “ Розробка новітніх методів і систем багатофункціональної флуоресцентної матричної поляриметрії молекулярних зображень оптично анізотропних біологічних шарів” (номер державної реєстрації 0120U102079) (2020-2022 р.).
- “ Розробка новітніх методів і систем Мюллер-матричної томографії полікристалічної структури дифузних біологічних шарів” (номер державної реєстрації 0118U000142) (2018-2020 р.).
- “ Розробка новітніх поляризаційно-кореляційних і цифрових голографічних методів системи 3D інтроскопії полікристалічної структури біологічних шарів” (номер державної реєстрації 0119U100729) (2019-2021 р.) дисертант – керівник НДР.

- “Розробка новітніх методів і біомедичних систем поляризаційно-голографічної фракталометрії кристалітів тканин і рідин органів людини ” (номер державної реєстрації 0119U100725) (2019-2021р.).
- “Біомедична корелометрія поляризаційних сингулярностей фазово-неоднорідних лазерних полів тканин і рідин органів людини ” (номер державної реєстрації 0116U001449) (2016-2018 р.) дисертант – керівник НДР.
- “Багатопараметричні поляризаційно-фазові методи цифрової голографічної томографії полікристалічних мереж тканин і рідин органів людини” (номер державної реєстрації 0116U001446) (2016-2018 р.).

**Мета дисертаційної роботи** - розробка багатофункціональної Стокс корелометрії поляризаційно-неоднорідних лазерних полів шляхом удосконалення традиційних поляризаційних і розробки нових поляризаційно-кореляційних, інтерференційних і цифрових голографічних методів, які забезпечують одержання комплексної інформації про дво- та тривимірні розподіли поляризаційних і фазових параметрів лазерних полів, перетворених полікристалічними мережами біологічних шарів різної морфологічної будови та фізіологічного стану.

Для досягнення цієї мети розв’язувалися наступні завдання:

1. Вивчення фізичних закономірностей формування координатних розподілів величини модуля і фази “двохточечних” параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних зображень оптично анізотропних біологічних шарів і пошук взаємозв’язку між статистичними, кореляційними і вейвлет параметрами, які характеризують такі розподіли, та аналогічними параметрами розподілів показників фазової анізотропії полікристалічних біологічних структур. Розробка нових методів поляризаційно-кореляційної мікроскопії для диференціації лінійно та циркулярно двопронезаломлюючих мереж оптично активних біологічних кристалів.
2. Узагальнення поляризаційно-кореляційного описання оптичних проявів фазової анізотропії полікристалічних мереж з використанням

“двоточкового” вектор-параметричного підходу та розробка нових методів багатопараметричного картографування величини модуля і фази параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних шарів.

3. Дослідження ефективності оригінального методу поляризаційно-інтерференційного картографування зображень біологічних препаратів у виявленні і диференціації змін полікристалічної структури, що пов'язані із патологічними станами органів людини, шляхом застосування статистичного, кореляційного і вейвлет аналізу координатних розподілів величини локального контрасту інтерференційних розподілів.

4. Розроблення і апробація комплексу новітніх методів 3D поляризаційної корелометрії з цифровим голографічним відтворенням пошарових розподілів величини модуля і фази “двохточечних” параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних зображень плівок біологічних рідин з різною просторовою симетрією полікристалічних мереж органів людини.

5. Порівняльне дослідження інформативності методів багатофункціональної поляризаційної, поляризаційно-кореляційної мікроскопії, а також 3D Стокс-корелометрії у діагностиці змін фазової анізотропії полікристалічних мереж біологічних шарів.

**Об'єкт дослідження** – лазерна поляриметрія та корелометрія мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин і полікристалічних плівок біологічних рідин, Стокс-поляриметричне описання розсіювання лазерного випромінювання біологічними шарами.

**Предмет дослідження** – поляризаційно-кореляційні зображення оптично-анізотропних біологічних шарів; мапи модуля і фази “двоточкових” параметрів вектора Стокса”; поляризаційно-інтерференційні зображення оптично-анізотропних біологічних шарів; мапи локального контрасту; взаємозв'язки між набором об'єктивних статистичних, кореляційних і вейвлет параметрів, які характеризують розподіли значень поляризаційно-кореляційних та інтерференційних мап і аналогічними параметрами, що характеризують розподіли параметрів фазової та амплітудної анізотропії

біологічних шарів; пошарові поляризаційні мапи параметрів вектора Стокса; пошарові поляризаційно-кореляційні мапи модуля і фази “двоточкових” параметрів вектора Стокса; операційні характеристики та інформативність поляризаційних, поляризаційно-кореляційних та цифрових голографічних методів відтворення пошарових розподілів величини модуля і фази “двоточкових” параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних шарів.

**Методи дослідження:**

- методи 2D Стокс-корелометрії (визначалися координатні розподіли величини модуля і фази “двоточкових” параметрів вектора Стокса (ступеня кореляції Стокса – СКС) мікроскопічних зображень біологічних шарів;
- методи поляризаційної-інтеферометрії (визначалися координатні розподіли величини локального контрасту інтерференційних картин в площині поляризаційно-неоднорідних мікроскопічних зображень біологічних шарів;
- методи 3D Стокс-поляриметрії з використанням опорної лазерної хвилі (визначалися пошарові координатні розподіли розподіли величини модуля і фази СКС біологічних шарів;
- методи статистичного аналізу (визначалися центральні статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини модуля і фази СКС, локального контрасту інтерференційних картин поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних шарів;
- методи кореляційного аналізу (визначалися центральні статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують автокореляційні функції розподілів величини модуля і фази СКС, локального контрасту інтерференційних картин поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних шарів;
- методи вейвлет аналізу (визначалися центральні статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують залежності амплітуд вейвлет



коефіцієнтів розподілів величини модуля і фази СКС, локального контрасту інтерференційних картин поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних шарів.

**Наукова новизна результатів**, одержаних у дисертаційній роботі, полягає в тому, що:

1. Вперше узагальнено та обґрунтовано сукупність “одноточкових” і “двоточкових” поляризаційних і кореляційних параметрів полів лазерного випромінювання, перетвореного оптично-анізотропними біологічними шарами, шляхом застосування поляризаційного “двоточкового”; поляризаційного-інтерференційного підходів та Стокс-корелометрії із застосуванням опорної хвилі.
2. Вперше методом Стокс-корелометричного картографування виявлено та проаналізовано фізичні процеси зміни оптичної анізотропії (розподіли напрямів оптичних осей і фазова модуляція) зразків біологічних структурованих (нирка) і паренхіматозних (печінка) тканин внутрішніх органів пацюка, що обумовлені системною патологією (діабет).
3. Вперше апробовано Стокс-корелометричну методику в диференціації слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок плазми крові здорових донорів і хворих на рак простати. Виявлено, що у випадку слабких змін оптичної анізотропії методи Стокс-корелометрії залишаються більш чутливими (на 10%-20%) у порівнянні із традиційними методами поляризаційного картографування.
4. Вперше розроблено та експериментально апробовано поляризаційно-інтерференційну методику в диференціації слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба людини з різною післяопераційною патологією – реактивний та асептичний синовіт. Установлені найбільш чутливі параметри (статистичні моменти 3-го і 4-го порядків, кореляційний момент 4-го порядку) до зміни структури розподілів величини локального контрасту

інтерференційних картин в площині мікроскопічних зображень плівок синовіальної рідини обох типів.

5. Вперше визначено ефективність у диференціації слабких фазових змін масштабно-селективного вейвлет-аналізу мап локального контрасту інтерференційних розподілів мікроскопічних зображень полікристалічних плівок біологічних рідин і установлені взаємозв'язки між статистичними моментами 1-го – 4-го порядків, які характеризують лінійні залежності амплітуди вейвлет-коефіцієнтів на різних масштабах МНАТ функції та розподіли оптичної анізотропії мереж біохімічних кристалів плівок синовіальної рідини.
6. Вперше розроблено і експериментально апробовано метод 3D стокс-поляриметрії поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів плівок біологічних рідин з різною просторовою симетрією полікристалічних мереж на основі пошарового цифрового голографічного відтворення розподілів величини еліптичності поляризації з використанням опорної лазерної хвилі. На цій основі визначено взаємозв'язки між тенденціями зміни величини статистичних і кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують пошарові розподіли 3D мап еліптичності поляризації лазерного випромінювання, перетвореного дендритними і сферолітними мережами біохімічних кристалів плівок ліквору і жовчі.
7. Вперше установлено ефективність методу 3D поляризаційного картографування полікристалічних мереж у диференціації оптично-анізотропних плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію та виявлено найбільш чутливі до змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок сечі фазові перерізи розподілів еліптичності поляризації, також статистичні і кореляційні параметри, що їх характеризують.
8. Вперше розроблено метод 3D Стокс-корелометрії об'єктних полів плівок біологічних рідин на основі застосування опорної лазерної хвилі та пошарового цифрового голографічного відтворення розподілів

комплексних амплітуд з наступним визначенням відповідних мап модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса. На цій основі визначено взаємозв’язки між тенденціями зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують пошарові розподіли 3D мап модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса лазерного випромінювання, перетвореного дендритними і сферолітними мережами біохімічних кристалів плівок ліквору і жовчі.

9. Вперше виявлено ефективність методу 3D поляризаційно-кореляційного картографування полікристалічних мереж у диференціації оптично-анізотропних плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію. Установлено найбільш чутливі до змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок сечі фазові перерізи розподілів модуля і фази 4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса, також статистичні параметри, що їх характеризують.
10. Вперше реалізовано масштабно-селективну диференціацію велико- і дрібномасштабних складових координатних розподілів величини модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса пошарових перерізах поля комплексних амплітуд полікристалічних плівок сечі та установлені взаємозв’язки між тенденціями зміни величини та діапазонів зміни статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують Стокс-корелометричні мапи та симетрією різномасштабних складових дендритних і сферолітних мереж біологічних кристалів.

Наукові праці здобувача за результатами дисертаційної роботи регулярно цитуються в провідних наукових журналах, зокрема: *Applied Optics*, *Journal of Biomedical Optics*, *PLOS One*, *Optical Engineering*, *Advances in Optical Technologies*, *Journal of Optics (United Kingdom)*, *Photonics*. Відповідно до бази даних Scopus індекс Гірша здобувача рівний 22.

**Практичне значення одержаних результатів.** Результати роботи з Стокс-корелометрії поляризаційно-неоднорідних лазерних полів, перетворених шарами біологічних тканин і рідин людини є розв’язком

важливої наукової проблеми зі створення комплексу методів багатофункціональної “двоточкової” поляризаційно-кореляційної мікроскопії та 3D Стокс-корелометрії з цифровим голографічним відтворенням полів комплексних амплітуд, які є базовими в:

1. Стокс-корелометричному картографуванні зміни оптичної анізотропії (розподіли напрямів оптичних осей і фазова модуляція) зразків біологічних структурованих (нирка) і паренхіматозних (печінка) тканин внутрішніх органів пацієнта, що обумовлені системною патологією (діабет). На цій основі реалізовано диференціацію змін оптичної анізотропії з хорошою збалансованою точністю ( $\sim 90\%$ ), яка на 20% - 30% вища за точність методів прямого поляризаційного картографування.
2. У диференціації слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок плазми крові здорових донорів і хворих на рак простати. Виявлено, що у випадку слабких змін оптичної анізотропії методи Стокс-корелометрії залишаються більш чутливими (на 10%-20%) у порівнянні із традиційними методами поляризаційного картографування.
3. Поляризаційно-інтерференційній диференціації слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба людини з різною післяопераційною патологією – реактивний та асептичний синовіт із задовільною збалансованою точністю  $\sim 80\%$ .
4. Масштабно-селективному вейвлет-аналізі мап локального контрасту інтерференційних розподілів мікроскопічних зображень полікристалічних плівок біологічних рідин.
5. 3D поляризаційному картографуванні полікристалічних мереж у диференціації оптично-анізотропних плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію. На цій основі здійснено диференціацію оптичних проявів структури біохімічних кристалів здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію з хорошою точністю  $A_c = 82\% - 86\%$ .
6. 3D поляризаційно-кореляційному картографуванні полікристалічних мереж у диференціації оптично-анізотропних плівок сечі здорових

донорів і хворих на альбумінурію. На цій основі здійснено диференціацію оптичних проявів структури біохімічних кристалів здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію з хорошою  $A_c = 88\% - 90\%$  точністю.

7. Масштабно-селективній диференціації велико- і дрібномасштабних складових координатних розподілів величини модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса пошарових перерізах поля комплексних амплітуд полікристалічних плівок сечі. Точність розглянутого методу досягає дуже хорошого  $A_c = 90\% - 92\%$  і відмінного рівнів  $A_c = 94\% - 96\%$ .

**Особистий внесок здобувача.** Формулювання задач та вибір об’єктів дослідження, обговорення одержаних результатів здійснювалось здобувачем разом із науковим консультантом О.Г.Ушенко [1-6,8,11-15,17,19,22-25,27,35-38,41]. У роботах [7,9,16] разом із професорами Меглінським І., Ушенко Ю.О. та асистентом Ушенко В.О. розвинено теорію статистичного, кореляційного та фрактального аналізу даних методів інтерферометрії та 3D Мюллер-матричної поляриметрії гістологічних зрізів біологічних тканин і рідин різної морфологічної побудови та фізіологічного стану. В роботах [28-34] ввів та фізично обґрунтував новий поляризаційно-кореляційний параметр – ступінь кореляції модуля і фази параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних шарів та разом з професором Ванчуляком О.Я. та асистентом Ушенко В.О. провів аналіз експериментальних даних. У роботах [10,18,21,26] дисертантом проведено теоретичне обґрунтування експериментальних методик. У роботах [39,40,42] сформулював основну ідею досліджень і провів узагальнення отриманих результатів. У роботах [44,45] дисертантом запропоновано метод 3D Стокс-корелометрії об’єктних полів плівок біологічних рідин. У патентах [45-51] запропонував теоретичні основи та експериментальні методики поляризаційної, поляризаційно-кореляційної та 3D цифрової голографічної діагностики та диференціації біологічних тканин та рідин.

**Апробація результатів дисертації.** Результати дисертаційного дослідження доповідалися на численних міжнародних конференціях:

- 11th International Conference "Micro- to Nano-Photonics IV-ROMOPTO 2015", 1-4 September 2015, Bucharest, Romania;
- 12th International Conference on Correlation Optics (CorrOpt 2015), 14-18 September 2015, Chernivtsi, Ukraine;
- The 8th edition of the International Conference "Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics and Nanotechnologies" (ATOM-N 2016), 25 - 28 August 2016, Constanta, Romania;
- 3rd International Conference on Health Technology Management (ICHTM-2016), October 6-7, 2016 Chisinau, Moldova;
- 13th International Conference on Correlation Optics (CorrOpt 2017), 11-15 September 2017, Chernivtsi, Ukraine;
- International Conference "SPIE Optics + Photonics 2017", 6–10 August 2017, San Diego, USA;
- The 9th edition of the International Conference "Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics and Nanotechnologies" (ATOM-N 2018), 23 - 26 August 2018, Constanta, Romania;
- VIII International Conference on Optoelectronic Information Technologies "PHOTONICS-ODS 2018", 2-4 October 2018, Ukraine, Vinnytsia;
- IX International Conference for Professionals and Young Scientists "LOW TEMPERATURE PHYSICS" ICPYS–LTP–2018, 4-8 June 2018, Kharkiv, Ukraine;
- 4th International Conference on Nanotechnologies and Biomedical Engineering (ICNBME-2019), 18-21 September 2019, Chisinau, Republic of Moldova;
- International Conference "SPIE Optics + Photonics 2019", 13–15 August 2019, San Diego, USA;

- 14th International Conference on Correlation Optics (CorrOpt 2019), 11-15 September 2019, Chernivtsi, Ukraine;
- The 10th edition of the International Conference "Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics and Nanotechnologies" (ATOM-N 2020), 20 - 23 August 2020, Constanta, Romania.

**Публікації.** Результати дисертаційного дослідження опубліковано в 4 монографії, в 1-му окремому розділі колективної монографії, 36 статтях у наукових фахових журналах України та у наукових періодичних виданнях інших держав, 3 тези наукових доповідей на конференціях, патентів - 7.

**Структура та обсяг дисертації.** Дисертаційна робота складається зі вступу, шести розділів основного тексту, результатів і висновків, додатків, списку цитованої літератури. Повний обсяг дисертації складає 383 сторінки машинописного тексту. В дисертацію включено 156 ілюстрацій. Список цитованої літератури складається з 299 найменувань і займає 35 сторінок.

## РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД З ТЕМИ ДОСЛІДЖЕННЯ

### 1.1. Поляриметрія, як метод одержання нової інформації про анізотропію

Поляризоване світло відіграло важливу роль у нашому розумінні природи електромагнітних хвиль [13], виявленні тримірних характеристик хімічних зв'язків [14], розкриття асиметричної хіральної природи біологічних молекул [15], визначенні концентрації цукру у промислових процесах [16], кількісної оцінки властивості білка в розчинах [17], пропозицій різних методів оцінки матеріалів [18], розробок передових концепцій, таких як ентропія поляризації [19], вкладу в дистанційне зондування в метеорології та астрономії [20,21], диференціації здорових та передракових клітин в поверхневих шарах тканин [22], а також в інших біомедичних прикладних дослідженнях [23,24].

Традиційна поляриметрія добре підходить для прикладних досліджень прозорих середовищ та для дослідження поверхонь; однак багатократне розсіювання в оптично товстих мутних середовищах, таких як біологічні тканини.

Присутність багатьох одночасно виникаючих поляризаційних ефектів ускладнює кількісну поляриметрію; в біологічних тканинах вони включають лінійне двопронезаломлення через наявність анізотропних м'язових волокон і структурних білків та оптичне обертання через наявність оптично активних (хіральних) молекул та структур [25,26]. Таким чином, більшість цікавих властивостей тканини можуть бути досліджені за допомогою поляризованого світла. Проте точність результатів вимірювань та аналізу даних, що ведуть до унікальної інтерпретації параметрів поляризації (анізотропії) потребує подальшого вдосконалення.



## 1.2. Поляриметрія біологічних тканин та рідин, як “складних” об’єктів з анізотропією

Традиційні медичні оптичні методи візуалізації біологічних тканин використовують тільки променистий потік і три діапазони довжин хвиль для отримання основних кольорових зображень [27,28]. Сучасна оптична візуалізація значно розширила можливості і дозволила досліджувати біологічну тканину з нових точок зору, заснованих на використанні додаткових механізмів контрастування зображення. Спектроскопічні методи дослідження світла, включаючи точкову спектроскопію і спектральну візуалізацію, використовують варіації довжини хвилі від дифузного відбивання, флуоресценції або раманівського розсіювання для отримання складу тканини [29]. Інтерферометричні методи використовують когерентність і фазу світла для аналізу розсіювання, пов'язаного з тканинними мікроструктурами [30] і потоками рідини [31,32]. Оптична поляризація - ще одна фундаментальна властивість світла, яка може дати цікаве і унікальне уявлення про біологічні тканини [33]. Поляризаційно-керована візуалізація може поліпшити контраст зображення для поверхневих тканин [34,35] і більш глибоких судинних структур [36], і дає ефективну можливість візуалізації з розділенням по глибині [37,38].

Власні властивості поляризації тканини, а саме деполіризація тканини, двопроменезаломлення та лінійний дихроїзм, також надають морфологічну, мікроструктурну і композиційну інформацію про тканини та володіють великим потенціалом для характеристики та диференціації патологічних змін тканини [39,40].

Значні успіхи в біомедичній поляриметрії були зроблені в контексті оптичної візуалізації, зокрема, з використанням поляризаційного стробування для виділення і потенційного видалення багаторазово розсіюючої (деполяризуючої) складової світлового променя, щоб підвищити контраст і поліпшити здатність візуалізації тканин. Даний успіх багато в чому залежав від належної уваги для оптимального вибору станів поляризації

падаючого пучка світла (наприклад, лінійна або циркулярна поляризація), схемам реєстрації поляризації (наприклад, Стокс поляриметрія або Мюллер матрична поляриметрія), геометрії виявлення (наприклад, пропускання в порівнянні з відбиванням) [41-43] і т. д.

Основні складнощі лазерної поляриметрії при дослідженні біологічних тканин виникають через:

1. Значні втрати поляризації сигналу, обумовлені багатократним розсіянням біологічних тканин;
2. Складний характер поляризаційних ефектів в тканині, включаючи одночасні множинні ефекти;
3. Реєстрація слабких сигналів;
4. Проблеми при аналізі та кількісне визначення одержаних сигналів або поляризаційних зображень;
5. Складності в розумінні та інтерпретація результатів поляриметрії біологічних об'єктів;
6. Дефіцитність даних про докладні поляриметричні властивості різних тканини та їх вплив на поширення поляризованого світла [44-46].

### 1.2.1 Анізотропія біологічних об'єктів

Більшість біологічних тканин володіють *оптичною анізотропією* [47-53]. Двопроменезаломлення біологічних тканин обумовлено головним чином *лінійною анізотропією* волокнистих структур, які утворюють позаклітинні середовища. Показник заломлення має більше значення вздовж волокон, ніж поперек. Для таких біологічних тканин характерна структура, яка складається з паралельних циліндрів, що утворюють одноосьове двопроменезаломлююче середовище з оптичною віссю, яка є паралельною до осі циліндрів. Воно називається двопроменезаломленням форми. Такий тип двопроменезаломлення характерний для багатьох біотканин, таких як рогівка ока, хрящ, сухожилля, склера ока, тверда мозкова оболонка (*dura mater*), м'яз,

нерв, сітківка ока, кістка, зуби та інші. Всі ці біотканини містять одновісні і / або двовісні двопроменезаломлюючі структури [54-58].

Сухожилля складаються в основному з паралельних щільно упакованих колагенових волокон, які утворюють паралельні пучки з вкрапленням довгих еліпсоїдальних фібробластів. У загальному випадку волокна сухожилля мають циліндричну форму з діаметром від 20 до 400 нм [59, 60]. Упорядкована структура колагенових волокон, що йдуть уздовж однієї осі, робить сухожилля сильно двопроменезаломлюючою тканиною.

Артерії мають більш складну структуру, ніж сухожилля. Медіальний шар складається головним чином з щільно упакованих клітин гладких м'язів із середнім діаметром 15-20 мкм. Зовнішній шар складається з щільної фіброзної сполучної тканини. Адвентіціальна оболонка утворена, в основному, колагеновими волокнами діаметром 1-12 мкм і більш тонкими еластиновими волокнами діаметром 2-3 мкм. Як і сухожилля, циліндричні колагенові і еластинові волокна орієнтовані переважно уздовж однієї осі, що обумовлює двопроменезаломлення [61-68].

З іншого боку, міокард містить волокна, орієнтовані уздовж двох різних осей. Міокард складається переважно з волокон серцевого м'яза. Серцевий м'яз міокарда містить в собі міофібрили (близько 1 мкм в діаметрі), які, в свою чергу, складаються з циліндричних міофіламентів (5-15 нм в діаметрі) і асферичних мітохондрій (1-2 мкм в діаметрі). Для міокарда притманне двопроменезаломлення, оскільки показник заломлення уздовж осі м'язового волокна відрізняється від показника заломлення в поперечному напрямку [59, 60].

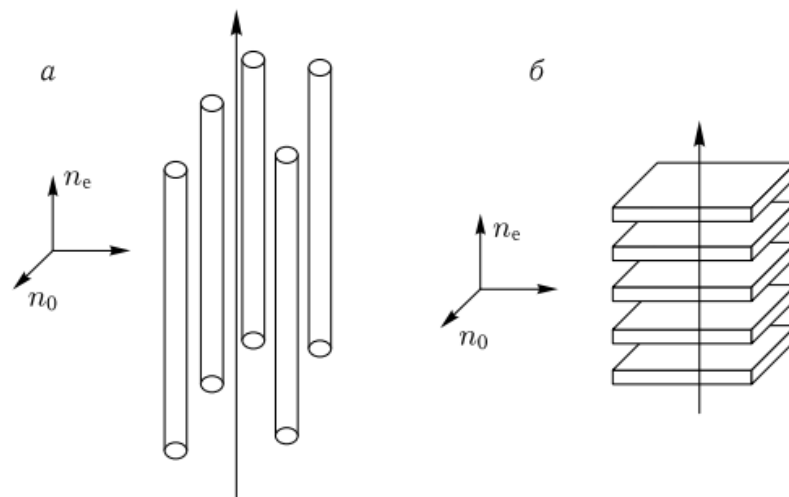
Двопроменезаломлення форми виникає, коли оптична різниця фаз між двома ортогонально поляризованими компонентами відмінна від нуля для світла, яке розсіяне вперед. Після багатократного розсіювання вперед накопичується відносна різниця фаз і між ортогонально поляризованими компонентами утворюється запізнення ( $\delta$ ), аналогічне тому, яке виникає в двопроменезаломлюючих кристалічних середовищах. Для впорядкованих

лінійних структур зростання фазової затримки можна характеризувати різницею ефективних показників заломлення для світла, поляризованого вздовж і поперек довгої осі лінійної структури ( $\Delta n$ ) [69-74].

Вплив двопронезаломлення біотканини на розповсюдження лінійно поляризованого світла залежить від кута між напрямком поляризації падаючого пучка та оптичною віссю речовини біотканини. Фазова затримка  $\delta$  між ортогонально поляризованими компонентами пропорційна відстані  $d$ , яка пройдена в двопронезаломлюючому середовищі і визначається виразом:

$$\delta = \frac{2\pi d \Delta n}{\lambda_0} \quad (1.1)$$

При заданій різниці показників заломлення максимальне двопронезаломлення очікується для приблизно рівних об'ємних часток тонких циліндрів і базового матеріалу. Для систем з великими діаметрами циліндрів ( $\lambda \ll$  діаметра циліндрів) двопронезаломлення прагне до нуля [75-82].



**Рис. 1.1.** Моделі двопронезаломлення біологічної тканини: *a* – система тонких циліндрів; *b* – система тонких пластин.

Двопроменезаломлення форми використовується в мікроскопії біооб'єктів як засіб вивчення клітинної структури об'єкта. Знак різниці показників заломлення вказує на форму частинок, близьку до циліндрів або пластин, і якщо  $n_1$  і  $n_2$  відомі, можна оцінити частку об'єму, зайнятого частками.

Для більшості біологічних об'єктів притаманний *лінійний дихроїзм* (подвійне поглинання або ослаблення, *diattenuation*), різне поглинання (ослаблення) для двох ортогональних поляризацій, в системах, утворених довгими циліндрами або пластинами і визначається різницею між уявними частинами відповідних ефективних показників заломлення. В залежності від співвідношення між розмірами і оптичними константами матеріалу циліндрів або пластин, ця різниця може приймати як позитивні так і негативні значення [83].

Поляризаційно-чутлива оптична когерентна томографія дозволяє вимірювати лінійне двопроменезаломлення в розсіюючих біотканинах з високою точністю, порядку  $10^{-3}$  [84-90]. Таке двопроменезаломлення забезпечує 90% фазову затримку на глибині близько кількох сотень мікрометрів.

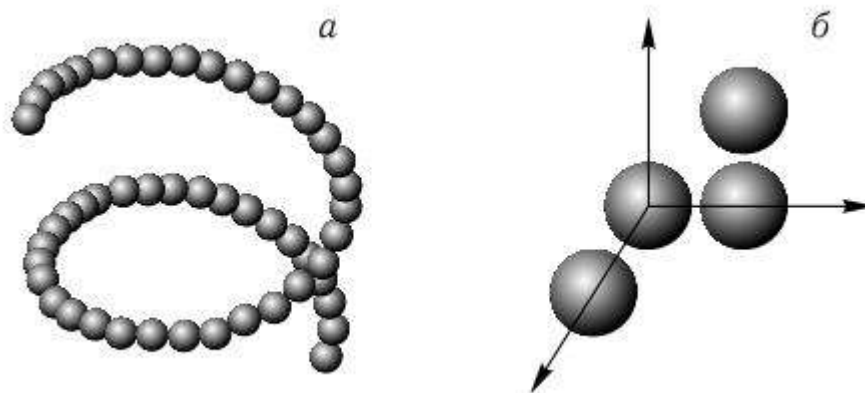
Для зразків тканини серцевого м'яза щура, товщиною 1 мм, вимірювання *ex vivo* на лазерному поляриметрі (633/635 нм) з подальшою декомпозицією вимірної матриці Мюллера, необхідної для роздільного визначення двопроменезаломлення, оптичної активності та дихроїзма, фазова затримка  $\delta$  (формула (1.1)) виявилася рівною  $\sim 1,5$  рад для здорової тканини, всього  $\sim 0,1$  рад для тканини в області інфаркту [91-93].

Величина двопроменезаломлення і дихроїзма пов'язана з густиною та іншими властивостями колагенових волокон тканини, тоді як орієнтація швидкої осі відображає орієнтацію колагенових волокон. Амплітуда і орієнтація двопроменезаломлення шкіри і хряща не так рівномірно розподілені, як в сухожиллі. Іншими словами, упаковка колагенових волокон

в шкірі і хрящі не так однорідна, як в сухожиллі, і розподіл орієнтацій колагенових волокон не настільки впорядкований [94].

Крім лінійного двопронезаломлення та дихроїзма, більшість біотканин проявляють *оптичну активність*. У поляризаційних дослідженнях хіральність молекули, що виникає через несиметричність структури, призводить до ряду характерних оптичних ефектів під загальною назвою *оптична активність* [95,96]. Добре відомим проявом оптичної активності є здатність обертати площину поляризації лінійно поляризованого світла навколо напрямку його розповсюдження. Кут повороту залежить від концентрації хіральных молекул, товщини шару середовища і довжини хвилі світла.

У складних тканинних структурах хіральні агрегати частинок, зокрема сферичних часток, можуть бути відповідальними за оптичну активність біотканини. Можна побудувати і складніші моделі анізотропних біологічних тканин. Наприклад, рогівка ока може бути представлена як система плоских анізотропних шарів (пластинок або ламелл), кожен з яких утворений щільно упакованими довгими циліндрами (фібрилами), оптичні осі яких орієнтовані по спіралі. Така волокнисто-шарувата структура рогівки відповідає за лінійний і круговий дихроїзм та його залежність від кута між пластинками [97].



**Рис. 1.2.** Приклад моделі хіральных агрегатів сферичних частинок

### **1.2.2 “Зображувальна” поляриметрия біологічних об’єктів**

Мікроскопія в поляризованому світлі [98-100] застосовується в біомедицині вже більше ста років для вивчення оптично анізотропних біологічних структур, які складно або навіть неможливо досліджувати за допомогою звичайного оптичного мікроскопа.

Численні дослідження біологічних об’єктів виконані за допомогою поляризаційної мікроскопії. Однак продовжують розвиватися нові підходи в поляризаційній мікроскопії, які здатні дати дослідникам багато нової та більш докладної інформації про структури біологічних тканин і клітин. Сучасна техніка дозволяє реєструвати різниці оптичного ходу менш ніж 0,1 нм [101-109]. Така чутливість разом з можливістю дослідити розсіювання зразків з’явилися завдяки сучасним досягненням в інтерференційній і мультиспектральній поляризаційній мікроскопії. Вимірювання повної матриці Мюллера та інші комбіновані методики, такі як поляризаційно-конфокальна і поляризаційна ОКТ-мікроскопія, обіцяють нові значні можливості в поляризаційній мікроскопії, включаючи вимірювання *in vivo* [110-116].

### **1.2.3 Мюллер матрична поляриметрия біологічних об’єктів**

Мюллер матрична поляриметрия (ММП) перетворилася в простий, швидкий і неінвазивний оптичний інструмент в фундаментальних і доклінічних дослідженнях, шляхом використання поляризованого світла для характеристики біологічних зразків [117-121].

Внутрішні властивості поляризації тканин, а саме деполаризація [122], двопронезаломлення [123] та дихроїзм [124] біологічних тканин, а також передача морфологічної, мікроструктурної та композиційної інформації про тканини з більшим потенціалом для безміткової характеристики патологічних змін тканин, наприклад ядерного збільшення клітин, ремоделювання колагена, до яких звичайні поляризаційні візуалізації

недостатньо чутливі [125,126]. Повна інформація про характеристику поляризації передається матрицею  $4 \times 4$ , яка називається матрицею Мюллера, і яка може бути експериментально реалізована за допомогою поляриметрів та поляризаційних методик [127]. В останні роки запропоновано все більшу кількість застосувань методів Мюллер матричної поляриметрії [121] для біомедичних застосувань, зокрема, виявлення рака ротової порожнини [128], виявлення та оцінки стадії рака шийки матки і рака товстої кишки [129-134], для оцінки терапії рака [135], діагностика часткової непрохідності сечового міхура [136], визначення характеристики коллагенових волокон [137]. Використання Мюллер матричної поляриметрії продемонструвало перевагу над традиційною зображувальною поляриметрією.

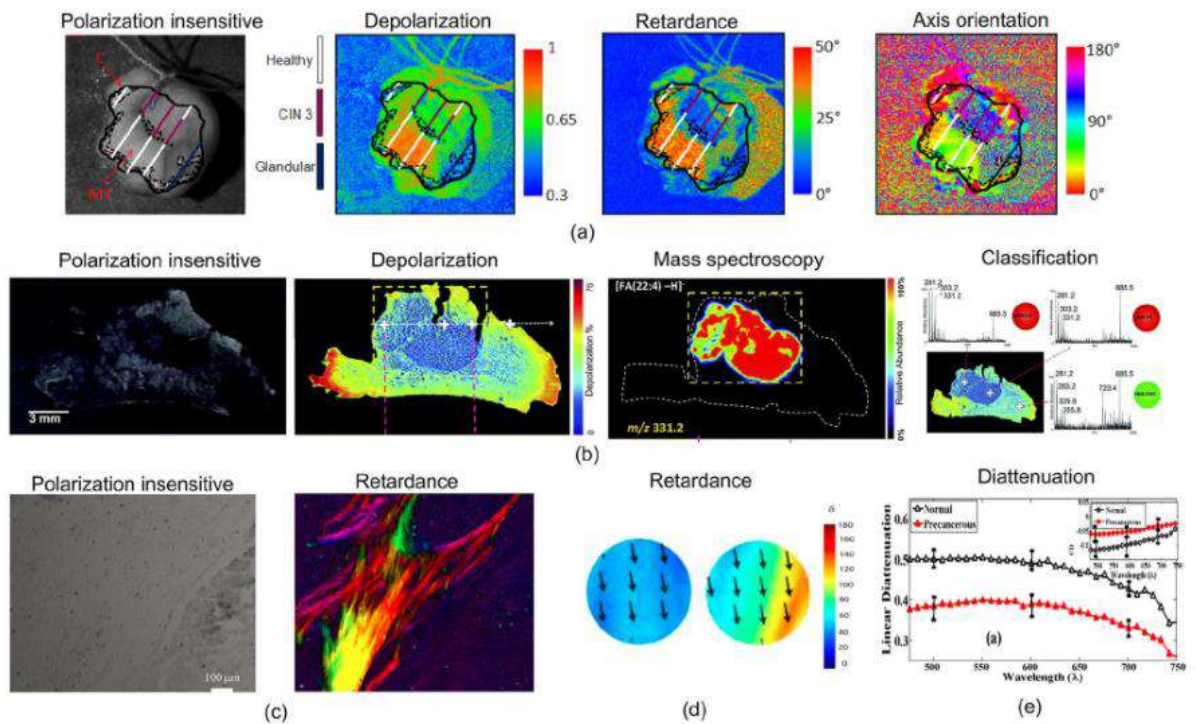
Однією з проблем застосування Мюллер матричної поляриметрії залишається клінічна інтерпретація одержаних поляриметричних зображень. Така інтерпретація повинна бути заснована на всебічному дослідженні кореляції контрасту поляриметричного зображення і його гістологічного походження, яке може включати фізичну інтерпретацію поляриметричних даних, моделювання розповсюдження поляризованого світла в складній структурі.

Під час проведення досліджень було продемонстровано [128], що рання стадія раку товстої кишки людини менш деполаризована, ніж здорова товста кишка. Дані дослідження реалізовані методом вимірювань *ex vivo* за допомогою мультиспектральної поляриметричної Мюллер матричної візуалізації [130]. Використовуючи ту ж систему, було також показано, що деполаризація тканини може забезпечити корисний контраст зображення для швидкого визначення стадії розвитку раку товстої кишки [132]. Система також була визнана багатообіцяючим інструментом для оцінки прогресування раку товстої кишки і залишкової ракової пухлини після радіохімічної терапії [136].

Інший механізм Мюллер матричної поляриметрії продемонстрував здатність поляриметрії характеризувати стан міокарда і контролювати



регенеративне лікування інфаркту міокарда [138]. Крім того, вимірюючи локальне двопронезаломлення сечового міхура, можна виявити організаційну анізотропію як функцію тиску розтягування [139, 140], а також місцеві структурні порушення стінки сечового міхура, викликані частковою обструкцією вихідного отвору сечового міхура. Мюллер матрична поляриметрія набула широкого використання для дослідження м'язів [141], нормального і передракового стану шийки матки [142], тканин ротової порожнини [129] і легких [143], скелетних м'язів [144], зростання густини бактерій [145], при дослідженні шкіри [146-150], включаючи меланому [151], сечового міхура [152], орієнтація волокон колагену в тривимірному просторі [139], суспензія клітин крові [152] і т. д.



**Рис. 1.3.** Приклад застосування Мюллер матричної поляриметрії при діагностиці ділянки шкіри з передраковим станом.

Більшість досліджень проводять в режимі відбивання поляризованого світла від поверхні тканини, при діагностиці тканин *in vivo*. Проте, ряд методів Мюллер матричної поляриметрії заснований на діагностиці нефарбованих розрізів тонкої тканини (гістологічних зрізів) [136,144,146,153-

156] в режимі пропускання. Такий тип Мюллер матричної візуалізації можна використовувати для швидкого і недорогого патологічного обстеження [154,155] та миттєвої характеристики тканини [137,157,158]. Даний метод отримання інформації здатний дати кількісну патологічну класифікацію, проте потребує часу для створення та обробки дослідної бази зразків. Поляриметрична візуалізація, особливо деполаризуючих зразків, допомагає підвищити ефективність сканування і значно скоротити час діагностики [138].

#### **1.2.4 Діагностичні можливості “одноточкової” лазерної поляриметрії біологічних об’єктів**

В численних працях [159-172] продемонстровані можливості діагностичного застосування “одноточкової” лазерної поляриметрії шляхом використання статистичного [159-172], кореляційного [159,160,161-164,168-170], фрактального [162,165,169], просторово-частотного [166,167,170] та вейвлет аналізу [164,166,172] координатних розподілів поляризаційних параметрів. Для характеристики інформативності діагностичного застосування методів лазерної поляриметрії було використано об’єктивні параметри, які називають *операційними характеристиками* [172-174] (чутливість, специфічність, збалансована точність).

Зокрема, в [175] продемонстрована діагностична ефективність застосування комплексного аналізу (статистичного, фрактального, кореляційного) для оцінки поляризаційних характеристик лазерних зображень гістологічних зрізів легеневої тканини різного фізіологічного стану. Дослідження поляризаційних зображень біологічних тканин респіраторного відділу дихальної системи в нормі та патології аналізувалися з використанням оптичної системи лазерного мікрополяриметра [176-180]. В якості об’єктів дослідження використовувався біопсійний матеріал легеневої тканини. Зразки було розподілено на чотири основні групи. Перша група – біологічні тканини без ознак розвитку патологічного процесу (n=18). Друга

група представлена матеріалом у якому діагностовано доброякісну пухлину (n=17). Третя група – зразки у яких світлооптично було діагностовано злоякісне новоутворення (I стадія) (n=18) та група, в якій морфологічно було підтверджено злоякісне новоутворення (II стадія) (n=18).

Результати порівняльного аналізу значень і діапазонів зміни статистичних моментів  $Z_k^\alpha$  координатних розподілів поворотів площини поляризації  $\alpha(m \times n)$  лазерних зображень біопсійного матеріалу всіх чотирьох груп приведені в таблиці 1.

Окрім цього, було встановлено діапазони відмінностей між статистичними

моментами  $Z_k^\alpha$  поляризаційних лазерних зображень легеневої тканини першої групи та інших груп з різною патологією: середнє значення – збільшення у 1,5-1,6 рази; дисперсія – збільшення у 1,5-2,8 рази; асиметрія – збільшення у 1,3-1,6 рази; ексцес – збільшення у 1,5-1,85 рази. У таблицях 2 і 3 охарактеризовано порівняльні дані про кореляційні та фрактальні параметри розподілів азимутів поляризації  $\alpha(m \times n)$  лазерних зображень зразків біологічних тканин респіраторного відділу дихальної системи.

**Таблиця 1.1.**

Середнє, дисперсія, асиметрія та ексцес розподілів азимута поляризації  $\alpha(x, y)$  об'єктного поля легеневої тканини

Статистичні моменти	Контрольна група	Доброякісне новоутворення	Злоякісне новоутворення I стадія	Злоякісне новоутворення II стадія
$Z_1^\alpha$ середнє	$0,81 \pm 0,09$	$0,77 \pm 0,088$	$0,67 \pm 0,073$	$0,55 \pm 0,067$
$Z_2^\alpha$ дисперсія	$0,06 \pm 0,009$	$0,07 \pm 0,01$	$0,11 \pm 0,019$	$0,13 \pm 0,021$
$Z_3^\alpha$ асиметрія	$0,08 \pm 0,011$	$0,31 \pm 0,09$	$0,43 \pm 0,12$	$0,54 \pm 0,14$
$Z_4^\alpha$ ексцес	$0,11 \pm 0,022$	$0,25 \pm 0,034$	$0,33 \pm 0,089$	$0,41 \pm 0,11$

Таблиця 1.2.

Кореляційні параметри поляризаційного розподілу азимута поляризації  $\alpha(x, y)$  об'єктного поля легеневої тканини

Параметри	Контрольна група	Доброякісне новоутворення	Злоякісне новоутворення I стадія	Злоякісне новоутворення II стадія
$U^\alpha$ коефіцієнт асиметрії	$0,93 \pm 0,11$	$0,74 \pm 0,091$	$0,72 \pm 0,089$	$0,57 \pm 0,063$
$S^\alpha$ кореляційна площа	$0,26 \pm 0,033$	$0,24 \pm 0,029$	$0,22 \pm 0,027$	$0,16 \pm 0,023$
$Q^\alpha$ кореляційний момент	$0,08 \pm 0,01$	$0,1 \pm 0,018$	$0,3 \pm 0,046$	$0,9 \pm 0,14$

Таблиця 1.3.

Фрактальні параметри поляризаційного розподілу екстремумів логарифмічних залежностей спектрів потужності множини  $\alpha(x, y)$  об'єктного поля легеневої тканини різної фізіологічного стану

Параметри	Контрольна група	Доброякісне новоутворення	Злоякісне новоутворення I стадія	Злоякісне новоутворення II стадія
$\Phi_1^\alpha$ фрактальна розмірність	$2,03 \pm 0,35$	$2,05 \pm 0,27$	$1,94 \pm 0,25$	$1,79 \pm 0,19$
$\Phi_2^\alpha$ фрактальна розмірність	$2,15 \pm 0,24$	статистична	статистична	статистична
$D^\alpha$ дисперсія	$0,07 \pm 0,009$	$0,085 \pm 0,014$	$0,11 \pm 0,021$	$0,19 \pm 0,036$

Аналіз даних наведених в таблицях показав, що найбільш чутливим до типу патології є кореляційний коефіцієнт  $Q^\alpha$ , значення якого можуть бути використані для диференціації стадії розвитку онкологічного захворювання. Відмінності між групами 2, 3 і 4 коливаються у межах від 3 до 9 раз. Значення дисперсії розподілів екстремумів *Log-log* залежностей спектрів потужності  $\alpha(x, y)$  другої та четвертої груп більші у 1,6-1,95 разів за ту ж величину першої групи. Одержані результати дослідження дихроїзму здорової легеневої тканини свідчать про наявність оптичної активності речовини двопроренезаломлюючої матриці. Характерною особливістю випадкових значень азимутів поляризації  $\alpha(x, y)$  є її симетрична відносно головного екстремуму структура, що можна пов'язати з тим : по-перше, що морфологічна будова оптично активної позаклітинної матриці здорової легеневої тканини містить однотипні за біохімічним складом протеїнові

структури; по-друге, вміст і кількість протеїнових структур з властивостями дихроїзму значно менша за ізотропну компоненту.

Особливість даної будови легеневої тканини полягає у формуванні нових структур з підвищеною концентрацією протеїнів.

З аналізу статистичної структури координатного розподілу азимутів поляризації зображення гістологічного зрізу легеневої тканини третьої групи видно, що ймовірність формування тих чи інших випадкових значень для всього можливого діапазону їх зміни (від  $0^{\circ}$  до  $90^{\circ}$ ) розподілено рівномірно. Слід відмітити значну морфологічну перебудову позаклітинної матриці – появу розвиненої мережі новоутворених протеїнових структур.

Обґрунтовані критерії діагностики виникнення патологічного стану біологічних тканин респіраторного відділу органів дихальної системи на основі статистичного (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційного (коефіцієнт асиметрії, кореляційна площа та кореляційний момент) і фрактального (фрактальна розмірність, параметри поляризаційного розподілу екстремумів логарифмічних залежностей спектрів потужності) аналізу архітектонічної структури поляризованих лазерних зображень різної патології.

Двопроменезаломлення та дихроїзм сильно пов'язані з деполаризацією в результаті сильного розсіювання, яким володіють біологічні тканини [87,89,90]. Окрім цього, отримана експериментальним шляхом матриця Мюллера також залежить від азимутальної орієнтації, яку важко контролювати на практиці і яка може призводити до варіацій отриманих результатів вимірювань. Тому важливо інтерпретувати матриці Мюллера з точки зору фундаментальних поляризаційних властивостей з інтуїтивно зрозумілим фізичним поясненням, щоб:

1) полегшити дослідження і розуміння поляриметричних сигналів біофізичного походження;

2) отримати параметри, які не будуть залежати від орієнтації азимутального кута.

Координатна структура 12 з 16 елементів матриці Мюллера є залежною від повороту зразка відносно напрямку опромінення [181,182]. Частково дану проблему вдалось вирішити шляхом розвитку і узагальнення методик Мюллер матричної поляриметрії з використанням координатних розподілів набору Мюллер-матричних інваріантів (ММІ) [183,184] - азимутально незалежних елементів матриці Мюллера, їх комбінацій, матричних векторів і кутів між ними. Проте, використання даних методик не враховує кореляційних взаємозв'язків об'єктного поля. Аналітично [185-187] дану задачу частково вдалось розв'язати шляхом використання “двоточкових” кореляційних методів дослідження гістологічних зрізів біологічних тканин та полікристалічних мереж біологічних рідин.

### **1.3 “Двоточкові ” методи дослідження біологічних об'єктів**

У циклі досліджень [185-195] було сформовано основні теоретичні засади кореляційних підходів дослідження векторних полів розсіяного лазерного випромінювання. Паралельно з цим, у технології лазерної поляриметрії виокремився окремий напрямок – поляризаційна корелометрія [196,197] гістологічних зрізів біологічних тканин і плівок біологічних рідин. В його основі лежать техніки прямого поляризаційного вимірювання координатних розподілів різноманітних кореляційних двоточкових параметрів лазерних зображень біологічних шарів.

Новим кроком у розвитку таких методів став “двоточковий” аналіз кореляційної узгодженості поляризаційних проявів оптичної анізотропії шарів біологічних тканин і рідин, проведений у циклі досліджень, результати яких опубліковані у працях [198-200]. Тут введено нові поляризаційно – кореляційні параметри – комплексний ступень взаємної анізотропії (КСВА) точок полікристалічних мереж біологічних шарів, комплексний ступень взаємної поляризації (КСВП) та ступінь кореляції вектора Стокса (СКС). Головною перевагою таких досліджень перед одноточковими методами є

азимутальна стійкість та більша чутливість до змін оптичної анізотропії [201,202].

### 1.3.1 Комплексний ступінь взаємної поляризації (КСВП) об'єктних полів біологічних тканин та рідин

Даний розділ містить аналітичний огляд [184,186,203,204] можливості застосування комплексного ступеня взаємної поляризації як азимутально стійкого методу дослідження змін оптичної анізотропії біологічних об'єктів.

Величина комплексного ступеня взаємної поляризації для двох точок ( $r_1, r_2$ ) лазерного зображення біологічної тканини визначається співвідношенням [205,206]

$$V(r_1, r_2) = \frac{(U_x(r_1)U_x(r_2) - U_y(r_1)U_y(r_2))^2 + 4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2)\exp(i(\delta_2(r_2) - \delta_1(r_1)))}{(U_x^2(r_1) + U_y^2(r_1))(U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2))}. \quad (1.2)$$

У роботах [207-209] було встановлено чутливість даного параметру до координатної зміни станів поляризації об'єктного поля. Окрім цього виявлено стабільність сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують координатні розподіли КСВП, до поворотів досліджуваного біологічного шару. На цій основі було запропоновано методику поляризаційно – кореляційної діагностики оптичної анізотропії полікристалічних протеїнових мереж біологічних об'єктів. Таким чином, можна констатувати головну перевагу двоточкової поляризаційної корелометрії у порівнянні з методами одноточкової лазерної поляриметрії - азимутальна стабільність (незалежність від орієнтації напрямків оптичних осей лінійно двопронезаломлюючих біологічних кристалів) величини КСВП, який є функціоналом відносно сталого ортогонального базису розкладу амплітуди лазерного випромінювання. Важливим кроком у розвитку методології двоточкових методів стало

розширення або виявлення додаткових інформаційних можливостей поляризаційної корелометрії лазерних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин. На основі аналізу виразу (1.2) комплексного ступеня взаємної поляризації  $V$  у роботах [210-212] було розвинено його теоретичний аналіз шляхом визначення дійсної ( $\text{Re}\{V\}$ ) та уявної ( $\text{Im}\{V\}$ ) частини даного комплексного параметра:

$$\text{Re}\{V(r_1, r_2)\} = \frac{(U_x(r_1)U_x(r_2) - U_y(r_1)U_y(r_2))^2 + 4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2)\cos\delta_{12}}{(U_x^2(r_1) + U_y^2(r_1))(U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2))}; \quad (1.3)$$

$$\text{Im}\{V(r_1, r_2)\} = \frac{4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2)\sin\delta_{12}}{(U_x^2(r_1) + U_y^2(r_1))(U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2))}. \quad (1.4)$$

На основі виразів (1.3) і (1.4) Ангельська А.О одержала [213] аналітичні вирази для визначення модуля  $|V|$  і фази  $\Psi$  комплексного ступеня взаємної поляризації  $V$

$$|V| = (\text{Re}\{V\})^2 + (\text{Im}\{V\})^2; \quad (1.5)$$

$$\Psi = \text{arctg} \frac{\text{Im}\{V\}}{\text{Re}\{V\}}. \quad (1.6)$$

Співвідношення (1.5) і (1.6) з урахуванням виразів (1.2) – (1.4) набувають наступного вигляду

$$|V| = \frac{A^2 + B^2 + 2AB\cos\delta_{12}}{C^2} = Q(\rho_{12}) + W(\rho_{12}, \delta_{12}); \quad (1.7)$$

$$\Psi = \text{arctg} \frac{B\sin\delta_{12}}{A + B\cos\delta_{12}} \equiv R(\rho_{12}, \delta_{12}), \quad (1.8)$$

де

$$\begin{cases} A = (U_x(r_1)U_x(r_2) - U_y(r_1)U_y(r_2))^2; \\ B = 4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2); \\ C = (U_x^2(r_1) + U_y^2(r_1))(U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2)). \end{cases} \quad (1.9)$$



Аналіз виразів (1.7) і (1.9) виявив, що  $Q(\rho_{12}) > W(\rho_{12}; \delta_{12})$ . На основі цього було встановлено, що модуль  $|V|$  комплексного ступеня взаємної поляризації  $V$  переважним чином залежить від величини розподілу напрямів оптичних осей  $(\rho(x, y) \rightarrow \begin{cases} U_x = U \cos \rho; \\ U_y = U \sin \rho. \end{cases} \rightarrow \text{tg} \rho \equiv \text{tg} \Theta)$  сітки біологічних кристалів.

Разом з тим, фазова складова  $\Psi$  комплексного ступеня взаємної поляризації є чутливою до змін величини оптичної анізотропії ( $\delta(\Delta n)$ ) речовини двопроренезаломлюючих структур.

### 1.3.2 Комплексний ступінь взаємної анізотропії (КСВА) біологічних об'єктів

В даному розділі проаналізовано можливість застосування іншого метода багатомірної “двоточкової” поляризаційно-кореляційної мікроскопії оптично-тонких гістологічних зрізів біологічних тканин і плівок біологічних рідин за рахунок використання іншого кореляційного параметру - комплексного ступеня взаємної анізотропії (КСВА)[214,215].

Однією з головних переваг поляризаційної корелометрії у порівнянні з методами азимутально-незалежної лазерної поляриметрії є наявність інформації не тільки про величину фазового зсуву між ортогональними компонентами амплітуди лазерної хвилі, але й про специфіку розподілу орієнтацій оптичних осей полікристалічної мережі біологічного шару.

В дисертації Ушенко Ю.О. [215] детально проаналізовано механізм розрахунку величини комплексного ступеня взаємної анізотропії (КСВА). Зокрема, для описання механізмів фазової анізотропії було введено узагальнений матричний оператор лінійного та циркулярного двопроренезаломлення

$$\{D\} = \{B\}\{A\} = \begin{bmatrix} \sin^2 \gamma + \cos^2 \gamma \exp(-i\phi) \\ \sin \gamma \cos \gamma (1 - \exp(-i\phi)) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sin \gamma \cos \gamma (1 - \exp(-i\phi)) \\ \cos^2 \gamma + \sin^2 \gamma \exp(-i\phi) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}$$

Тут  $\gamma$  - напрям укладання фібрил,  $\phi$  - фазовий зсув між лінійно-поляризованими ортогональними складовими амплітуди світлового пучка;  $\theta$  - кут повороту площини поляризації світлового пучка, перетвореного білковим ланцюгом.

З урахуванням виразу матриці Джонса  $\{D\}$ , для азимутально-інваріантної ситуації зондування біологічної тканини циркулярно поляризованим пучком, було визначено взаємозв'язок фазової анізотропії біологічного шару та поляризаційної структури його зображення

$$\begin{pmatrix} U_x(r) \\ U_y(r) \end{pmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} d_{11}(r) & d_{12}(r) \\ d_{21}(r) & d_{22}(r) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ i \end{pmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{pmatrix} d_{11}(r) + id_{12}(r) \\ d_{21}(r) + id_{22}(r) \end{pmatrix}. \quad (1.10)$$

Вираз (1.10) дає можливість аналітичного запису “одноточкового” взаємозв'язку між амплітудними (мікроскопічне зображення) і оптично анізотропними параметрам (оптично-тонкий біологічний шар)

$$\begin{cases} U_x(r) = f(\gamma, \phi, \theta); \\ U_y(r) = g(\gamma, \phi, \theta). \end{cases} \quad (1.11)$$

У рамках “двоточкового” підходу [186,203,204], за аналогією з параметром КСВП  $V(r_1, r_2)$ , було введено інший кореляційний параметр  $W(r_1, r_2)$  – комплексний ступень взаємної анізотропії (КСВА). Він безпосередньо характеризує ступень узгодженості лінійного та циркулярного двопронезаломлення різних точок полікристалічної мережі біологічного шару.

$$V \begin{pmatrix} U_x(r_1, r_2) \\ U_y(r_1, r_2) \end{pmatrix} \rightarrow W \begin{pmatrix} f(d_{ik}(r_1, r_2)) \\ g(d_{ik}(r_1, r_2)) \end{pmatrix}. \quad (1.12)$$

Співвідношення (1.13) визначає аналітичний вигляд комплексного ступеня взаємної анізотропії

$$W(r_1, r_2) = \frac{\{d_{11}(r_1, r_2) + d_{12}(r_1, r_2) + d_{21}(r_1, r_2) + d_{22}(r_1, r_2)\}^2}{I(r_1)I(r_2)}, \quad (1.13)$$

Тут  $d_{ik}(r_1, r_2)$  - узагальнені матричні елементи наступного вигляду

$$\begin{cases} d_{11}(r_1, r_2) = d_{11}(r_1)d_{11}(r_2); \\ d_{12}(r_1, r_2) = d_{12}(r_1)d_{12}(r_2); \\ d_{21}(r_1, r_2) = d_{21}(r_1)d_{21}(r_2); \\ d_{22}(r_1, r_2) = d_{22}(r_1)d_{22}(r_2), \end{cases} \quad (1.14)$$

де  $d_{ik}$  – комплексні елементи матриці Джонса  $\{D\}$ .

В основу експериментального вимірювання комплексних елементів  $d_{ik}$  покладений підхід, який запропонований у [216,217]. Тут матрицю  $\{D\}$  записують у вигляді дійсної  $R_{ik}$  та уявної (фазові кути)  $\Theta_{ik}$  складових

$$\{D\} = \begin{vmatrix} R_{11}(r)\exp\Theta_{11}(r) & R_{12}(r)\exp\Theta_{12}(r) \\ R_{21}(r)\exp\Theta_{21}(r) & R_{22}(r)\exp\Theta_{22}(r) \end{vmatrix}, \quad (1.15)$$

Величини  $R_{ik}$  вимірюються наступним чином:

- опромінюємо зразок лінійно-поляризованим пучком світла з азимутом  $\alpha_0 = 0^\circ$ ;
- обертаємо площину пропускання поляризатора на кути  $\Omega = 0^\circ; \Omega = 90^\circ$  і вимірюємо інтенсивності пропущеного випромінювання  $I_0^0; I_{90}^0$ ;
- опромінюємо зразок лінійно-поляризованим пучком світла з азимутом  $\alpha_0 = 90^\circ$ ;

- обертаємо площину пропускання поляризатора на кути  $\Omega = 0^0; \Omega = 90^0$  і вимірюємо інтенсивності пропущеного випромінювання  $I_0^{90}; I_{90}^{90}$ ;
- розраховуємо дійсні складові  $R_{ik}$

$$\begin{cases} R_{11} = \sqrt{I_0^0}; \\ R_{12} = \sqrt{I_{90}^0}; \\ R_{21} = \sqrt{I_0^{90}}; \\ R_{22} = \sqrt{I_{90}^{90}}. \end{cases} \quad (1.16)$$

Величини  $\Theta_{ik}$  вимірюються наступним чином:

- опромінюємо зразок право ( $\otimes$ ) циркулярно-поляризованим пучком світла;
- обертаємо площину пропускання поляризатора на кути  $\Omega = 0^0; \Omega = 90^0$  і вимірюємо інтенсивності пропущеного випромінювання  $I_0^\otimes; I_{90}^\otimes$ ;
- розраховуємо різниці фазових кутів  $\theta_{11} - \theta_{12}$  і  $\theta_{22} - \theta_{21}$  уявної частини елементів  $d_{ik}$

$$\theta_{11} - \theta_{12} = 0,5 \arcsin \left( \frac{2I_0^\otimes - R_{11}^{0,5} - R_{12}^{0,5}}{R_{11}R_{12}} \right) \equiv A; \quad (1.17)$$

$$\theta_{22} - \theta_{21} = 0,5 \arcsin \left( \frac{2I_{90}^\otimes - R_{22}^{0,5} - R_{21}^{0,5}}{R_{22}R_{21}} \right) \equiv B. \quad (1.18)$$

- опромінюємо зразок лінійно-поляризованим пучком світла з азимутом  $\alpha_0 = 45^0$

- обертаємо площину пропускання поляризатора на кути  $\Omega = 0^0; \Omega = 90^0$  і вимірюємо інтенсивності пропущеного випромінювання  $I_0^{45}; I_{90}^{45}$ ;
- розраховуємо різниці фазових кутів  $\theta_{11} - \theta_{21}$  і  $\theta_{22} - \theta_{12}$  уявної частини елементів  $d_{ik}$

$$\theta_{11} - \theta_{21} = 0,5 \arccos \left( \frac{2I_0^{45} - R_{11}^{0,5} - R_{12}^{0,5}}{R_{11}R_{12}} \right) \equiv C; \quad (1.19)$$

$$\theta_{22} - \theta_{12} = 0,5 \arccos \left( \frac{2I_{90}^{45} - R_{22}^{0,5} - R_{21}^{0,5}}{R_{22}R_{21}} \right) \equiv D. \quad (1.20)$$

- із виразів (1.17) - (1.20) визначаємо сукупність фазових кутів  $\Theta_{ik}$

$$\begin{cases} \Theta_{11} = 0,5(3C - A - 3B - D); \\ \Theta_{12} = 0,5(3C - 3A - 3B - D); \\ \Theta_{21} = 0,5(C - A - 3B - D); \\ \Theta_{22} = 0,5(C - A - B - D). \end{cases} \quad (1.21)$$

Таким чином, розрахунок координатних розподілів значень КСВА біологічного шару здійснюється у відповідності з алгоритмом (1.15) - (1.21).

### 1.3.3 Ступінь кореляції вектора Стокса

В роботах Я.Терво та А.Фріберга [186, 218, 219] аналітично обґрунтовано введення двоточкових параметрів вектора Стокса для дослідження кореляційних властивостей поля.

Поляризацію світла можна охарактеризувати багатьма альтернативними, але еквівалентними способами. Одним з найбільш широко використовуваних методів є використання параметрів вектора Стокса [220,221]. Якщо ми виберемо просторово-частотне представлення світла, то параметри Стокса

можна буде фізично інтерпретувати в термінах сум і різниць інтенсивностей ортогональних компонентів світла:

$$S_0(r, w) = I_x(r, w) + I_y(r, w) \quad (1.22)$$

$$S_1(r, w) = I_x(r, w) - I_y(r, w) \quad (1.23)$$

$$S_2(r, w) = I_\alpha(r, w) - I_\beta(r, w) \quad (1.24)$$

$$S_3(r, w) = I_r(r, w) - I_l(r, w) \quad (1.25)$$

Тут  $r$  визначає координату  $(x, y)$ ,  $w$  - являє собою кутову частоту, а  $I_x$  і  $I_y$  є інтенсивностями (спектральними густинами) компонентів  $x$  і  $y$ . Крім того,  $I_\alpha$  і  $I_\beta$  є однаковими для компонентів в системі координат, яка повернута на  $45^\circ$  проти годинникової стрілки, а  $i$  - інтенсивності правої і лівої компонентів з циркулярною поляризацією, відповідно.

В роботі [185] представлення параметрів вектора Стокса було розширено, щоб охопити також кореляційні властивості електромагнітного поля, в зв'язку з чим були введені так звані двоточкові параметри Стокса

$$S_0(r_1, r_2, w) = W_{xx}(r_1, r_2, w) + W_{yy}(r_1, r_2, w) \quad (1.26)$$

$$S_1(r_1, r_2, w) = W_{xx}(r_1, r_2, w) - W_{yy}(r_1, r_2, w) \quad (1.27)$$

$$S_2(r_1, r_2, w) = W_{yx}(r_1, r_2, w) + W_{xy}(r_1, r_2, w) \quad (1.28)$$

$$S_3(r_1, r_2, w) = i[W_{xx}(r_1, r_2, w) - W_{yy}(r_1, r_2, w)] \quad (1.29)$$

де

$$W_{ij}(r_1, r_2, w) = \langle E_i^*(r_1, w) E_j(r_2, w) \rangle \quad (1.30)$$

Проте, незважаючи на той факт, що двоточкові параметри вектора Стокса можуть бути застосовані для дослідження кореляційної структури поля, їх фізична інтерпретація є ідентичною до односточкових параметрів вектора Стокса.

Використовуючи ступінь когерентності електро-магнітного поля  $\mu_\varepsilon$  [186, 216,217], “двоточкові” параметри вектора Стокса [222] можна переписати в наступному вигляді:

$$\sum_{j=0}^3 |S_j(r_1, r_2, w)|^2 = 2\mu_\varepsilon^2(r_1, r_2, w)S_0(r_1, w)S_0(r_2, w) \quad (1.31)$$

Кореляційні характеристики “двоточкових” параметрів вектора Стокса експериментально [223] можна визначити використовуючи інтерферометр Юнга.

### **1.3.4 Діагностичні аспекти застосування “двоточкових” методів при дослідженні біологічних об’єктів**

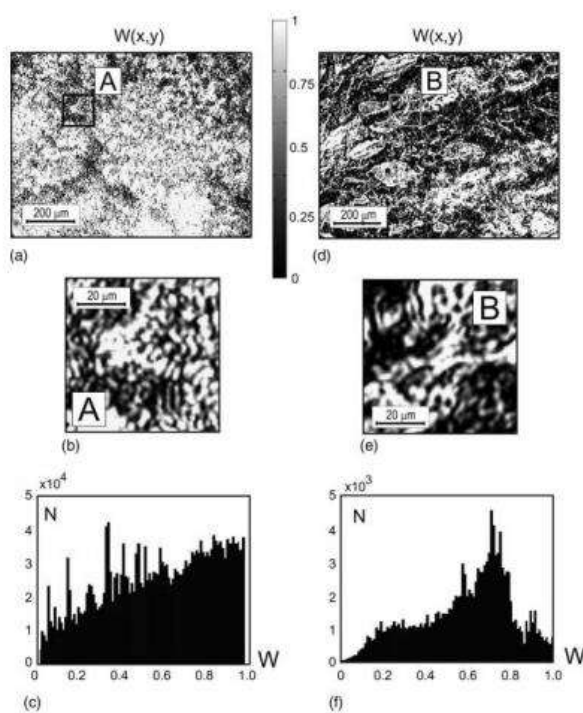
У [224,225] аналітично обґрунтована та експериментально підтверджена діагностична ефективність аналізу оптичної анізотропії багат шарових біологічних тканин на основі застосування нових фізичних параметрів, - модуля і фази КСВП лазерних об’єктних полів, що характеризують кореляційну подібність станів поляризації, обумовлених впливами розподілів орієнтацій оптичних осей та двопронезаломлення різних ділянок сітки біологічних кристалів.

Установлено [226, 227], що найбільш чутливими до зміни орієнтацій оптичних осей сітки біологічних кристалів оптично тонких шарів тканин жіночої репродуктивної сфери є статистичні моменти 3-го та 4-го порядку (асиметрія та ексцес), які характеризують розподіли значень модуля КСВП; зміна двопронезаломлення позаклітинної матриці проявляється у зміні ексцесу, що характеризує гостроту піку розподілу значень КСВП.

На основі цього здійснена діагностика виникнення доброякісної пухлини (фіброміоми) тканини міометрія та реалізована диференціація ранніх (дисплазія) передракових змін оптичних властивостей сітки біологічних кристалів тканини шийки матки.

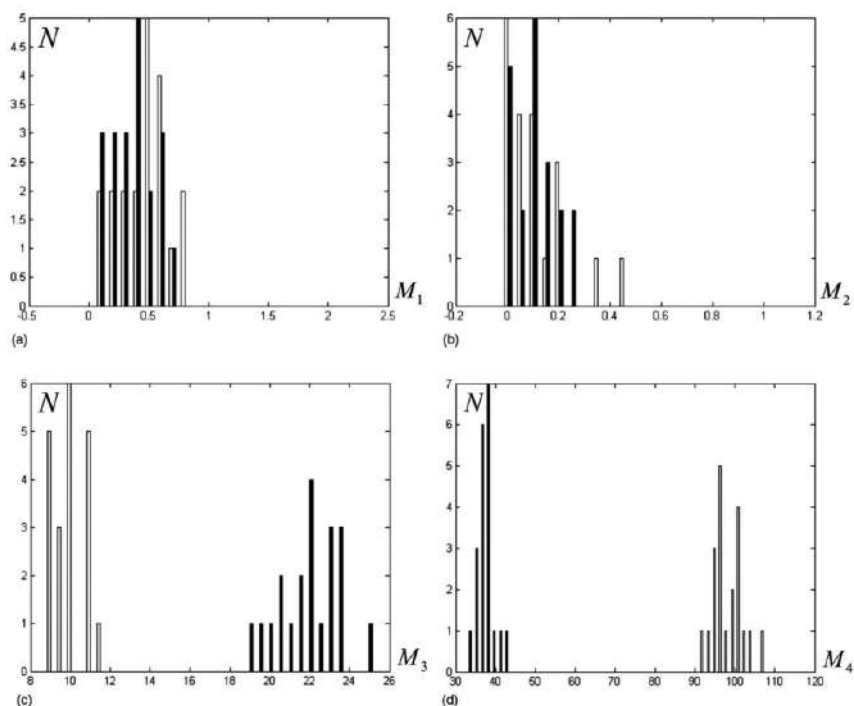
Даний напрямок поляризаційно-кореляційних досліджень [228,229] було узагальнено кореляційним аналізом формування локальної деполаризації полів розсіяного випромінювання, як функції різниці фазових зсувів між лінійно та ортогонально поляризованими компонентами амплітуди різних точок такого поля.

В роботах [225,229,230] продемонстрована діагностична ефективність методу КСВА та КСВП картографування за рахунок використання комплексного статистичного, кореляційного та фрактального аналізу. В якості зразків дослідження було використано здорову та патологічно змінену сполучну тканину.

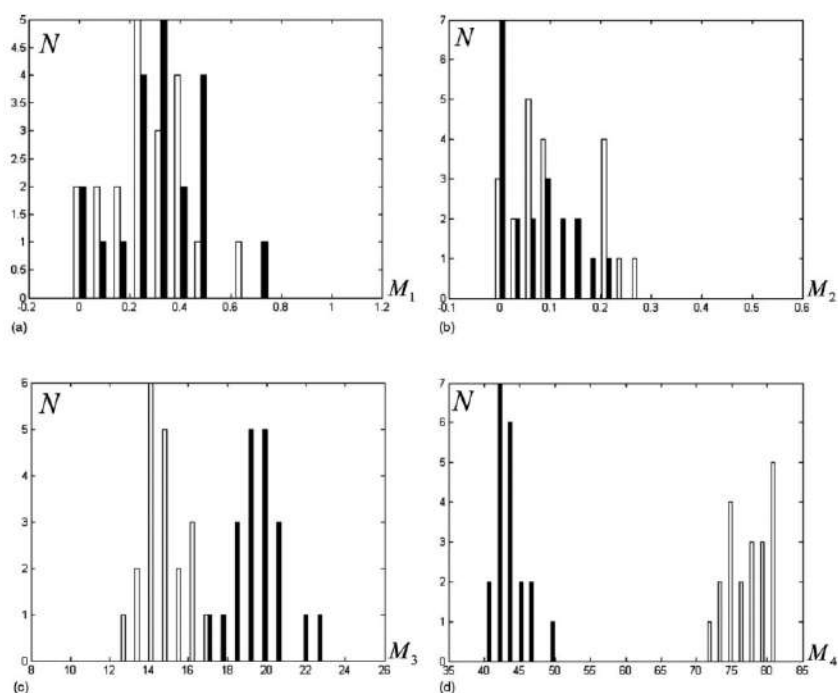


**Рис. 1.3** Координатний розподіл та гістограми значень КСВА здорової (ліва колонка) та патологічно-зміненої сполучної тканини.





**Рис. 1.4** Гістограми статистичних моментів 1-го – 4-го порядків координатних розподілу значень КСВА  $W(x,y)$  фізіологічно нормальної (білі стовпці) та патологічно зміненої (чорні стовпці) сполучної тканини.



**Рис. 1.5** Гістограми статистичних моментів 1-го – 4-го порядків координатних розподілу значень КСВПІ  $V(x,y)$  фізіологічно нормальної (білі стовпці) та патологічно зміненої (чорні стовпці) сполучної тканини.

З отриманих даних про координатні розподіли КСВА  $W(x,y)$  оптично тонких шарів сполучної тканини видно, що середнє та дисперсія розподілів  $W(x,y)$  зразків обох типів мало різняться. Для двовимірних розподілів лазерних зображень КСВП  $V(x,y)$  також практично відсутня різниця між  $M_1$  і  $M_2$ . Проте, значення асиметрії  $M_3$  розподілів  $W(x,y)$  досліджуваних зразків відрізняються в 2,1 рази; ексцес  $M_4$  в 3,2 рази. Для координатних розподілів КСВП  $V(x,y)$ , значення 3-го і 4-го статистичних моментів змінюються для  $M_3$  в 1,3 рази; для  $M_4$  в 1,8 рази [229].

Однак, застосування в якості діагностичних параметрів комплексного ступеня взаємної поляризації та комплексного ступеня взаємної анізотропії не дає вичерпно повної інформації про структуру та властивості об'єкту, а застосування “двоточкових” параметрів вектора Стокса обґрунтовано лише аналітично [185-225]. Тому, на сьогоднішній день, актуальним залишається питання імплементації теоретичних даних в практику біомедичних досліджень.

Розглянуті “одноточкові” (Стокс-поляриметрия, Мюллер матрична поляриметрия) та “двоточкові” (КСВА-картографування, КСВП-картографування, кореляційні параметри вектора Стокса) методи досліджень несуть інтегральну по об'єму інформацію про полікристалічну структуру біологічних об'єктів. Однак, біологічні тканини та рідини володіють складною просторовою ієрархією, а патологічні зміни оптично-анізотропної структури не є дифузними по об'єму, а просторово локалізовані на певній “глибині”. Тому постає питання використання 3D голографічних методів дослідження складної структури біологічних об'єктів.

#### **1.4 Цифрові голографічні методи одержання тримірних матриць Мюллера**

Актуальним, на сьогоднішній день, є пошук можливостей дослідження біологічних об'єктів на різній “глибині”, адже структурні патологічні зміни є просторово локалізованими.

В роботах Т. Кобати [230,231] запропонована методика цифрового голографічного одержання матриці Мюллера. Продемонстровано [230], що 3D матриця Мюллера може бути отримана з векторів Стокса, які обчислюються з комплексної амплітуди двох ортогонально поляризованих джерел світла. Комплексна амплітуда може бути отримана методом цифрової голографії. У запропонованому методі тривимірне представлення матриці Мюллера досягається 12 записами. Результати оптичних експериментів [231] підтверджують реалізацію запропонованого методу шляхом вимірювання матриць Мюллера чотирьох лінійних поляризаторів, чвертьхвильової платівки і двох лінійних поляризаторів, встановлених в різних положеннях.

Реалізована тривимірна поляризаційна візуалізація за допомогою інтегрального представлення зображень [232] та цифрової голографії [233], яка дозволяє вимірювати поляризаційні властивості в кожному пікселі і на довільній глибині без механічного сканування. У підході інтегральної візуалізації просторова роздільна здатність відновленого зображення обмежена лінзовою ґраткою. З іншого боку, просторова роздільна здатність, отримана за допомогою цифрового голографічного підходу, вище, ніж у інтегрального методу візуалізації. Методом цифрової голографії можна записувати і відновлювати комплексну амплітуду світлової хвилі на довільній глибині. Таким чином, поляризаційні характеристики об'єкта можуть бути отримані на довільній глибині.

Матриця Мюллера може бути отримана з вектора Стокса, який розраховується з розподілів горизонтальної та вертикальної компонентів комплексних амплітуд. Розподіл комплексних амплітуд отримано за допомогою цифрової голографії. Горизонтальні та вертикальні поляризаційні компоненти комплексних амплітуд об'єктної хвилі можуть бути визначені наступними виразами:

$$A_x(x, y) = a_x(x, y)\exp\{i\varphi_x(x, y)\} \quad (1.32)$$

$$A_y(x, y) = a_y(x, y)\exp\{i\varphi_y(x, y)\} \quad (1.33)$$

де  $a_{x,y}(x, y)$  – амплітуди ортогональних компонентів об’єктної хвилі,  $\varphi_{x,y}(x, y)$  – розподіл ортогональних компонентів фази об’єктної хвилі.

Використовуючи вирази (1.32) та (1.33) можемо отримати наступний вигляд вектора Стокса

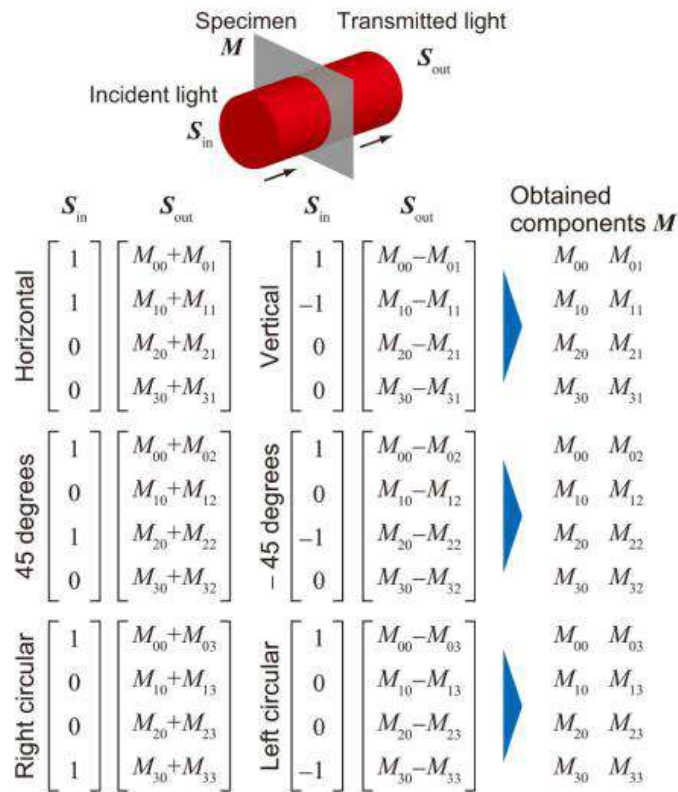
$$S(x, y) = \begin{bmatrix} S_0(x, y) \\ S_1(x, y) \\ S_2(x, y) \\ S_3(x, y) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} |A_x(x, y)|^2 + |A_y(x, y)|^2 \\ |A_x(x, y)|^2 - |A_y(x, y)|^2 \\ 2\text{Re}[A_x(x, y)A_y^*(x, y)] \\ 2\text{Im}[A_x(x, y)A_y^*(x, y)] \end{bmatrix} \quad (1.34)$$

де  $\text{Re} [\dots]$  і  $\text{Im} [\dots]$  позначають дійсну і уявну частини комплексної амплітуди відповідно. Позначення  $*$  означає комплексне спряження. Рівняння (1.34) показує, що вектор Стокса може бути отриманий лише з двох розподілів комплексних амплітуд.

Вихідний вектор Стокса перетворений матрицею Мюллера, яка визначає поляризаційні характеристики об’єкту може бути записана у наступному вигляді

$$S_{\text{вих}} = MS_{\text{вх}} \quad (1.35)$$

Матриця  $M$  визначає всі поляризаційні характеристики об’єкта. На рис.1 продемонстровано, що всі компоненти матриці Мюллера можуть бути пораховані маючи шість різних типів поляризації вхідного пучка та пучка на виході (вертикально, горизонтально, лінійно поляризованого під кутом  $\pm 45^\circ$ , права та ліво циркулярно поляризований пучок).



**Рис. 1.6** Розрахунок всіх компонентів матриці Мюллера  $M$ .

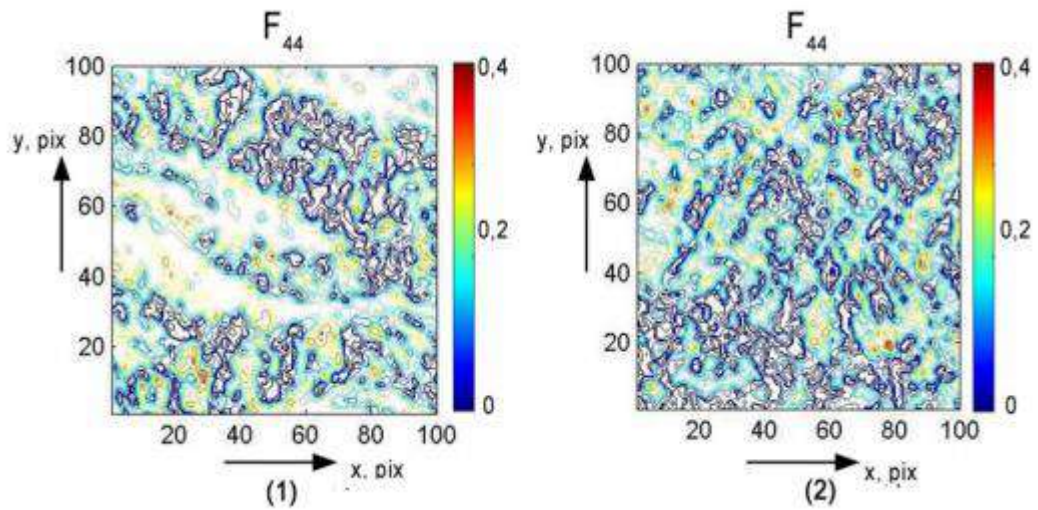
Алгоритм експериментального розрахунку матриці Мюллера модельних об'єктів (лінійного поляризатора, чвертьхвильової платівки) наведено в [231].

Запропонований метод [231-234] може бути застосований в промислових і біомедичних галузях для вимірювання тривимірних поляризаційних властивостей зразків, таких як лінійне та циркулярне двопронезаломлення, лінійний та циркулярний дихроїзм, деполаризація.

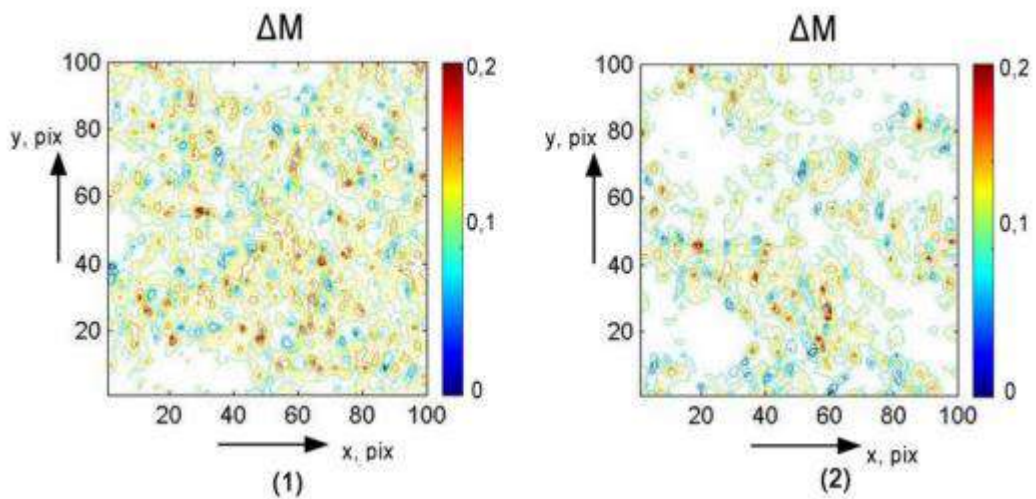
В роботах групи Ушенко О.Г. [235-238] продемонстрована ефективність діагностичного застосування цифрових голографічних методів для дослідження та диференціації ступеня складності патологічних змін біологічних об'єктів.

Зокрема, в [239] представлено метод азимутально-інваріантного тривимірного пошарового Мюллер матричного (ММ) картографування фазових і амплітудних параметрів анізотропії частково деполаризуючих шарів доброякісних (аденома) і злоякісних (карцинома) пухлин простати.

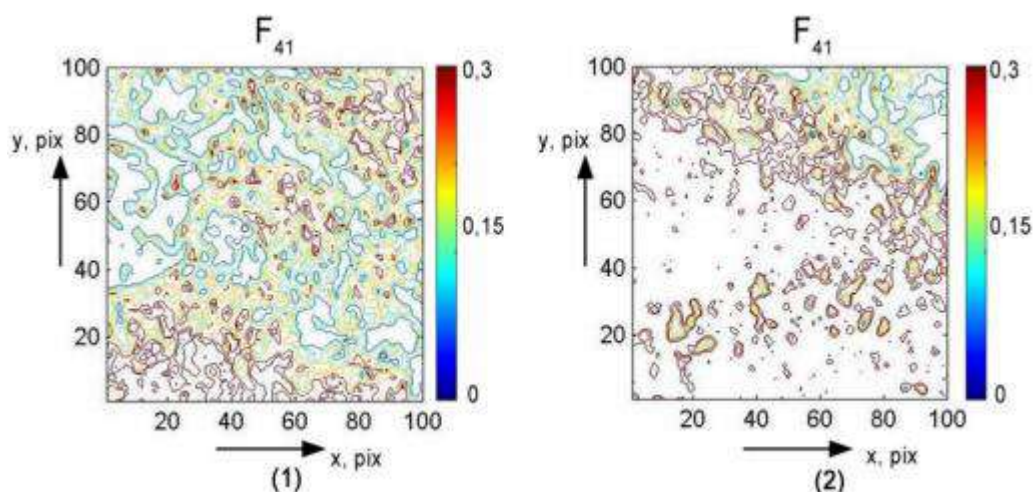
На рис. 1.7 - рис.1.10 наведені координатні розподіли Мюллер матричних інваріантів для фіксованого фазового перерізу ( $\varphi \approx 0,45$  рад).



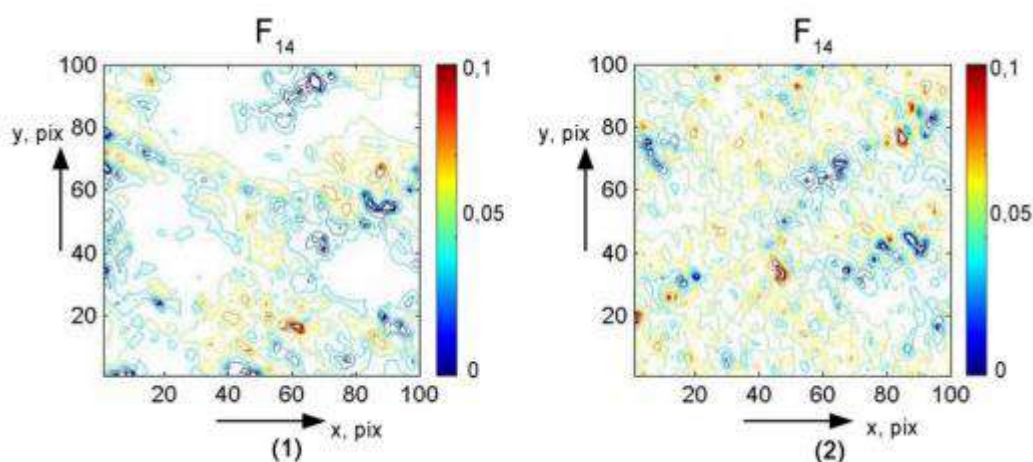
**Рис. 1.7** Координатний розподіл Мюллер матричного інваріанта  $F_{44}$ , який характеризує лінійне двопронезаломлення LB зразків аденоми (1) та зразків карценоми (2) простати.



**Рис. 1.8** Координатний розподіл Мюллер матричного інваріанта  $\Delta M$ , який характеризує циркулярне двопронезаломлення СВ зразків аденоми (1) та зразків карценоми (2) простати.



**Рис. 1.9** Координатний розподіл Мюллер матричного інваріанта  $F_{41}$ , який характеризує лінійний дихроїзм LD зразків аденоми (1) та зразків карценоми (2) простати.



**Рис. 1.10** Координатний розподіл Мюллер матричного інваріанта  $F_{14}$ , який характеризує циркулярний дихроїзм CD зразків аденоми (1) та зразків карценоми (2) простати.

Аналіз рис. 1.7 та рис. 1.8, які характеризують лінійне та циркулярне двопронезаломлення, показав, що доброякісна пухлина містить розвинену новоутворену мережу лінійного двопронезаломлення, яка формується за рахунок збільшення концентрації оптично активних білкових молекул [240-246].



Онкологічні процеси супроводжуються деструкцією фібрилярної мережі. Оптично це проявляється в зменшенні структурної анізотропії - лінійного двопронезаломлення ( $LB \downarrow$ ) тканини простати. Завдяки цьому середнє значення і діапазон зміни випадкових величин розподілу ММІ  $F_{44}(\varphi, m \times n) \sim \cos LB$  зростає (рис. 1.7, фрагменти (1), (2)). Паралельно з цим через некроз знижується концентрація оптично активних білкових молекул. Внаслідок, для розподілу  $\Delta M(\varphi, m \times n) \sim \tan CB$ , є зворотний сценарій - зменшення середнього і діапазону зміни випадкових величин (рис. 1.8, фрагменти (1), (2)).

Найбільша різниця між статистичними моментами  $Z_{i=1;2;3;4}(F_{41}; F_{14})$  досягається в діапазоні більших значень «фазових» перерізів ( $0,6 \text{ рад} < \varphi < 0,9 \text{ рад} \Rightarrow \varphi^* = 0,75 \text{ рад}$ ).

У таблиці 1 представлені статистичні критерії диференціації доброякісних та злоякісних пухлин передміхурової залози з використанням методу 3D азимутально-інваріантної ММ-томографії  $[F_{44}; \Delta M; F_{41}; F_{14}] (\varphi, m \times n)$ .

**Таблиця 1.4.**

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядку, які характеризують координатні розподіли ММІ  $[F_{44}; \Delta M; F_{41}; F_{14}] (\varphi, m \times n)$  для оптимального фазового перерізу  $\varphi^*$ .

Parameters	Adenoma		Carcinoma		Accuracy, Ac, %	
	$F_{44}$	$\Delta M$	$F_{44}$	$\Delta M$	$F_{44}$	$\Delta M$
MMI ( $\varphi^* = 0.45 \text{ rad}$ )						
$Z_1$	$0.29 \pm 0.017$	$0.12 \pm 0.007$	$0.44 \pm 0.029$	$0.07 \pm 0.004$	85	82
$Z_2$	$0.21 \pm 0.012$	$0.15 \pm 0.008$	$0.14 \pm 0.006$	$0.11 \pm 0.005$	81	79
$Z_3$	$0.46 \pm 0.029$	$0.63 \pm 0.041$	$0.69 \pm 0.037$	$0.92 \pm 0.055$	91	89
$Z_4$	$0.57 \pm 0.033$	$0.88 \pm 0.053$	$1.03 \pm 0.059$	$1.39 \pm 0.084$	92	87
MM ( $\varphi^* = 0.75 \text{ rad}$ )						
	$F_{41}$	$F_{14}$	$F_{41}$	$F_{14}$	$F_{41}$	$F_{14}$
$Z_1$	$0.210 \pm 0.013$	$0.0750 \pm 0.0042$	$0.15 \pm 0.091$	$0.093 \pm 0.005$	81	73
$Z_2$	$0.14 \pm 0.008$	$0.09 \pm 0.005$	$0.095 \pm 0.006$	$0.12 \pm 0.071$	79	77
$Z_3$	$0.77 \pm 0.043$	$0.98 \pm 0.052$	$1.18 \pm 0.063$	$0.61 \pm 0.037$	92	91
$Z_4$	$0.96 \pm 0.054$	$1.31 \pm 0.079$	$1.65 \pm 0.093$	$0.99 \pm 0.056$	94	93

Визначено [247] найбільш чутливі параметри до відмінностей між полікристалічною структурою зразків аденоми та карциноми простати -



статистичні моменти третього та четвертого порядків, що характеризують асиметрію та ексцес координатного розподілу  $[F_{44}; \Delta M; F_{41}; F_{14}]$  ( $\phi^*$ ,  $m \times n$ ).

За цими параметрами, згідно з канонами доказової медицини [246,247], забезпечується відмінний рівень збалансованої точності методу 3D-азимутально-інваріантної ММ томографії для частково деполаризуючих ( $\Lambda \leq 50\%$ ) шарів біологічних тканин при диференціальній діагностиці доброякісних та злоякісних пухлин. Рівень точності сягає -  $A_c (Z_{3,4} (F_{44}; 41; 14, \Delta M)) \sim 91\% - 94\%$ .

### 1.5 Висновки до розділу 1

1. Розглянуто сукупність методів і принципів “одноточкової” поляризаційної, Стокс-поляриметричної та Мюллер-матричної мікроскопії полікристалічної структури оптично анізотропних біологічних шарів.
2. Проаналізовано основні системи і принципи 2D зображувальної Стокс-поляриметрії та виявлено набір діагностично актуальних взаємозв’язків між розподілами параметрів фазової та амплітудної анізотропії та розподілами значень азимута та еліптичності поляризації мікроскопічних і Мюллер-матричних зображень.
3. Констатовано необхідність розроблення нових азимутально-інваріантних “одноточкових” методик Стокс-поляриметрії, які базуються на принципах кореляційного аналізу поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних об’єктів.
4. Проведений огляд можливостей розроблення нових методів 3D Стокс-корелометрії на основі синтезу методів поляриметриї, інтерферометрії та цифрового голографічного відтворення полів комплексних амплітуд у різних фазових площинах.

## РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

### 2.1. Основні поняття і визначення напрямку Стокс корелометрія

У даному розділі наведено дані про основні поняття та визначення, які покладені в основу нової складової лазерної поляриметрії – Стокс-корелометрія біологічних тканин і рідин.

Під напрямком “*Стокс-корелометрія поляризаційно неоднорідних полів оптично-анізотропних біологічних шарів*”, який розвивається в нашій дисертаційній роботі, будемо розуміти сукупність нових поляризаційних, поляризаційно-кореляційних, інтерференційних і цифрових голографічних “двоточкових” методів, які забезпечують одержання комплексної інформації про дво- (2D) та тривимірні (3D) розподіли фотометричних, поляризаційних і фазових параметрів лазерних полів, перетворених полікристалічними мережами біологічних шарів (гістологічні зрізи біологічних тканин і полікристалічні плівки біологічних рідин). На цій основі будуть визначені діагностичні взаємозв’язки між 2D та 3D розподілами параметрів оптичної анізотропії (лінійне та циркулярне двопроменезаломлення) мереж біологічних кристалів та поляризаційно-кореляційною структурою перетвореного ними лазерного поля.

Під “одноточковими” 2D методами будемо розуміти експериментальне вимірювання у кожній точці (пікселі) поляризаційно-неоднорідного поля біологічного шару розподілів наступних параметрів:

- поляризаційних (параметри вектора Стокса, азимут, еліптичність);
- фазових (фазовий зсув між ортогональними компонентами амплітуди);
- інтерференційних (видність інтерференційної картини);

Під “двоточковими” 2D методами будемо розуміти експериментальне (поляризаційне та кореляційне із використанням лазерної опорної хвилі) вимірювання ступеня взаємної кореляції параметрів вектора Стокса.

Будемо розрізняти три групи “двоточкових” 2D методів:

- поляризаційні;
- поляризаційно-інтерференційні;
- поляризаційно-кореляційні.

Під 3D “двоточковими” методами будемо розуміти експериментальне вимірювання за допомогою методів цифрової голографії тривимірних розподілів значень параметрів:

- вектора Стокса,
- азимута поляризації;
- еліптичності поляризації.

Результатом такого підходу до розширення функціональних можливостей лазерної поляриметрії є формування структурно-логічної схеми стокс-корелометрії біологічних тканин і рідин.

## **2.2. Структурно-логічні схеми методів і систем Стокс корелометрії**

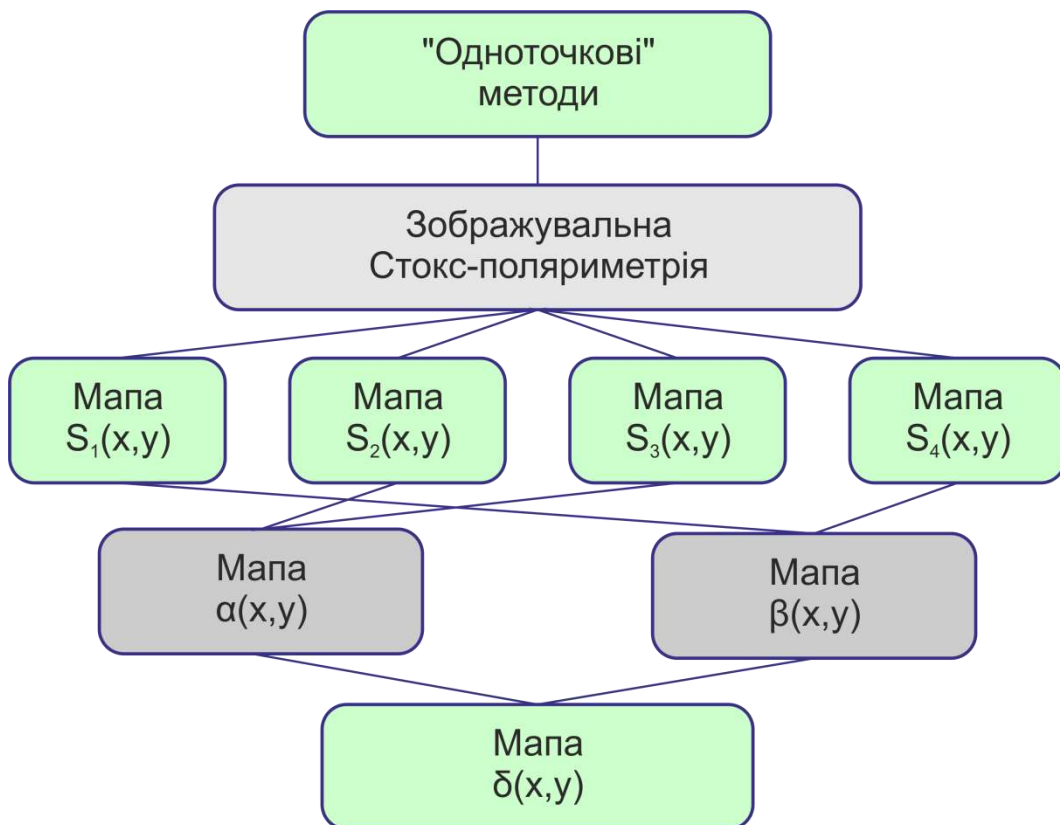
### **2.2.1. “Одноточкові” поляризаційні системи та параметри**

Під “одноточковими” параметрами поляризаційно-неоднорідного поля у кожній його точці з координатою  $r$  будемо розуміти наступну сукупність характеристик:

- комплексна амплітуда  $E(r)$ ;
- ортогональні складові  $E_x(r)$  і  $E_y(r)$  комплексної амплітуди  $E(r)$ ;
- азимут поляризації  $\alpha(r)$ ;
- еліптичність поляризації  $\beta(r)$ ;

- фазовий зсув між ортогональними (лінійно- та циркулярно поляризованими) складовими амплітуди лазерного випромінювання  $\delta(r)$ ;
- значення сукупності параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(r)$ .

На рис. 2.1 представлена структурно логічна схема сукупності “одноточкових” методів нашого дисертаційного дослідження для вивчення координатних розподілів (мап) параметрів лазерних об’єктних полів оптично-анізотропних біологічних шарів.



**Рис. 2.1.** Структурно-логічна схема “одноточкових” методів досліджень.

### 2.2.2. “Двоточкові” поляризаційно-кореляційні системи та параметри

Під “двоточковими” поляризаційними характеристиками об’єктного поля, перетвореного оптично-анізотропним шаром, будемо розуміти наступну сукупність параметрів:

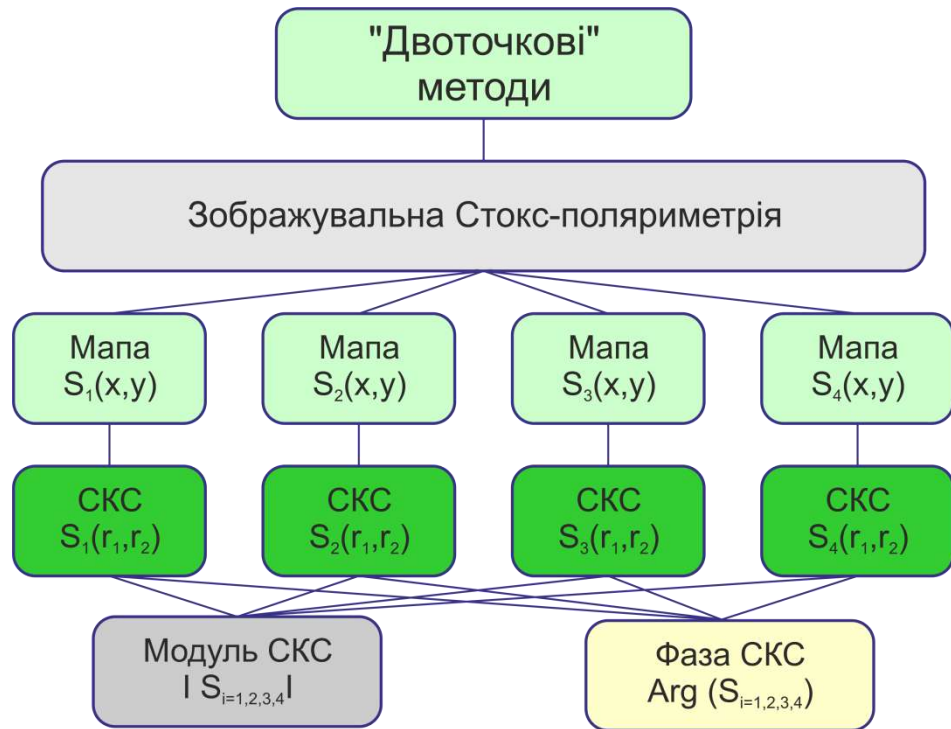
- матриця спектральної густини  $J(r_1, r_2) = \begin{vmatrix} E_x^*(r_1)E_x(r_2) & E_x^*(r_1)E_y(r_2) \\ E_y^*(r_1)E_x(r_2) & E_y^*(r_1)E_y(r_2) \end{vmatrix}$ ;
- модуль ступеня кореляції параметрів “двоточкового” вектора Стокса (МСКС)  $|S_{i=1;2;3;4}|(r_1, r_2)$ ;
- фаза ступеня кореляції параметрів “двоточкового” вектора Стокса (ФСКС)  $ArgS_{i=1;2;3;4}(r_1, r_2)$ ;

МСКС і ФСКС визначають взаємозв’язки між параметрами оптичної анізотропії (розподіли напрямів оптичних осей, лінійне та циркулярне двопороменезаломлення) біологічного шару та станами поляризації його граничного поля у точках з координатами  $r_1$  і  $r_2$ .

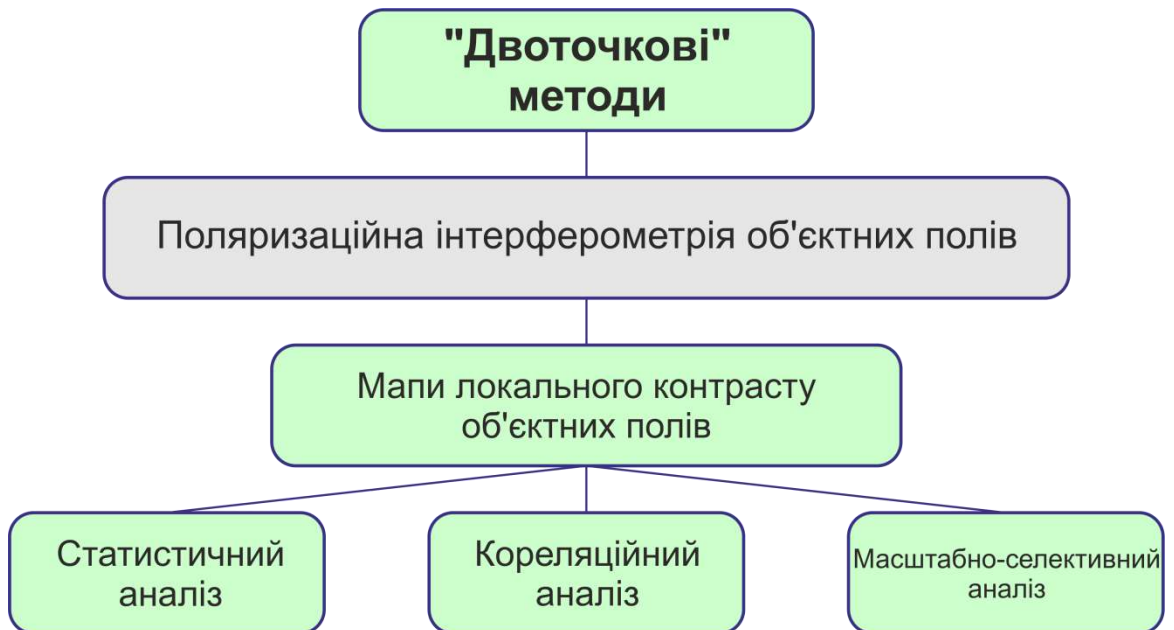
Під “двоточковими” поляризаційно-інтерференційними характеристиками об’єктного поля, перетвореного оптично-анізотропним шаром, будемо розуміти:

- величину локального контрасту інтерференційного розподілу в поляризаційно-неоднорідному лазерному об’єктному полі  $W(r_1, r_2)$  у точках з координатами  $r_1$  і  $r_2$ ;
- множину значень  $W(r_1, r_2)$  для різних станів поляризації опорної лазерної хвилі.

На рис. 2.2 і рис. 2.3 представлена структурно логічна схема сукупності “двоточкових” поляризаційно-кореляційних та інтерференційних методів нашого дисертаційного дослідження для вивчення координатних розподілів (мап) параметрів (модуля і фази СКС) поляризаційно-неоднорідних мікроскопічних зображень та локального контрасту інтерференційних розподілів лазерних об’єктних полів оптично-анізотропних біологічних шарів.



**Рис. 2.2.** Структурно-логічна схема поляризаційних “двоточкових” методів досліджень.



**Рис. 2.3.** Структурно-логічна схема поляризаційно-інтерференційних “двоточкових” методів досліджень.

### 2.2.3. Методи і засоби 3D Стокс-поляриметрії

До 3D характеристик поляризаційно-неоднорідних полів оптично анізотропних біологічних шарів відноситься наступна сукупність параметрів:

- різниця фаз між об'єктною та опорною хвилями  $\varphi(r)$ ;
- голографічно-відтворений розподіл комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$  і  $E_y(\varphi, x, y)$  об'єктного поля;
- пошарові координатні розподіли величини параметрів вектора Стокса  $S_{i=1,2,3,4}(\varphi, x, y)$  у різних фазових перерізах ( $\varphi_i = const$ ) комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$  і  $E_y(\varphi, x, y)$  об'єктного поля;
- пошарові координатні розподіли величини азимута  $\alpha(\varphi, x, y)$  та еліптичності  $\beta(\varphi, x, y)$  поляризації у різних фазових перерізах ( $\varphi_i = const$ ) комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$  і  $E_y(\varphi, x, y)$  об'єктного поля.

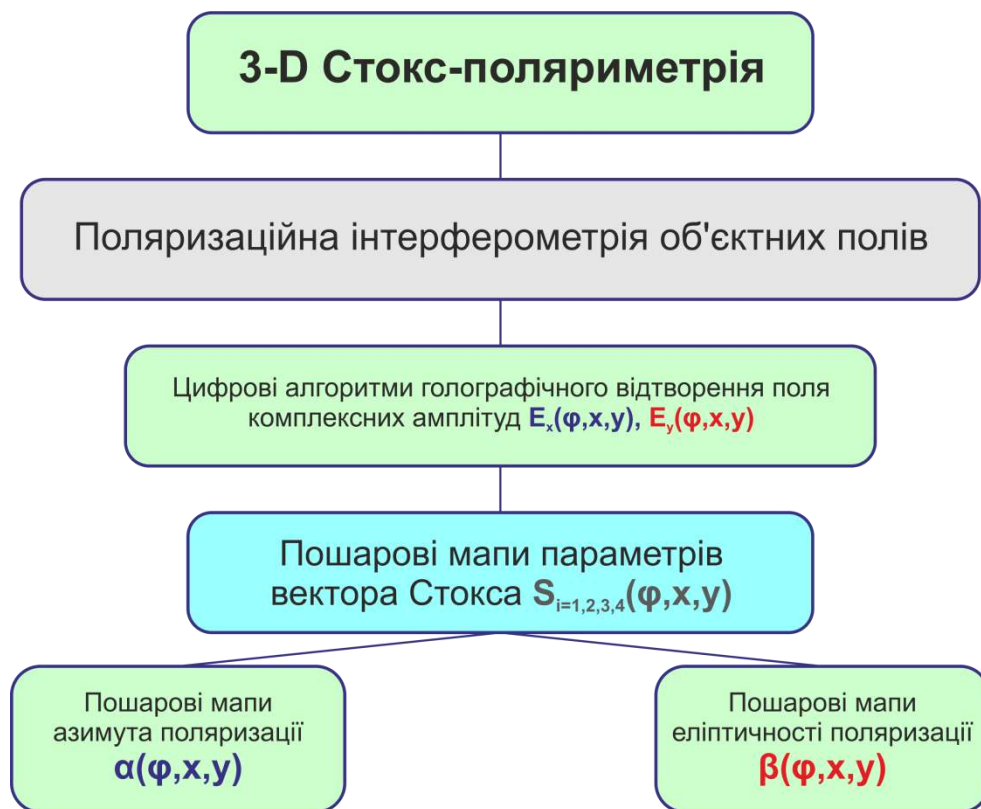


Рис.2.4. Структурно-логічна схема методів 3D Стокс-поляриметрії.

### 2.2.4. Методи і засоби 3D Стокс-корелометрії

До 3D характеристик поляризаційно-кореляційної структури об'єктних полів оптично анізотропних біологічних шарів відноситься наступна сукупність параметрів:

- голографічно-відтворений розподіл комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$  і  $E_y(\varphi, x, y)$  об'єктного поля;
- пошарові координатні розподіли величини модуля параметрів “двохточкового” вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(\varphi, x, y)$  у різних фазових перерізах ( $\varphi_i = const$ ) комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$  і  $E_y(\varphi, x, y)$  об'єктного поля – мапи МСКС;
- пошарові координатні розподіли величини фази параметрів “двохточкового” вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(\varphi, x, y)$  – мапи ФСКС.



Рис. 2.5. Структурно - логічна схема методів 3-D Стокс-корелометрії.



## 2.2.5. Структурно-логічна схема дисертаційного дослідження

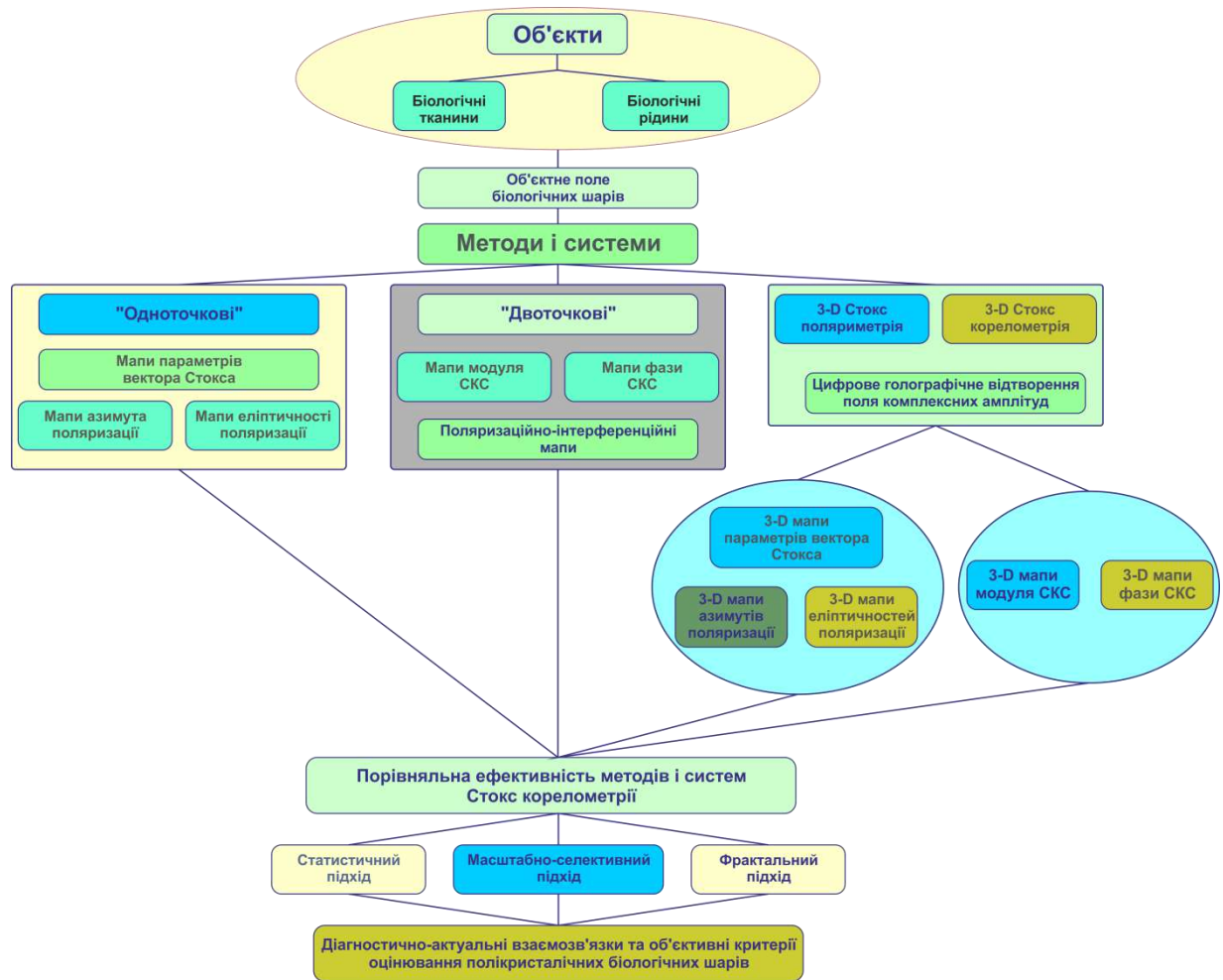


Рис. 2.6. Структурно-логічна схема дисертаційного дослідження

## 2.3. Основні модельні уявлення про поляризаційні прояви анізотропії біологічних шарів

В основу модельного описання взаємодії поляризованого та когерентного лазерного випромінювання із оптично-неоднорідними біологічними шарами нами покладено наступні модельні уявлення, основи яких розроблені в роботах [61,100,162] та узагальнені нами із урахуванням когерентності парціальних лазерних хвиль перетворених оптичними неоднорідностями біологічного шару.

1. Будь-який шар біологічної тканини або рідини можна представити у вигляді сукупності двох основних компонентів [166,248]:

- оптично-ізотропної, що не перетворює стану поляризації лазерного випромінювання;
- оптично-анізотропної, що змінює величини азимута та еліптичності поляризації за рахунок оптичної активності хоральних молекул (циркулярне двопроменезаломлення) та наявності просторової орієнтації ланцюжків сформованих такими молекулами (лінійне двопроменезаломлення).

2. Оптичні прояви механізмів взаємодії лазерного випромінювання із зазначеними парціальними складовими структури об'єкта описуються відомими матрицями Мюллера наступного вигляду:

- матриця ослаблення  $\{A\}$ :

$$\{A\} = e^{-\tau l} \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (2.1)$$

де:  $\tau$  – коефіцієнт екстинції;  $l$  – товщина біологічного шару.

- матриця лінійного двопроменезаломлення  $\{B\}$ :

$$\{B\} = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & b_{22} & b_{23} & b_{24} \\ 0 & b_{32} & b_{33} & b_{34} \\ 0 & b_{42} & b_{43} & b_{44} \end{vmatrix} \quad (2.2)$$

де:

$$b_{22} = \cos^2 2\gamma + \sin^2 2\gamma \cos \varphi;$$

$$b_{23} = b_{32} = \cos^2 2\gamma \sin 2\gamma (1 - \cos \varphi);$$

$$b_{33} = \sin^2 2\gamma + \cos^2 2\gamma \cos \varphi;$$

$$b_{42} = -b_{24} = \sin 2\gamma \sin \varphi;$$

$$b_{34} = -b_{43} = \cos 2\gamma \sin \varphi;$$

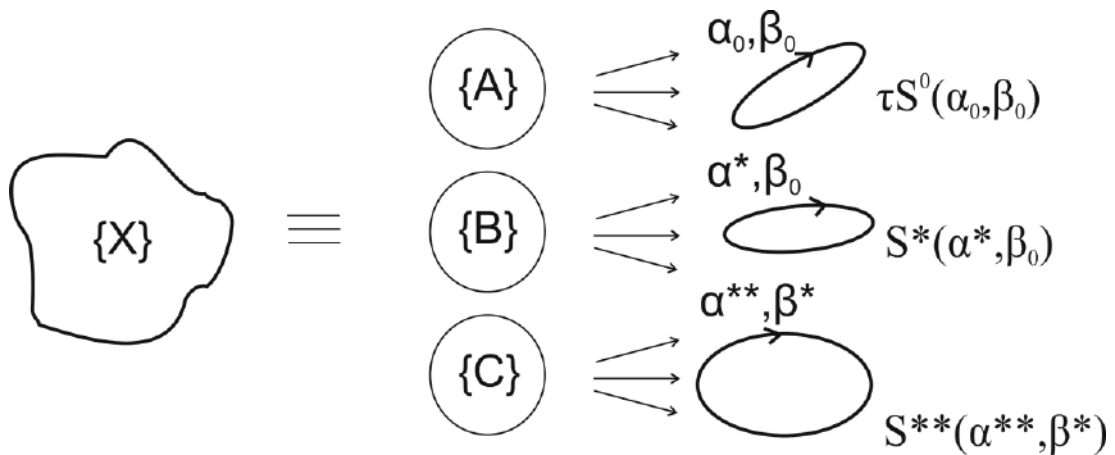
$$b_{44} = \cos \varphi.$$

тут:  $\gamma$  - напрямок орієнтації оптичної осі;  $\varphi$  - фазовий зсув між лінійно- та ортогонально поляризованими складовими амплітуди перетвореної лазерної хвилі.

- матриця циркулярного двопронезаломлення  $\{C\}$ :

$$\{C\} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \omega_{22} & \omega_{23} & 0 \\ 0 & \omega_{32} & \omega_{33} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad \begin{aligned} \omega_{22} &= \omega_{33} = \cos 2\chi; \\ \omega_{23} &= -\omega_{32} = \sin 2\chi. \end{aligned} \quad (2.3)$$

Тут:  $\chi$  - кут обертання площини поляризації перетвореної лазерної хвилі.



**Рис. 2.7.** До аналізу формування поляризаційної структури поля лазерного випромінювання перетвореного біологічним шаром:  $S^0$  - вектор Стокса опромінюючої лазерної хвилі;  $S^*, S^{**}$  - вектор Стокса лазерної хвилі перетвореної оптично-анізотропними структурами із лінійним та циркулярним двопронезаломленням відповідно;  $\alpha_0, \beta_0$  - азимут та еліптичність поляризації падаючої хвилі;  $\alpha^*$  та  $\alpha^{**}$  - азимути поляризації лазерних хвиль перетворених оптично активними молекулами та сформованими ними просторово-орієнтованими ланцюгами;  $\beta^*$  - еліптичність поляризації лазерної хвилі перетвореної ланцюгами із лінійним двопронезаломленням;  $\{X\}$  - загальна матриця Мюллера біологічного шару;  $\{A\}$  - матриця ослаблення;  $\{B\}$  - матриця

лінійного двопронезаломлення;  $\{C\}$  – матриця циркулярного двопронезаломлення.

У межах “одноточкового” наближення можна аналітично з використанням співвідношень (2.1) – (2.3) описати процес формування поляризаційно неоднорідного лазерного зображення біологічного шару.

З цією метою запишемо, використовуючи теорію узагальненої анізотропії [3,61,62,249], аналітичний вигляд матриці Мюллера  $\{X\}$

$$\{X\} = \{A\}\{B\}\{C\} \quad (2.4)$$

Не важко бачити, що в аналізі формування поляризаційної структури об’єктного поля матричний оператор ізотропної складової біологічного шару можна опустити і переписати вираз (2.4) у наступному вигляді

$$\{X\} = \{B\}\{C\} \quad (2.5)$$

Використовуючи співвідношення (2.5) процес перетворення поляризаційної структури лазерного випромінювання описує наступне вектор-параметричне рівняння

$$S^* = \{X\}S_0 \quad (2.6)$$

З метою детального аналізу рівняння (2.6) запишемо його у розгорнутому вигляді із використанням явного вигляду парціальних елементів  $x_{ik}$  матричного оператора  $\{X\}$  (співвідношення 2.5).

$$\begin{pmatrix} 1 \\ \cos 2\alpha_x \cos 2\beta_x \\ \sin 2\alpha_x \cos 2\beta_x \\ \sin 2\beta_x \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & x_{22} & x_{23} & x_{24} \\ 0 & x_{32} & x_{33} & x_{34} \\ 0 & x_{42} & x_{43} & x_{44} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ \cos 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 \\ \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 \\ \sin 2\beta_0 \end{pmatrix} \quad (2.7)$$

З виразу (2.7) можна визначити взаємозв'язок між значеннями азимуту ( $\alpha_x$ ) та еліптичності ( $\beta_x$ ) кожної точки зображення біологічного шару із параметрами поляризації ( $\alpha_0, \beta_0$ ) зонduючого пучка та параметрами оптичної анізотропії ( $\gamma, \varphi$  - лінійне двопроменезаломлення і  $\chi$  - циркулярне двопроменезаломлення)

$$\alpha_x = 0,5 \arctg \frac{S_3^x}{S_2^x} \quad (2.8)$$

$$\beta_x = 0,5 \arcsin \frac{S_4^x}{S_1^x} \quad (2.9)$$

де:

$$\begin{aligned} S_1^x &= 1; \\ S_2^x &= x_{22} \cos 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + x_{23} \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + x_{24} \sin 2\beta_0; \\ S_3^x &= x_{32} \cos 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + x_{33} \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + x_{34} \sin 2\beta_0; \\ S_4^x &= x_{42} \cos 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + x_{43} \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + x_{44} \sin 2\beta_0; \end{aligned} \quad (2.10)$$

$$\begin{aligned} x_{22,23,24} &= f(\gamma, \varphi, \chi); \\ x_{32,33,34} &= f(\gamma, \varphi, \chi); \\ x_{42,43,44} &= f(\gamma, \varphi, \chi); \end{aligned} \quad (2.11)$$

$$\begin{aligned} x_{22} &= b_{22}c_{22} + b_{23}c_{32}; \\ x_{23} &= b_{22}c_{23} + b_{23}c_{33}; \\ x_{24} &= b_{24}; \\ x_{32} &= b_{32}c_{22} + b_{33}c_{32}; \\ x_{33} &= b_{32}c_{23} + b_{33}c_{33}; \\ x_{34} &= b_{34}; \\ x_{42} &= b_{42}c_{22} + b_{43}c_{32}; \\ x_{43} &= b_{42}c_{23} + b_{43}c_{33}; \\ x_{44} &= b_{44}. \end{aligned} \quad (2.12)$$

$$\begin{aligned}
x_{22} &= (\cos^2 2\gamma + \sin^2 2\gamma \cos\varphi) \cos 2\chi - \cos^2 2\gamma \sin 2\gamma (1 - \cos\varphi) \sin 2\chi; \\
x_{23} &= (\cos^2 2\gamma + \sin^2 2\gamma \cos\varphi) \sin 2\chi + \cos^2 2\gamma \sin 2\gamma (1 - \cos\varphi) \cos 2\chi; \\
x_{24} &= -\sin 2\gamma \sin \varphi; \\
x_{32} &= \cos^2 2\gamma \sin 2\gamma (1 - \cos\varphi) \cos 2\chi - (\sin^2 2\gamma + \cos^2 2\gamma \cos\varphi) \sin 2\chi; \\
x_{33} &= \cos^2 2\gamma \sin 2\gamma (1 - \cos\varphi) \sin 2\chi + (\sin^2 2\gamma + \cos^2 2\gamma \cos\varphi) \cos 2\chi; \quad (2.13) \\
x_{34} &= \cos 2\gamma \sin \varphi; \\
x_{42} &= \sin 2\gamma \sin \varphi \cos 2\chi + \cos 2\gamma \sin \varphi \sin 2\chi; \\
x_{43} &= -(\sin 2\gamma \sin \varphi \sin 2\chi + \cos 2\gamma \sin \varphi \cos 2\chi); \\
x_{44} &= \cos \varphi.
\end{aligned}$$

Аналіз співвідношень (2.6) – (2.13) дозволив виявити внесок парціальних компонентів біологічного шару із різними типами анізотропії ( $\gamma, \varphi, \chi$ ) у формування величин поляризаційних параметрів  $\alpha_x, \beta_x$  кожної точки зображення такого шару. Як видно, результуючий стан поляризації являє собою суперпозицію одночасного впливу різних факторів. Зокрема, стану поляризації зондуємого пучка  $\alpha_0, \beta_0$ , а також параметрів об'єктної анізотропії  $\gamma, \varphi, \chi$ . Такий складний багатопараметричний процес перетворення поляризації оптично-анізотропними структурами біологічного шару у загальному унеможлиблює розв'язання зворотної задачі (виокремлення або диференціації проявів оптичної анізотропії) навіть у випадку реалізації однократного розсіяння у оптично тонких шарах.

Разом з тим “одноточковий” аналіз розподілів значень параметрів вектора Стокса в площині поляризаційно неоднорідного зображення біологічного шару не є інформаційно-повним у сенсі пошуку однозначного взаємозв'язку між розподілом параметрів фазової анізотропії (лінійне та циркулярне двопронезаломлення) та параметрами вектора Стокса. Річ у тім, що поза увагою «поляризаційного» підходу залишається не менш важлива ніж поляризаційна, когерентна складова лазерної хвилі. Наявність когерентності також призводить до формування, трансформації станів

поляризації у точках об'єктного поля. Розглянемо такі ефекти більш детально.

#### **2.4. Кореляційні методи аналізу проявів механізмів оптичної анізотропії**

В якості узагальнення модельних уявлень лазерної поляриметрії про формування поляризаційно-неоднорідних лазерних полів оптично-анізотропними мережами біологічних кристалів ми скористаємось кореляційним підходом, який був запропонований Т.Сетьола, Я.Терво та А.Т.Фрібергом [185,186,218,219].

Головна ідея кореляційного підходу до описання поляризаційно-неоднорідних полів когерентного випромінювання полягає у існуванні взаємозв'язку між координатною модуляцією величин параметрів вектора Стокса та координатними змінами інтенсивності поляризаційно-неоднорідного поля, що формують значення видимості інтерференційної картини.

Такий підхід може бути узагальнений на декілька “інформаційних” рівнів.

Перший, – це пошук діагностичних застосувань поляризаційних розподілів значень “двоточкових” параметрів вектора Стокса об'єктного поля оптично анізотропних біологічних шарів.

Другий, - це пошук діагностичних застосувань інтерференційних розподілів інтенсивності поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля оптично анізотропних біологічних шарів.

Третій, - формування основ стокс-поляриметрії когерентних полів із використанням опорної хвилі з різними станами поляризації.

Розглянемо такі інформаційні рівні детальніше.

### 2.4.1. “Двоточкові” параметри вектора Стокса поляризаційно-неоднорідного об’єктного поля

Для описання кореляційної структури стаціонарних розподілів полів комплексних амплітуд лазерного випромінювання, перетвореного оптично-анізотропними біологічними шарами можна скористатися матрицею взаємної спектральної густини наступного вигляду [186,218,219]

$$W_{i,j}(r_1, r_2) = E_i^*(r_1) \cdot E_j(r_2), i, j = x, y \quad (2.14)$$

З використанням даного матричного оператора можна ввести наступні вирази для “двоточкових” параметрів вектора Стокса

$$S_0 = W_{xx}(r_1, r_2) + W_{yy}(r_1, r_2) \quad (2.15)$$

$$S_1 = W_{xx}(r_1, r_2) - W_{yy}(r_1, r_2) \quad (2.16)$$

$$S_2 = W_{xy}(r_1, r_2) + W_{yx}(r_1, r_2) \quad (2.17)$$

$$S_3 = i[W_{yx}(r_1, r_2) - W_{xy}(r_1, r_2)] \quad (2.18)$$

Тут

$$\begin{cases} W_{xx}(r_1, r_2) = E_x^*(r_1)E_x(r_2); \\ W_{yy}(r_1, r_2) = E_y^*(r_1)E_y(r_2); \\ W_{xy}(r_1, r_2) = E_x^*(r_1)E_y(r_2); \\ W_{yx}(r_1, r_2) = E_y^*(r_1)E_x(r_2); \end{cases} \quad (2.19)$$

Аналіз виразів (2.14) - (2.19) показує, що параметри вектора Стокса є коефіцієнтами матриці взаємної спектральної густини

$$W(r_1, r_2) = \frac{1}{2} \sum_{n=0}^3 S_n(r_1, r_2) \sigma_n, \quad n = 0, 1, \dots, 3 \quad (2.20)$$

Слід зазначити, що від “двоточкових” взаємозв’язків між поляризаційними та кореляційними параметрами об’єктних полів біологічних шарів завжди можна перейти до традиційних параметрів лазерної поляриметрії шляхом заміни координат  $r_1 = r_2 = r$



$$S_n(r) = S_n(r_1, r_2) \quad (2.21)$$

У [186] наведено частковий приклад даного поляризаційно-кореляційного процесу. Тут розглядається результат інтерференційного додавання різнополяризованих хвиль у схемі Юнга. Авторами одержано вираз для ступеня когерентності двох різно поляризованих і просторово рознесених точок у просторі об'єктного поля

$$\mu^2(r_1, r_2) = \frac{\text{tr}[W(r_1, r_2) \cdot W(r_2, r_1)]}{\text{tr}W(r_1, r_1)\text{tr}W(r_2, r_2)} = \frac{\sum_{xy} |c_{xy}(r_1, r_2)|^2 W_{xx}(r_1, r_1)W_{yy}(r_2, r_2)}{\sum_{xy} W_{xx}(r_1, r_1)W_{yy}(r_2, r_2)} \quad (2.22)$$

$$c_{xy}(r_1, r_2) = \frac{W_{xy}(r_1, r_2)}{[W_{xx}(r_1, r_1)W_{yy}(r_2, r_2)]^{1/2}} \quad (2.23)$$

З аналізу (2.22) і (2.23) виявляється, що одно- та двоточкові параметри Стокса, а також ступень когерентності пов'язані в експерименті Юнга. Якщо поляризаційно-неоднорідний пучок падає на дві паралельні щілини  $Q_1$  і  $Q_2$ , то результат додавання на відстані  $R$  двох дифрагованих хвиль можна записати у вигляді

$$S_n(r) = S_n^{(1)}(r) + S_n^{(2)} + 2[S_0^{(1)}(r)S_0^{(2)}(r)]^{1/2} |\eta_n(Q_1, Q_2)| \times \cos\{\arg[\eta_n(Q_1, Q_2)] - k(R_1 - R_2)\} \quad (2.24)$$

де

$$\eta_n(Q_1, Q_2) = \frac{S_n(Q_1, Q_2)}{[\text{tr}W(Q_1, Q_1)\text{tr}W(Q_2, Q_2)]^{1/2}} \quad (2.25)$$

Тут  $\eta_n(Q_1, Q_2), n = 0..3$  - є “двоточковими” параметрами вектора Стокса (співвідношення (2.15) – (2.18)).

Аналіз рівнянь (2.24), (2.25) означає, що у результируючій інтерференційній картині формується синусоїдальний розподіл значень параметрів вектора Стокса, величина яких визначається двоточковими параметрами Стокса у діафрагмах непрозорого екрану.

Можна показати, що видність інтерференційної картини за умови однакової інтенсивності світла у межах діафрагм зв’язана із параметрами вектора Стокса наступним співвідношенням

$$V_n = |\eta_n(Q_1, Q_2)|, n = 0..3 \quad (2.26)$$

Таким чином, ступень когерентності рівнянні (2.22) відповідає за модуляцію всіх параметрів вектора Стокса. Шляхом підстановки співвідношення (2.20) у рівняння (2.22) та скориставшись матрицями Паулі ( $tr(\sigma_i, \sigma_j) = 2\delta_{ij}$ ) можна отримати наступний вираз

$$\mu^2(Q_1, Q_2) = \frac{1}{2} \sum_{n=0}^3 V_n^2(\varpi) \quad (2.27)$$

З (2.30) випливає, що ступень когерентності (2.25) є величиною, що обумовлена різницею модуляцій одно точкових параметрів вектора Стокса.

Слід відзначити, що для реального біологічного шару реалізується координатна модуляція значень параметрів вектора Стокса (розділ 2, параграф 2.2). Якщо враховувати когерентність таких парціальних хвиль, то стає очевидним наявність подальшої поляризаційної модуляції такого поля.

При цьому виникає наступний, окремий напрямок аналізу такого поляризаційно-неоднорідного когерентного поля – використання різнополяризованих опорних хвиль.

### 2.4.2. “Двоточкові” параметри вектора Стокса об’єктного поля оптично анізотропних біологічних шарів

Визначимо аналітичний вигляд “двоточкових” параметрів вектора Стокса (співвідношення (2.15) - (2.18)) у ситуації проходження лазерного пучка (вектор Джонса  $E^{(0)}$ ) крізь оптично тонкий анізотропний шар, кожному точку  $(r)$  якого характеризуємо матрицею Джонса лінійного двопороменезаломлення  $\{J(r)\}$

$$\left\{ \begin{array}{l} E(r) = \{J(r)\}E^{(0)}; \\ \begin{pmatrix} E_x(r) \\ E_y(r) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} J_{11}(r) & J_{12}(r) \\ J_{21}(r) & J_{22}(r) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_x^{(0)} \\ E_y^{(0)} \end{pmatrix}; \\ J_{11}(r) = \cos^2 \rho(r) + i \sin^2 \rho(r) \exp(i\delta(r)); \\ J_{22}(r) = \sin^2 \rho(r) + i \cos^2 \rho(r) \exp(i\delta(r)); \\ J_{12;21}(r) = \sin \rho(r) \cos \rho(r) (1 - \exp(i\delta(r))); \\ \rho(r) = \operatorname{arctg} \frac{E_y(r)}{E_x(r)}. \end{array} \right. \quad (2.28)$$

Розглянемо (без зниження повноти аналізу) випадок опромінення лінійно поляризованим лазерним пучком з азимутом  $45^\circ$  -  $E^{(0)} = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix}$ .

З використанням співвідношень (2.15) – (2.19) і (2.28) одержимо наступні алгоритми для визначення параметрів “двоточкового” вектора Стокса

$$S_1 = [E_{x1}E_{x2} + E_{y1}E_{y2} \cos(\delta_2 - \delta_1)] + iE_{y1}E_{y2} \sin(\delta_2 - \delta_1); \quad (2.29)$$

$$S_2 = [E_{x1}E_{x2} - E_{y1}E_{y2} \cos(\delta_2 - \delta_1)] - iE_{y1}E_{y2} \sin(\delta_2 - \delta_1); \quad (2.30)$$

$$S_3 = (E_{x2}E_{y1} \cos \delta_2 + E_{x2}E_{y1} \cos \delta_1) + i(E_{x2}E_{y1} \sin \delta_2 - E_{x2}E_{y1} \sin \delta_1); \quad (2.31)$$

$$S_4 = [E_{y1}E_{x2} \sin \delta_1 + E_{y2}E_{x1} \sin \delta_2] + i(E_{x2}E_{y1} \cos \delta_1 + E_{x1}E_{y2} \cos \delta_2). \quad (2.32)$$

З метою полегшення фізичного аналізу 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 лазерної хвилі) біологічних шарів перепишемо співвідношення (2.29) - (2.32) у дещо іншому вигляді

$$\left\{ \begin{array}{l} S_1 = \operatorname{Re} S_1 + \operatorname{Im} S_1 = [1 + \operatorname{tg} \rho_1 \operatorname{tg} \rho_2 \cos(\delta_2 - \delta_1)] + i[\operatorname{tg} \rho_1 \operatorname{tg} \rho_2 \sin(\delta_2 - \delta_1)]; \\ |S_1| = \sqrt{[1 + \operatorname{tg}^2 \rho_1 \operatorname{tg}^2 \rho_2 + 2 \operatorname{tg} \rho_1 \operatorname{tg} \rho_2 \cos(\delta_2 - \delta_1)]}; \\ \operatorname{Arg} S_1 = \arctg \left[ \frac{\sin(\delta_2 - \delta_1)}{\operatorname{ctg} \rho_1 \operatorname{ctg} \rho_2 + \cos(\delta_2 - \delta_1)} \right]. \end{array} \right. \quad (2.33)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} S_2 = \operatorname{Re} S_2 + \operatorname{Im} S_2 = [1 - \operatorname{tg} \rho_1 \operatorname{tg} \rho_2 \cos(\delta_2 - \delta_1)] - i[\operatorname{tg} \rho_1 \operatorname{tg} \rho_2 \sin(\delta_2 - \delta_1)]; \\ |S_2| = \sqrt{[1 + \operatorname{tg}^2 \rho_1 \operatorname{tg}^2 \rho_2 - 2 \operatorname{tg} \rho_1 \operatorname{tg} \rho_2 \cos(\delta_2 - \delta_1)]}; \\ \operatorname{Arg} S_2 = \arctg \left[ \frac{\sin(\delta_2 - \delta_1)}{\operatorname{ctg} \rho_1 \operatorname{ctg} \rho_2 - \cos(\delta_2 - \delta_1)} \right]. \end{array} \right. \quad (2.34)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} S_3 = \operatorname{Re} S_3 + \operatorname{Im} S_3 = (\cos \delta_2 + \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1 \cos \delta_1) + i(\sin \delta_2 - \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1 \sin \delta_1); \\ |S_3| = \sqrt{[1 + \operatorname{ctg}^2 \rho_2 \operatorname{tg}^2 \rho_1 - 2 \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1 \cos(\delta_2 - \delta_1)]}; \\ \operatorname{Arg} S_3 = \arctg \left( \frac{\sin \delta_2 - \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1 \sin \delta_1}{\cos \delta_2 + \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1 \cos \delta_1} \right); \end{array} \right. \quad (2.35)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} S_4 = \operatorname{Re} S_4 + \operatorname{Im} S_4 = (\sin \delta_1 + \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1 \sin \delta_2) + i(\cos \delta_1 + \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1 \cos \delta_2); \\ |S_4| = \sqrt{[1 + \operatorname{ctg}^2 \rho_2 \operatorname{tg}^2 \rho_1 + 2 \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1 \cos(\delta_2 - \delta_1)]}; \\ \operatorname{Arg} S_4 = \arctg \left( \frac{\cos \delta_1 + \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1 \cos \delta_2}{\sin \delta_1 + \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1 \sin \delta_2} \right). \end{array} \right. \quad (2.36)$$

Тут  $|S_{i=1;2;3;4}|$  - модуль СКС,  $\operatorname{Arg} S_{i=1;2;3;4}$  - фаза СКС.

З аналізу співвідношень (2.33) - (2.36) випливає, що на відміну від класичного визначення дійсних величин параметрів вектора Стокса у точках поляризаційно-неоднорідного поля, “двоточкові” параметри є комплексними величинами.

З метою полегшення фізичного аналізу 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 лазерної хвилі) біологічних шарів перепишемо співвідношення у дещо іншому вигляді

$$\left\{ \begin{array}{l} S_1 = \text{Re}S_1 + \text{Im}S_1 = [1 + \text{tg}\rho_1 \text{tg}\rho_2 \cos(\delta_2 - \delta_1)] + i[\text{tg}\rho_1 \text{tg}\rho_2 \sin(\delta_2 - \delta_1)]; \\ |S_1| = \sqrt{[1 + \text{tg}^2\rho_1 \text{tg}^2\rho_2 + 2\text{tg}\rho_1 \text{tg}\rho_2 \cos(\delta_2 - \delta_1)]}; \\ \text{Arg}S_1 = \arctg \left[ \frac{\sin(\delta_2 - \delta_1)}{\text{ctg}\rho_1 \text{ctg}\rho_2 + \cos(\delta_2 - \delta_1)} \right]. \end{array} \right. \quad (2.37)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} S_2 = \text{Re}S_2 + \text{Im}S_2 = [1 - \text{tg}\rho_1 \text{tg}\rho_2 \cos(\delta_2 - \delta_1)] - i[\text{tg}\rho_1 \text{tg}\rho_2 \sin(\delta_2 - \delta_1)]; \\ |S_2| = \sqrt{[1 + \text{tg}^2\rho_1 \text{tg}^2\rho_2 - 2\text{tg}\rho_1 \text{tg}\rho_2 \cos(\delta_2 - \delta_1)]}; \\ \text{Arg}S_2 = \arctg \left[ \frac{\sin(\delta_2 - \delta_1)}{\text{ctg}\rho_1 \text{ctg}\rho_2 - \cos(\delta_2 - \delta_1)} \right]. \end{array} \right. \quad (2.38)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} S_3 = \text{Re}S_3 + \text{Im}S_3 = (\cos\delta_2 + \text{ctg}\rho_2 \text{tg}\rho_1 \cos\delta_1) + i(\sin\delta_2 - \text{ctg}\rho_2 \text{tg}\rho_1 \sin\delta_1); \\ |S_3| = \sqrt{[1 + \text{ctg}^2\rho_2 \text{tg}^2\rho_1 - 2\text{ctg}\rho_2 \text{tg}\rho_1 \cos(\delta_2 - \delta_1)]}; \\ \text{Arg}S_3 = \arctg \left( \frac{\sin\delta_2 - \text{ctg}\rho_2 \text{tg}\rho_1 \sin\delta_1}{\cos\delta_2 + \text{ctg}\rho_2 \text{tg}\rho_1 \cos\delta_1} \right); \end{array} \right. \quad (2.39)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} S_4 = \text{Re}S_4 + \text{Im}S_4 = (\sin\delta_1 + \text{ctg}\rho_2 \text{tg}\rho_1 \sin\delta_2) + i(\cos\delta_1 + \text{ctg}\rho_2 \text{tg}\rho_1 \cos\delta_2); \\ |S_4| = \sqrt{[1 + \text{ctg}^2\rho_2 \text{tg}^2\rho_1 + 2\text{ctg}\rho_2 \text{tg}\rho_1 \cos(\delta_2 - \delta_1)]}; \\ \text{Arg}S_4 = \arctg \left( \frac{\cos\delta_1 + \text{ctg}\rho_2 \text{tg}\rho_1 \cos\delta_2}{\sin\delta_1 + \text{ctg}\rho_2 \text{tg}\rho_1 \sin\delta_2} \right). \end{array} \right. \quad (2.40)$$

В подальшому для спрощення (без зниження повноти аналізу) будемо розглядати співвідношення (2.37) - (2.40) у наближенні слабкої фазової модуляції ( $\delta_i \leq 0,12$ ;  $\cos(\delta_1 - \delta_2) \rightarrow 1$ ;  $\sin(\delta_1 - \delta_2) \rightarrow \delta_1 - \delta_2$ ).

Зазначимо, що дане припущення не є штучним для оптично-тонких гістологічних зрізів тканин міокарда та стінки прямої кишки. Можна показати, що для лазерного випромінювання з довжиною хвилі  $\lambda = 0.63 \mu m$  у межах геометричної товщини  $l = 30 \mu m$  повністю оптично-анізотропного шару біологічної тканини ( $\Delta n \approx 10^{-4} \div 1.5 \times 10^{-3}$  [2,9,29]) максимальний фазовий зсув ( $\delta_{12} \equiv \delta = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n l$ ) коливається в межах  $0.03 \leq \delta \leq 0.45$ . При цьому серед двопронезаломлюючих сіток або “острівків” (скупчень просторово не орієнтованих протеїнових молекул) існують варіації поперечних розмірів двопронезаломлюючих ( $2 \mu m \leq \Delta l \leq 20 \mu m$ ) структур, які формують слабкі фазові модуляції ( $2 \mu m \leq \Delta \delta \leq 20 \mu m$ ) у площині поляризаційно-неоднорідного зображення.

За таких умов залежності (2.37) – (2.40) набувають наступного вигляду

$$\begin{cases} |S_1| = [1 + \operatorname{tg} \rho_1 \operatorname{tg} \rho_2]; \\ \operatorname{Arg} S_1 = \operatorname{arctg} \left[ \frac{(\delta_2 - \delta_1)}{1 + \operatorname{ctg} \rho_1 \operatorname{ctg} \rho_2} \right]. \end{cases} \quad (2.41)$$

$$\begin{cases} |S_2| = [1 - \operatorname{tg} \rho_1 \operatorname{tg} \rho_2]; \\ \operatorname{Arg} S_2 = \operatorname{arctg} \left[ \frac{(\delta_2 - \delta_1)}{\operatorname{ctg} \rho_1 \operatorname{ctg} \rho_2} \right]. \end{cases} \quad (2.42)$$

$$\begin{cases} |S_3| = 1 - \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1; \\ \operatorname{Arg} S_3 = \operatorname{arctg} \left( \frac{\delta_2 - \delta_1 \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1}{1 + \operatorname{ctg} \rho_2 \operatorname{tg} \rho_1} \right); \end{cases} \quad (2.43)$$

$$\begin{cases} |S_4| = 1 + \operatorname{ctg}\rho_2 \operatorname{tg}\rho_1; \\ \operatorname{Arg}S_4 = \operatorname{arctg}\left(\frac{1 + \operatorname{ctg}\rho_2 \operatorname{tg}\rho_1}{\delta_1 + \delta_2 \operatorname{ctg}\rho_2 \operatorname{tg}\rho_1}\right). \end{cases} \quad (2.44)$$

З аналізу одержаних співвідношень (2.41) – (2.44) випливає, що модуль СКС  $|S_{i=1;2;3;4}(\Delta x, \Delta y)|$  несе інформацію про орієнтаційну будову  $\rho(x, y)$  полікристалічних мереж і структур. Фаза СКС  $\operatorname{Arg}(S_{i=1;2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$  несе інформацію про їхнє двопронезаломлення ( $\delta(x, y)$ ).

Як відомо, перший параметр вектора Стокса  $S_1(r)$  характеризує повну інтенсивність у точці  $r$ ; другий  $S_2(r)$  і третій  $S_3(r)$  - зміни азимута і еліптичності поляризації, а четвертий  $S_4(r)$  - величину еліптичності поляризації. Виходячи з цього у подальшому ми проведемо детальний аналітичний та експериментальний аналіз можливостей поляриметрії “двоточкових” параметрів вектора Стокса на прикладі  $S_3(r_1, r_2)$  і  $S_4(r_1, r_2)$ .

## **2.5. Інтерференційні розподіли інтенсивності поляризаційно-неоднорідного об’єктного поля оптично анізотропних біологічних шарів**

З метою аналітичного описання процесу формування інтерференційних розподілів об’єктних полів оптично-анізотропних біологічних шарів розглянемо наведені на рис. 2.7 модельні уявлення в двох наближеннях:

- гістологічні зрізи біологічних тканин, в яких оптично-анізотропні мережі володіють тривимірним розподілом напрямів оптичних осей  $\rho(x, y, z)$  фібрилярних двопронезаломлюючих кристалів;
- полікристалічні плівки біологічних рідин, в яких формуються планарні  $(x, y)$  оптично-анізотропні мережі біохімічних кристалів.

### 2.5.1. Поляризаційно-інтерференційні прояви оптичної анізотропії гістологічних зрізів біологічних тканин

Процес формування інтерференційних картин в загальному випадку поляризаційно-неоднорідних лазерних полів можна представити наступним чином

$$\begin{cases} U_x(r) + U_y(r)\exp(-i\delta); \\ E_{0x} + E_{0y}. \end{cases} \quad (2.45)$$

Тут  $U_x, U_y$  – амплітуди ортогональних компонент еліпса поляризації,  $\delta$  – фазовий зсув між ними;  $E_{0x}, E_{0y}$  – ортогональні складові амплітуди  $E_0$  лінійно поляризованої опорної хвилі з азимутом поляризації  $\Theta$

$$\begin{cases} E_{0x} = E_0 \cos\Theta; \\ E_{0y} = E_0 \sin\Theta. \end{cases} \quad (2.46)$$

Результат інтерференційного додавання двох полів (2.45), (2.46) описується наступними інтерференційними рівняннями

$$\begin{cases} U_x^*(r) = E_{0x} + U_x(r) + 2\sqrt{E_{0x}U_x(r)}\cos\varphi; \\ U_y^*(r) = E_{0y} + U_y(r) + 2\sqrt{E_{0y}U_y(r)}\cos(\varphi - \delta(r)). \end{cases} \quad (2.47)$$

Тут  $\varphi$  – різниця фаз між опорною хвилею та об'єктною хвилею в залежності від координати ( $r$ ) об'єктного поля.

В термінах інтенсивності вираз (2.47) можна представити у вигляді інтерференційної (компланарної до площини коливань ( $\Theta$ ) амплітуди  $E_0$  опорної хвилі)  $\tilde{I}(r)$  та адитивної (ортогональної до  $\Theta$ )  $\bar{I}(r)$  компонент



$$\begin{cases} \tilde{I}(r) = I_0 + I_x(r)\cos^2 \Theta + I_y(r)\sin^2 \Theta + 2\sqrt{I_x(r)I_y(r)}\sin \Theta \cos \Theta \cos \delta(r) + \\ + 2\sqrt{I_0 I_x(r)}\cos \Theta \cos \varphi + 2\sqrt{I_0 I_y(r)}\sin \Theta \cos(\varphi - \delta(r)); \\ \bar{I}(r) = I_x(r)\sin^2 \Theta + I_y(r)\cos^2 \Theta. \end{cases} \quad (2.48)$$

Для спрощення аналізу, можна припустити, що  $\varphi \equiv 0$ . В цьому випадку співвідношення (2.48) переписуться наступним чином

$$\begin{cases} \tilde{I}(r) = I_0 + I_x(r)\cos^2 \Theta + I_y(r)\sin^2 \Theta + 2\sqrt{I_0 I_x(r)}\cos \Theta + \\ + 2\sqrt{I_y(r)}\sin \Theta (\sqrt{I_0} + \sqrt{I_x(r)}\cos \Theta)\cos \delta(r); \\ \bar{I}(r) = I_x(r)\sin^2 \Theta + I_y(r)\cos^2 \Theta. \end{cases} \quad (2.49)$$

Контраст  $W(r_{i+1}, r_i)$  інтерференційної картини, що формується складовими поля з різною поляризацією (2.47) описується співвідношенням вигляду

$$K(r_{i+1}, r_i) = \frac{[\tilde{I}(r_{i+1}) + \bar{I}(r_{i+1})] - [\tilde{I}(r_i) + \bar{I}(r_i)]}{[\tilde{I}(r_{i+1}) + \bar{I}(r_{i+1})] + [\tilde{I}(r_i) + \bar{I}(r_i)]}. \quad (2.50)$$

Тут  $r_i, r_{i+1}$  - координати найближчих точок, інтенсивності коливань яких приймають екстремальні значення  $I_{\max}, I_{\min}$ .

Аналіз виразу (2.50), із врахуванням співвідношень (2.47) - (2.50) виявляє, що величина  $W(r_{i+1}, r_i)$  суттєво залежить від стану поляризації точок об'єктного поля біологічної тканини.

Наочно це можна проілюструвати на основі взаємозв'язку між власними параметрами (азимут  $\alpha(r)$  та еліптичність  $\beta(r)$  світлових коливань) стану еліптичної поляризації та записом у вигляді ортогональних компонент її комплексної амплітуди. У такій інтерпретації величина інтенсивності  $I(r)$  в кожній точці об'єктного поля запишеться наступним чином

$$I(r) = U_x^2(r) + U_y^2(r) = a^2(r) + b^2(r) = a^2(r)[1 + \operatorname{tg}^2 \beta(r)], \quad (2.51)$$

Із врахуванням (2.51) співвідношення (2.49) записуються у вигляді

$$\begin{cases} \tilde{I}(r) = I_0 + I(r)(1 + \operatorname{tg}^2 \beta(r))^{-1} [\cos^2(\alpha(r) - \Theta) + \operatorname{tg}^2 \beta(r) \sin^2(\alpha(r) - \Theta)] + \\ + 2\sqrt{I_0 I(r)} \operatorname{tg} \beta(r) (1 + \operatorname{tg}^2 \beta(r))^{-1} \sin(\alpha(r) - \Theta) + \\ + 2(1 + \operatorname{tg}^2 \beta(r))^{-1} [I(r) \operatorname{tg} \beta(r) \sqrt{0.5 \sin 2(\alpha(r) - \Theta)} + \sqrt{I_0 I(r)} \cos(\alpha(r) - \Theta)] \cos \delta(r); \\ \bar{I}(r) = I(r)(1 + \operatorname{tg}^2 \beta(r))^{-1} [\sin^2(\alpha(r) - \Theta) + \operatorname{tg}^2 \beta(r) \cos^2(\alpha(r) - \Theta)], \end{cases} \quad (2.52)$$

і аналітичний вираз контрасту інтерференційної картини приймає вигляд функціонала залежного від співвідношення інтенсивності і поляризації опорного  $(I_0, \Theta)$  та об'єктного  $(I, \alpha, \beta)$  полів

$$K = \frac{\left[ \frac{\tilde{I}(r_{i+1}) + \bar{I}(r_{i+1})}{\tilde{I}(r_{i+1}) + \bar{I}(r_{i+1})} \right] - \left[ \frac{\tilde{I}(r_i) + \bar{I}(r_i)}{\tilde{I}(r_i) + \bar{I}(r_i)} \right]}{\left[ \frac{\tilde{I}(r_{i+1}) + \bar{I}(r_{i+1})}{\tilde{I}(r_{i+1}) + \bar{I}(r_{i+1})} \right] + \left[ \frac{\tilde{I}(r_i) + \bar{I}(r_i)}{\tilde{I}(r_i) + \bar{I}(r_i)} \right]} = G[I_0, I, \Theta, \alpha, \beta]. \quad (2.53)$$

### 2.5.2. Поляризаційно-інтерференційні прояви оптичної анізотропії планарних полікристалічних плівок біологічних рідин

Ми розглянемо процес формування інтерференційного розподілу у площині поляризаційно-неоднорідного зображення оптично-тонкої (недеполяризуючої) полікристалічної плівки біологічної рідини.

Можна показати, що при накладанні плоскої опорної хвилі ( $E$  - вектор Джонса) на поляризаційно-неоднорідне зображення  $\{D\}A$  ( $\{D\}$  - матриця Джонса об'єкта,  $A$  - вектор Джонса опромінюючого пучка) у точці з координатою  $r$  сформується наступне поле

$$U(r) = \{D\}(r)A(r) + E(r). \quad (2.54)$$

Вектори Джонса опромінюючої та опорної хвилі мають наступний вигляд

$$\begin{pmatrix} A_x \\ A_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} |A_x| \exp(i\psi_x) \\ |A_y| \exp(i\psi_y) \end{pmatrix}; \quad (2.55)$$

$$\begin{pmatrix} E_x \\ E_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} |E_x| \exp(i\phi_x) \\ |E_y| \exp(i\phi_y) \end{pmatrix} \exp(i\varphi), \quad (2.56)$$

де  $|A_x|, |A_y|; |E_x|, |E_y|$  - модулі, а  $|\psi_x|, |\psi_y|; |\phi_x|, |\phi_y|$  - фази ортогональних складових комплексних амплітуд  $A$  і  $E$ ,  $\varphi$  - фазовий зсув між опорною ( $E$ ) та об'єктною ( $U$ ) хвилями у точці  $r$  поляризаційно-неоднорідного зображення полікристалічного шару.

У розгорненому вигляді матричне рівняння (2.54) записується наступним чином

$$\begin{pmatrix} U_x \\ U_y \end{pmatrix}(r) = \begin{pmatrix} d_{11}(r) & d_{12}(r) \\ d_{21}(r) & d_{22}(r) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} A_x \\ A_y \end{pmatrix}(r) + \begin{pmatrix} E_x \\ E_y \end{pmatrix}(r). \quad (2.57)$$

Величина інтенсивності  $I(r)$  інтерференційної картини визначається виразом

$$I(r) = |U_x(r)|^2 + |U_y(r)|^2, \quad (2.58)$$

який з урахуванням (2.55)-(2.58) переписується у вигляді ортогональних складових  $U_x(r)$  і  $U_y(r)$  комплексної амплітуди  $U(r)$

$$\begin{cases} U_x(r) = (d_{11}A_x + d_{12}A_y + E_x)(r); \\ U_y(r) = (d_{21}A_x + d_{22}A_y + E_y)(r). \end{cases} \quad (2.59)$$

Тут  $d_{ik}$  - елементи матриці Джонса двопротенезаломлюючого полікристалічного шару у точці  $r$  з напрямком оптичної осі  $\rho(r)$  та величиною фазового зсуву  $\delta(r)$

$$\begin{cases} d_{11}(r) = \cos^2 \rho + \sin^2 \rho \exp(-i\delta); \\ d_{12}(r) = d_{21}(r) = \cos \rho \sin \rho (1 - \exp(-i\delta)); \\ d_{22}(r) = \sin^2 \rho + \cos^2 \rho \exp(-i\delta). \end{cases} \quad (2.60)$$

Розглянемо більш частковий (без зниження повноти аналізу) випадок азимутально-інваріантного (незалежного від кута обертання площини зразку відносно напрямку опромінення) поляризаційно-інтерференційного картографування:

- опромінююча та опорна хвилі циркулярно поляризовані

$$\begin{cases} \psi_y - \psi_x = 0.5\pi; & |A_x| = |E_x| \equiv 1; \\ \phi_y - \phi_x \equiv 0.5\pi; & |A_y| = |E_y| \equiv 1; \end{cases} \quad (2.61)$$

$$A = E = \begin{pmatrix} 1 \\ i \end{pmatrix}; \quad (2.62)$$

- фазові флуктуації полікристалічного шару малі

$$\delta \rightarrow 0: \cos \delta \approx 1; \sin \delta \approx \delta. \quad (2.63)$$

За цих умов залежності (2.59) – (2.61) набувають вигляду

$$\begin{cases} d_{11} = 1 - i\delta \sin^2 \rho; \\ d_{12} = d_{21} = i\delta \cos \rho \sin \rho; \\ d_{22} = 1 - i\delta \cos^2 \rho. \end{cases} \quad (2.64)$$

$$\begin{pmatrix} U_x \\ U_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (1 - i\delta \sin^2 \rho)_{11} & (i\delta \cos \rho \sin \rho)_{12} \\ (i\delta \cos \rho \sin \rho)_{21} & (1 - i\delta \cos^2 \rho)_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ i \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \cos \varphi + i \sin \varphi \\ -\sin \varphi + i \cos \varphi \end{pmatrix}; \quad (2.65)$$

$$I(r) = \delta^2(r) - 2\delta(r) \sin \varphi(r) + 2 \cos \varphi(r). \quad (2.66)$$

З аналізу (2.66) випливає, що у залежності від зміни різниці фаз між опорною та об'єктними хвилями в площині мікроскопічного зображення полікристалічного шару інтенсивність інтерференційної картини змінюється у наступних межах

$$\begin{cases} \varphi(r) = 0 \leftrightarrow I_{\min}(r) = \delta^2(r); \\ \varphi(r) = \pi \leftrightarrow I_{\max}(r) = 2 + \delta^2(r). \end{cases} \quad (2.67)$$

Виходячи з (2.67), видність інтерференційного розподілу визначиться виразом

$$W(\varphi, \delta) = \frac{I_{\max}^{(\varphi=0)} - I_{\min}^{(\varphi=\pi)}}{I_{\max}^{(\varphi=0)} + I_{\min}^{(\varphi=\pi)}} = \frac{1}{1 + \delta^2}. \quad (2.68)$$

Аналіз (2.68) показує, що зміна інтенсивності в інтерференційному розподілі поляризаційно-неоднорідного зображення полікристалічної плівки визначається виключно фазовою модуляцією за рахунок наявності двопронезаломлення ( $\delta = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n l$ ) її речовини.

Для плоскої опорної хвилі можна вважати  $\varphi = 0$ . За таких умов координатна зміна локального контрасту  $W(r_1, r_2 = r_1 + \Delta r)$  визначається співвідношенням у вигляді координатної зміни квадратичного значення фазового параметру

$$W(\delta, r_1, r_2) = \frac{\delta^2(r_1) - \delta^2(r_2)}{\delta^2(r_1) + \delta^2(r_2)}. \quad (2.69)$$

Отже, шляхом поляризаційно-інтерференційного картографування мікроскопічного зображення полікристалічної плівки біологічної рідини можна одержати координатний розподіл (у межах  $m \times n$  пікселів цифрової

камери) величини локального контрасту  $W(m \times n) = W \begin{pmatrix} r_{11} & \dots & r_{1n} \\ \cdot & \dots & \cdot \\ r_{m1} & \dots & r_{mn} \end{pmatrix}$  та

оцінити слабкі зміни двопрорезаломлення даного шару.

$$\begin{pmatrix} U_x \\ U_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (1 - i\delta \sin^2 \rho)_{11} & (i\delta \cos \rho \sin \rho)_{12} \\ (i\delta \cos \rho \sin \rho)_{21} & (1 - i\delta \cos^2 \rho)_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \cos \varphi + i \sin \varphi \\ 0 \end{pmatrix}; \quad (2.70)$$

$$I(r) = \delta(r) \sin^2 \rho(r) (\delta(r) - 2 \sin \varphi(r)) + 2(1 + \cos \varphi(r)); \quad (2.71)$$

$$\begin{cases} \varphi(r) = 0; \\ I(r) = \delta^2(r) \sin^2 \rho(r). \end{cases} \quad (2.72)$$

$$W(\varphi, \delta) = \frac{I_{\max}^{(\varphi=0)} - I_{\min}^{(\varphi=\pi)}}{I_{\max}^{(\varphi=0)} + I_{\min}^{(\varphi=\pi)}} = \frac{1}{1 + 0.5\delta^2 \sin^2 \rho}. \quad (2.73)$$

$$W(\delta, r_1, r_2) = \frac{\delta^2(r_1) \sin^2 \rho(r_1) - \delta^2(r_2) \sin^2 \rho(r_2)}{\delta^2(r_1) \sin^2 \rho(r_1) + \delta^2(r_2) \sin^2 \rho(r_2)}. \quad (2.74)$$

Тут  $r_1, r_2$  - координати найближчих точок при скануванні з кроком  $\Delta r = 1 \text{ pix} = 2 \mu\text{m}$ .

Слід зазначити, що розподіли (2.73), (2.74) значень контрасту інтерференційної картини можна розглядати у рамках двох підходів:

1. Прямий аналіз координатних залежностей величини  $W(r)$  у рамках статистичного, кореляційного або фрактального підходів. Під координатними розподілами контрасту будемо розуміти двомірні ансамблі значень локальної видимості між сусідніми точками (пікселів) інтерференційної картини поляризаційно-неоднорідного поля у площині зображення оптично анізотропного біологічного шару.

2. Застосування зворотнього дифракційного перетворення  $W(r)$  з метою цифрового голографічного відтворення координатних розподілів комплексних амплітуд об'єктного поля  $E_x(\varphi, r)$  і  $E_y(\varphi, r)$ .

Методика поляризаційно-кореляційного визначення сукупності параметрів вектора Стокса полягає у наступній сукупності дій:

1. Формування в “опромінюючому” та “опорному” лазерних пучках компланарних станів поляризації.

2. Реєстрація двох парціальних інтерференційних картини крізь поляризатор-аналізатор з орієнтацією площини пропускання під кутами  $\Omega = 0^\circ$ ;  $\Omega = 90^\circ$ .

3. Для кожного розподілу інтерференційної картини ми виконуємо двовимірне дискретне перетворення Фур'є  $DFT(u, v)$ . Двовимірний масив Фур'є перетворення  $DFT(u, v)$  двовимірного розподілу  $I_{\Omega=0^\circ; 90^\circ}(x, y)$  (тобто зображення) є функцією двох дискретних змінних, координати яких визначаються наступним виразом:

$$DFT_{\Omega=0^\circ;90^\circ}(\nu, \nu) = \frac{1}{M \times N} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} I_{\Omega=0^\circ;90^\circ}(x, y) \exp \left[ -i2\pi \left( \frac{x \times \nu}{M} + \frac{y \times \nu}{N} \right) \right] \quad (2.75)$$

Тут  $I_{\Omega=0^\circ;90^\circ}(x, y) = E_{\Omega=0^\circ;90^\circ}(x, y) E_{\Omega=0^\circ;90^\circ}^*(x, y)$  координатні розподіли інтенсивності інтерференційної картини, відфільтрованої аналізатором з орієнтацією його осі пропускання на  $\Omega = 0^\circ$ ;  $\Omega = 90^\circ$ ;  $E_{\Omega=0^\circ;90^\circ}(x, y)$ - ортогональні проєкції комплексних амплітуд; \* позначає операцію комплексного спряження;  $(\nu, \nu)$  - просторові частоти у напрямках x та y відповідно;  $(M, N)$  - кількість пікселів CCD камери.

4. Результат такого Фур'є перетворення містить три піки, один центральний (основний) пік та два додаткові бічні піки. DFT в описаному випадку працює як фільтр низьких частот. Він видаляє носій (інтерференційні смуги), які використовуються для комплексного представлення реального об'єктного поля.

5. Застосовуючи двовимірне зворотнє дискретне Фур'є перетворення  $(DFT_{\Omega=0^\circ;90^\circ})^*(x, y)$  для вибраного центрального піку  $DFT_{\Omega=0^\circ;90^\circ}(\nu, \nu)$ , отримаємо:

$$(DFT_{\Omega=0^\circ;90^\circ})^*(x, y) = \frac{1}{M \times N} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} DFT_{\Omega=0^\circ;90^\circ}(\nu, \nu) \exp \left[ -i2\pi \left( \frac{x \times \nu}{M} + \frac{y \times \nu}{N} \right) \right] \quad (2.76)$$

$$\text{Тут } (DFT_{\Omega=0^\circ;90^\circ})^*(x, y) \equiv E_{\Omega=0^\circ;90^\circ}(x, y)$$

6. Після цього отримують (для кожного стану поляризації) розподіл комплексних амплітуд в різних фазових площинах:

$$\begin{cases} \Omega_{0^\circ} \rightarrow |A_0|; \\ \Omega_{90^\circ} \rightarrow |A_{90}| \exp(i(\delta_{90^\circ} - \delta_{0^\circ})) \end{cases}$$

7. Розподіл фазових площин  $\varphi$  визначається виразом:

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



У рамках першого підходу визначаються діагностичні взаємозв'язки між набором статистичних, автокореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують розподіли локальних значень контрасту та аналогічними параметрами, які характеризують розподіли напрямів оптичних осей  $\rho(x, y)$  та фазових зсувів  $\delta(x, y)$  між ортогональними складовими амплітуди  $E_x, E_y$ , що вносяться мережами біологічних кристалів.

У рамках другого підходу шляхом цифрового голографічного відтворення координатних розподілів комплексних амплітуд об'єктного поля  $E_x(r)$  і  $E_y(r)$  (співвідношення (2.75), (2.76)) можна здійснити експериментальне визначення набору комплексних “одно”- (комплексні амплітуди та відповідні параметри вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(\varphi, x, y)$ ) і “двоточкових” (модуль  $|S_{i=1;2;3;4}|(\varphi, x, y)$  і фаза  $Arg(S_{i=1;2;3;4}(\varphi, x, y))$  СКС) параметрів у сукупності фазових площин  $\varphi_k = k\Delta\varphi; (0 \leq \varphi_k \leq \varphi)$ , які характеризують пошарову структуру поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних шарів та їхніх оптично-анізотропних мереж.

У результаті відкриваються нові можливості у лазерній поляриметрії – одержання тривимірних (3D) розподілів параметрів вектора Стокса, азимута, еліптичності поляризації та модуля і фази СКС.

## **2.6. Методи і засоби Стокс-корелометрії поляризаційно-неоднорідних полів біологічних шарів**

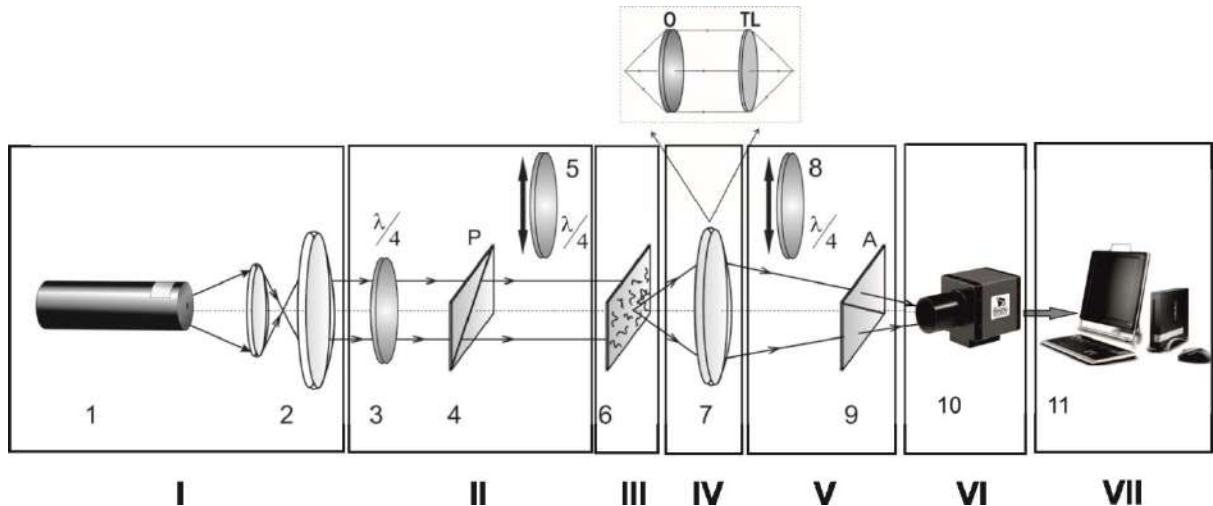
У даному параграфі наведені дані про основні оптичні схеми, функціональні алгоритми та методики, що складають сукупність методів Стокс-корелометрії поляризаційно-неоднорідних полів біологічних шарів.

### **2.6.1. “Одноточкові” методи лазерної поляриметрії**

В основі всіх “одноточкових” методів лазерної поляриметрії лежить принцип багатofункціонального поляризаційного аналізу (фільтрації)

координатних розподілів інтенсивності поляризаційно-неоднорідних полів, які сформовані оптично-анізотропними біологічними шарами.

Оптична та функціональна блок-схема лазерної поляриметрії наведена на рис. 2.8.



**Рис. 2.8.** Оптична та функціональна блок-схема поляриметра, де 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3 – стаціонарна 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 [6-10,100,166]

Тут:

- I – блок лазерного зондування;
- II – блок поляризаційного опромінювання;
- III – об’єктний блок;
- IV – блок формування зображення;
- V – блок поляризаційного аналізу;
- VI – блок реєстрації зображень;
- VII – блок обробки даних.

Опромінювання зразків 6 проводилося паралельним ( $\varnothing = 2 \times 10^3 \mu\text{m}$ ) слабоінтенсивним ( $W=5,0 \text{ мВт}$ ) пучком He-Ne лазера ( $\lambda=0,6328 \mu\text{m}$ ). Поляризаційний опромінювач складається з чвертьхвильових пластинок 3, (Achromatic True Zero-Order Waveplate) і поляризатора 4 (B+W Kaesemann

XS-Pro Polarizer MRC Nano). Біологічний шар 6 послідовно зондувався лазерним пучком із наступними типами поляризації: лінійна з азимутами  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $+45^\circ$  і права циркуляція ( $\otimes$ ). Поляризаційні зображення біологічного шару за допомогою поляризаційного мікрооб'єктиву 7 (Nikon CFI Achromat P, фокусна відстань – 30мм, числова апертура – 0,1, збільшення – 4x) проектувалося у площину світлочутливої площадки ( $m \times n = 1280 \times 960$  пікселей) CCD-камери 10 (The Imaging Source DMK 41AU02.AS, monochrome 1/2" CCD, Sony ICX205AL (progressive scan); роздільна здатність –  $1280 \times 960$ ; розмір світлочутливої площадки –  $7600 \times 6200$  мкм; чутливість – 0,05 lx; динамічний діапазон – 8 bit, SNR – 9 bit). Аналіз зображень біологічних шарів 6 здійснювався за допомогою поляризатора 9 і чвертьхвильової пластинки 8.

Функціональна та алгоритмічна схема лазерного стокс-поляриметра приведена на рис. 2.9

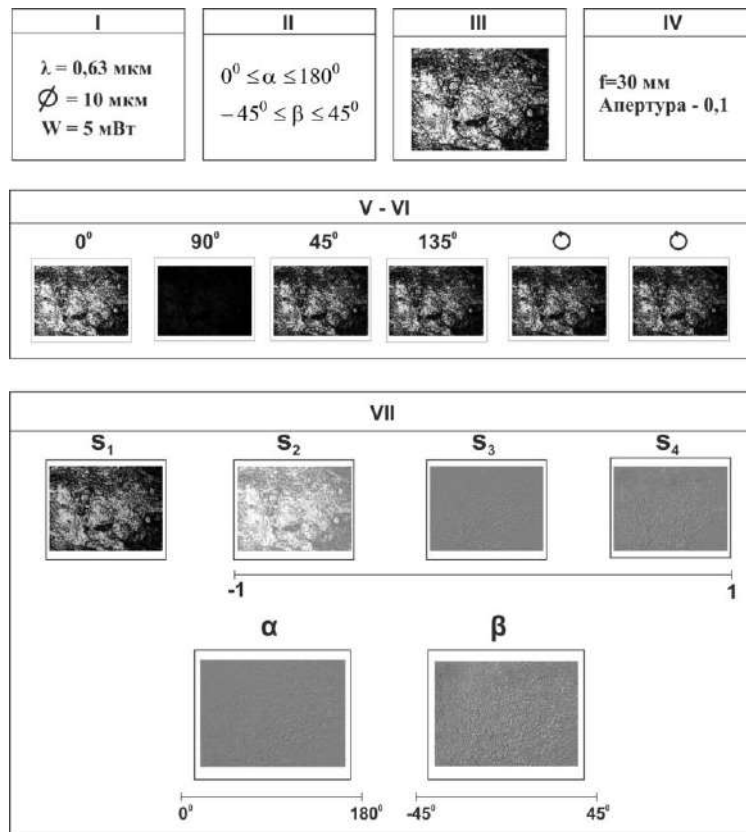
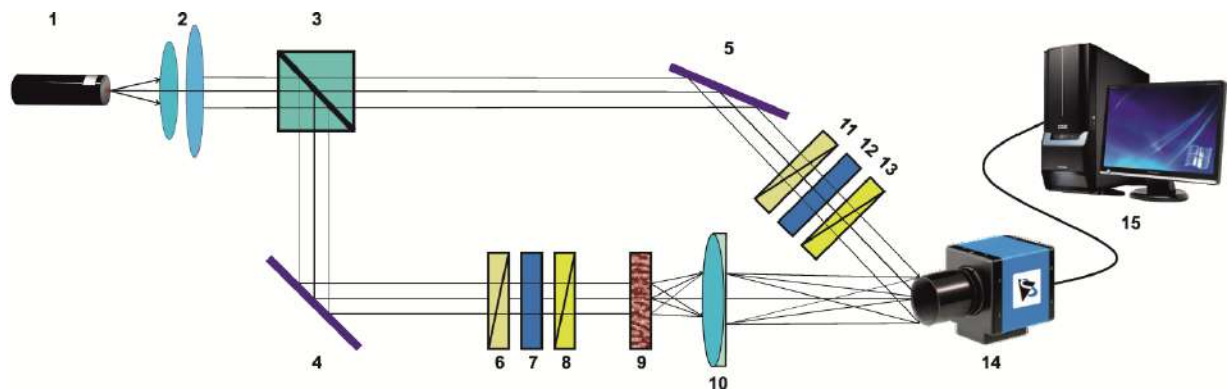


Рис. 2.9. Функціональна та алгоритмічна схема лазерної стокс-поляриметрії

Головними інформаційними “продуктами” даного методу є координатні розподіли значень параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(m \times n)$ , азимута  $\alpha(m \times n)$  та еліптичності  $\beta(m \times n)$  поляризації мікроскопічних зображень біологічних шарів.

### 2.6.2. “Одноточковий” поляризаційно-інтерференційний метод

На рис. 2.10 приведена оптична схема поляризаційної інтерферометрії лазерних мікроскопічних зображень біологічних шарів.



**Рис. 2.10.** Оптична схема поляризаційної інтерферометрії мікроскопічних зображень оптично-анізотропних біологічних шарів. Пояснення у тексті.

Паралельний ( $\varnothing = 2 \times 10^3 \mu m$ ) пучок He-Ne ( $\lambda = 0,6328 \mu m$ ) лазера 1, сформований за допомогою коліматора 2, за допомогою 50% світлоподільника 3, розділяється на “опромінюючий” та “опорний”.

“Опромінюючий” за допомогою обертаючого дзеркала 4 спрямовується крізь поляризаційний фільтр 6 – 8 у напрямку зразку біологічного шару 9. Поляризаційно-неоднорідне зображення об’єкту 9 об’єктивом 10 проєктується у площину цифрової камери 14.

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

У результаті формується інтерференційна картина, координатний розподіл інтенсивності якої реєструє цифрова камера 14.

Формування станів поляризації “опромінюючого” та “опорного” пучків здійснюється за допомогою поляризаційних фільтрів 6 – 8 і 11 – 13. Кожен з таких фільтрів складається з:

- “вхідних” поляризаторів 6 і 11, які формують плоскополяризовані з азимутом  $\alpha_0 = 0^0$  пучки;
- чвертьхвильових пластинок 7 і 12, які формують правоциркулярно поляризовані пучки  $\beta_0 = +45^0$ ;
- “вихідних” поляризаторів 8 і 13, які за рахунок обертання площини пропускання формують без зміни інтенсивності плоскополяризовані з довільним азимутом  $0^0 \leq \alpha_0 \leq 180^0$  пучки.

Примітка: технічні характеристики основних оптичних та електронних складових експериментального розташування поляризаційної інтерферометрії співпадають із даними, що наведені у описані схеми лазерної поляриметрії (рис. 2.9).

Методика поляризаційно-інтерференційного картографування поля комплексних амплітуд в площині мікроскопічного зображення біологічного шару полягає у наступній сукупності дій:

- Одночасне формування в “опромінюючому” та “опорному” паралельних лазерних пучках одного з подібних за величинами азимута та еліптичності станів поляризації, - наприклад  $(0^0 - 0^0)$ ;  $(90^0 - 90^0)$ ;  $(45^0 - 45^0)$ ;  $(135^0 - 135^0)$ ;  $(\otimes - \otimes)$ ;  $(\oplus - \oplus)$ .

- Для кожного з таких станів поляризації реєстрацію координатного розподілу інтенсивності інтерференційної картини в площині сукупності пікселів  $(m \times n)$  цифрової камери 14.

- Шляхом сканування вздовж рядків  $\left\{ \begin{matrix} 1,2,3,\dots,n; \\ \dots\dots\dots; \\ m,2,3,\dots,n \end{matrix} \right\}$  пікселів з кроком

$1\text{pix}$  вимірюють величини інтенсивності сусідніх точок інтерференційного розподілу  $I(r)$  і  $I(r + 1\text{pix})$ .

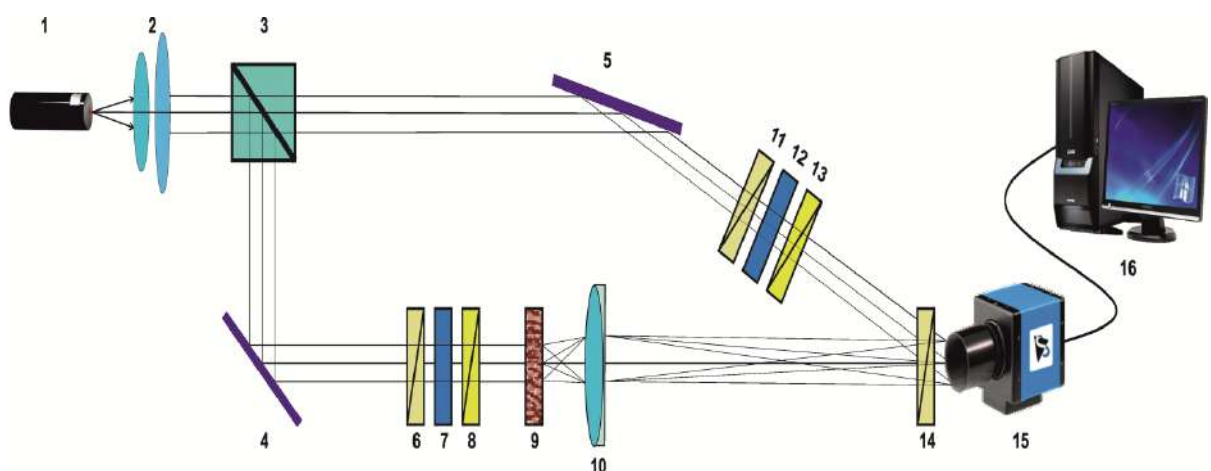
- Для кожної пари точок розраховують величину локального контрасту за співвідношенням

$$W(r, r + 1\text{pix}) = \frac{|I(r) - I(r + 1\text{pix})|}{I(r) + I(r + 1\text{pix})} \quad (2.77)$$

і одержують мапу локального контрасту  $W(m \times n)$  інтерференційного розподілу поляризаційно-неоднорідного поля комплексних амплітуд зображення біологічного шару.

### 2.6.3. Поляризаційно-інтерференційне картографування параметрів вектора Стокса

Узагальненням схеми поляризаційної інтерферометрії є схема Стокс-поляриметричного картографування, що наведена на рис. 2.11.



**Рис. 2.11.** Оптична схема поляризаційно-інтерференційного картографування параметрів вектора Стокса оптично-анізотропних біологічних шарів. Пояснення у тексті.

Приведена на рис. 2.11 оптична схема доповнена у порівнянні із схемою поляризаційної інтерферометрії (рис. 2.10) поляризатором 14, який розташований перед світлочутливою площадкою цифрової камери 15.

Методика поляризаційно-кореляційного визначення сукупності параметрів вектора Стокса полягає у наступній сукупності дій:

- Одночасне формування в “опромінюючому” та “опорному” паралельних лазерних пучках одного з подібних станів поляризації (наприклад  $(0^0 - 0^0)$ ;  $(90^0 - 90^0)$ ;  $(45^0 - 45^0)$ ;  $(135^0 - 135^0)$ ;  $(\otimes - \otimes)$ ;  $(\oplus - \oplus)$ ).

- Для кожного з таких станів поляризації реєстрацію кожної парціальної інтерференційної картини експериментально здійснюють крізь поляризатор-аналізатор 14 з орієнтацією площини пропускання під кутами  $\Theta = 0^0$ ;  $\Theta = 90^0$ .

- Відновлення для кожного парціального поляризаційно-інтерференційного розподілу у сукупності фазових перерізів  $\varphi = const$  за допомогою інтегрального дифракційного перетворення координатних розподілів комплексних амплітуд  $\{E_x(\varphi, r); E_y(\varphi, r)\}$  (співвідношення (2.75), (2.76)) об’єктного поля у площині мікроскопічного зображення біологічного шару.

- Розрахунку у кожній фазовій площині ( $\varphi_k = k\Delta\varphi, k = 0;1;2;\dots$ ) координатних розподілів  $(x, y)$  сукупності параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(\varphi, x, y)$  та поляризаційних параметрів  $\alpha(\varphi, x, y)$  і  $\beta(\varphi, x, y)$  за наступними алгоритмами

$$\begin{aligned}
 S_1(\varphi_k, x, y) &= \left( |E_x|^2 + |E_y|^2 \right) (\varphi_k, x, y); \\
 S_2(\varphi_k, x, y) &= \left( |E_x|^2 - |E_y|^2 \right) (\varphi_k, x, y); \\
 S_3(\varphi_k, x, y) &= 2 \operatorname{Re} |E_x E_y^*| (\varphi_k, x, y); \\
 S_4(\varphi_k, x, y) &= 2 \operatorname{Im} |E_x E_y^*| (\varphi_k, x, y).
 \end{aligned} \tag{2.78}$$

$$\alpha(\varphi_k, x, y) = 0,5 \arctg \left[ \frac{S_3(\varphi_k, x, y)}{S_2(\varphi_k, x, y)} \right]; \quad (2.79)$$

$$\beta(\varphi_k, x, y) = 0,5 \arctg \left[ \frac{S_4(\varphi_k, x, y)}{S_1(\varphi_k, x, y)} \right]. \quad (2.80)$$

Функціональна та алгоритмічна схема поляризаційно-інтерференційного стокс-поляриметра приведена на рис. 2.12.

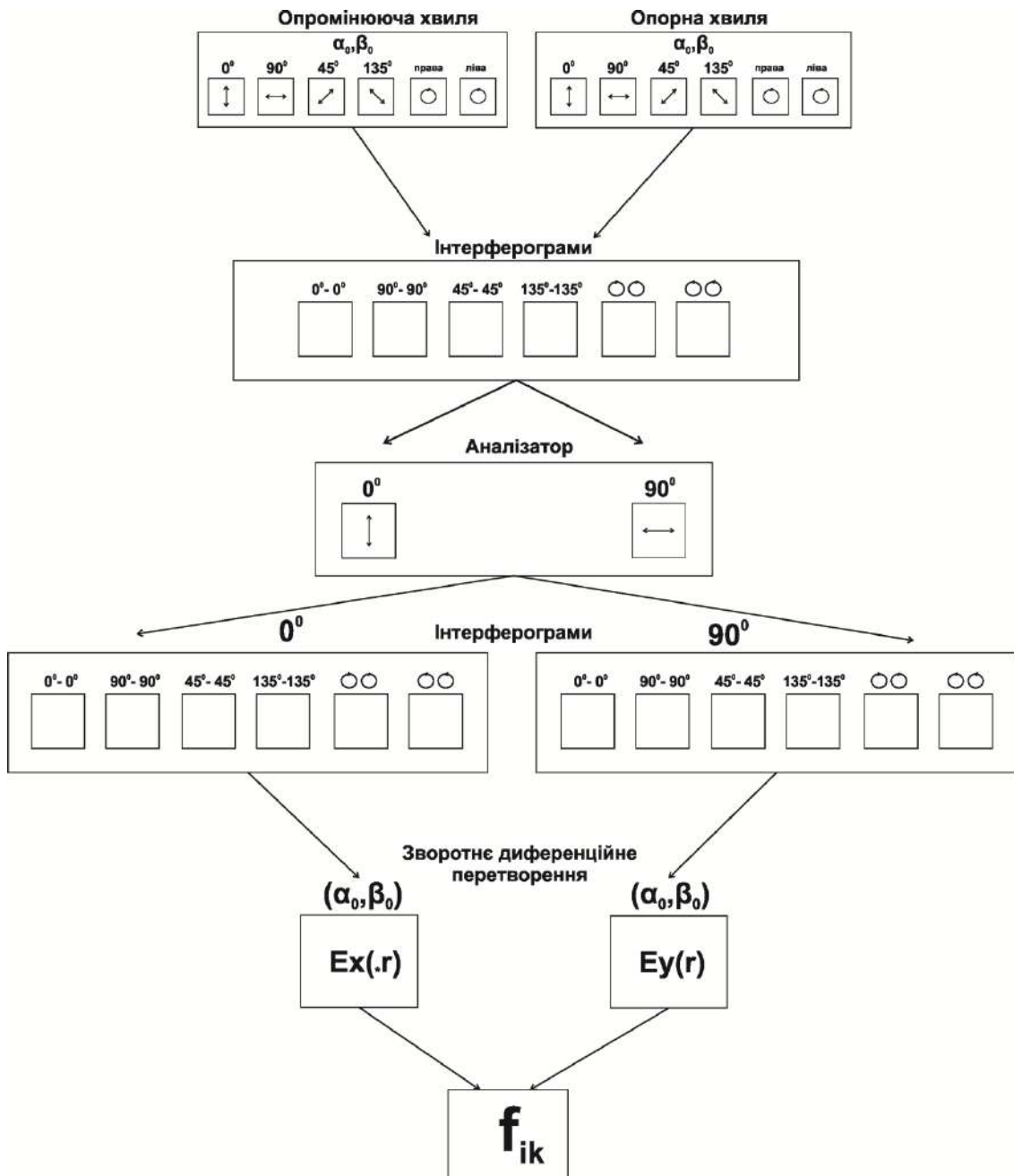


Рис. 2.12. Функціональна та алгоритмічна схема поляризаційно-інтерференційного Стокс-поляриметричного картографування.



### 2.6.4. Методика вимірювання координатних розподілів модуля і фази СКС об'єктного поля біологічного шару

Експериментальна методика Стокс-корелометричного картографування об'єктного поля біологічного шару полягає у наступній послідовності кроків:

1. Опромінують зразок 6 циркулярно-поляризованим пучком лазерного світла 1, що забезпечує фільтр, який складається з чвертьхвильових пластинок 3,5 і поляризатора 4 (рис. 2.6);

2. Обертають вісь пропускання поляризатора-аналізатора 9 (у відсутності чвертьхвильової пластинки 8) на кути  $\Theta = 0^\circ$ ,  $\Theta = 90^\circ$ ,  $\Theta = 45^\circ$ ,  $\Theta = 135^\circ$  і вимірюють інтенсивності пропущеного випромінювання  $I_0^\otimes; I_{90}^\otimes; I_{45}^\otimes; I_{135}^\otimes$ ;

3. Розраховують у межах кожного пікселя цифрової камери 11 значення першого, другого та третього параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3}^\otimes$

$$S_1 = I_0^\otimes + I_{90}^\otimes; \quad (2.81)$$

$$S_2 = I_0^\otimes - I_{90}^\otimes; \quad (2.82)$$

$$S_3 = I_{45}^\otimes - I_{135}^\otimes. \quad (2.83)$$

4. Установлюють перед поляризатором-аналізатором 9 чвертьхвильову пластинку 8, орієнтують її вісь найбільшої швидкості під кутами  $+45^\circ$  і  $-45^\circ$  відносно площини пропускання поляризатора та вимірюють інтенсивності пропущеного випромінювання  $I_\otimes^\otimes; I_\oplus^\otimes$ .

5. Розраховують двомірний масив значень четвертого параметру вектора Стокса  $S_4$ .

$$S_4 = I_\otimes^\otimes - I_\oplus^\otimes. \quad (2.84)$$

6. Обчислюють координатні розподіли значень двоточкових параметрів вектора Стокса за наступними алгоритмами:

$$\left\{ \begin{aligned} |S_2| &= \sqrt{\left[ \sqrt{I_0(r_1)I_0(r_2)} - \sqrt{I_{90}(r_1)I_{90}(r_2)} \cos(\delta_2 - \delta_1) \right]^2 + \left[ \sqrt{I_{90}(r_1)I_{90}(r_2)} \sin(\delta_2 - \delta_1) \right]^2}; \\ \text{Arg}S_2 &= \arctg \left( \frac{\left[ \sqrt{I_{90}(r_1)I_{90}(r_2)} \sin(\delta_2 - \delta_1) \right]}{\left[ \sqrt{I_0(r_1)I_0(r_2)} - \sqrt{I_{90}(r_1)I_{90}(r_2)} \cos(\delta_2 - \delta_1) \right]} \right). \end{aligned} \right. \quad (2.85)$$

$$\left\{ \begin{aligned} |S_3| &= \sqrt{\left[ \sqrt{I_0(r_1)I_{90}(r_2)} \cos\delta_2 + \sqrt{I_0(r_2)I_{90}(r_1)} \cos\delta_1 \right]^2 + \left[ \sqrt{I_0(r_1)I_{90}(r_2)} \sin\delta_2 - \sqrt{I_0(r_2)I_{90}(r_1)} \sin\delta_1 \right]^2}; \\ \text{Arg}S_3 &= \arctg \left( \frac{\left[ \sqrt{I_0(r_1)I_{90}(r_2)} \sin\delta_2 - \sqrt{I_0(r_2)I_{90}(r_1)} \sin\delta_1 \right]}{\left[ \sqrt{I_0(r_1)I_{90}(r_2)} \cos\delta_2 + \sqrt{I_0(r_2)I_{90}(r_1)} \cos\delta_1 \right]} \right). \end{aligned} \right. \quad (2.86)$$

$$\left\{ \begin{aligned} |S_4| &= \sqrt{\left[ \sqrt{I_0(r_2)I_{90}(r_1)} \sin\delta_1 + \sqrt{I_0(r_1)I_{90}(r_2)} \sin\delta_2 \right]^2 + \left[ \sqrt{I_0(r_2)I_{90}(r_1)} \cos\delta_2 + \sqrt{I_0(r_1)I_{90}(r_2)} \cos\delta_1 \right]^2}; \\ \text{Arg}S_4 &= \arctg \left( \frac{\left[ \sqrt{I_0(r_2)I_{90}(r_1)} \cos\delta_2 + \sqrt{I_0(r_1)I_{90}(r_2)} \cos\delta_1 \right]}{\left[ \sqrt{I_0(r_2)I_{90}(r_1)} \sin\delta_1 + \sqrt{I_0(r_1)I_{90}(r_2)} \sin\delta_2 \right]} \right). \end{aligned} \right. \quad (2.87)$$

$$\delta(r) = \arctg \left[ \left( \frac{S_4(r)S_2(r)}{S_3(r)} \right) \left( \frac{1 + \frac{I_{90}(r)}{I_0(r)}}{1 - \frac{I_{90}(r)}{I_0(r)}} \right) \right]. \quad (2.88)$$

Тут  $I_0$  і  $I_{90}$  - інтенсивності при орієнтації площини пропускання поляризатора  $0^\circ$  і  $90^\circ$ ;  $\delta_i$  - фазові зсуви між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання у точках з координатами  $r_1$  і  $r_2$ .

### 2.6.5. Методика вимірювання 3D розподілів модуля і фази СКС об'єктного поля біологічного шару

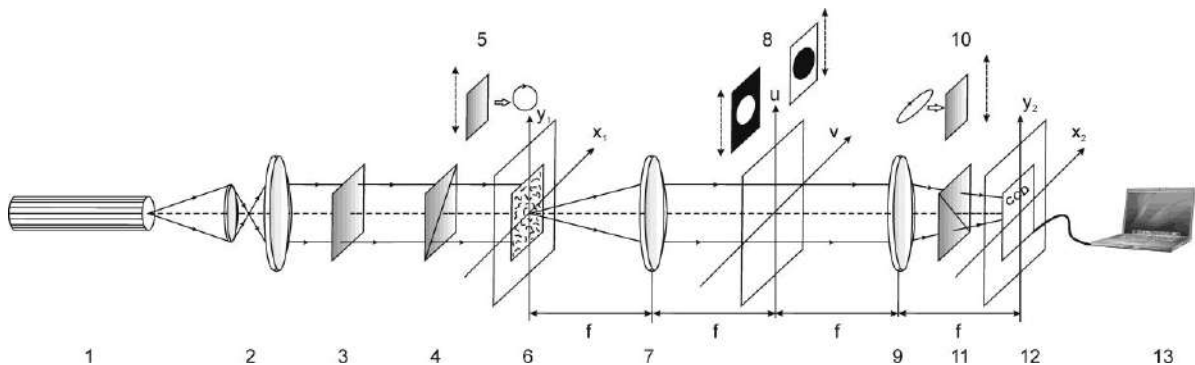
У експериментальному розташуванні Стокс-поляриметра з опорною лазерною хвилею (рис. 2.11) реалізують наступну послідовність дій:

- Формують в “опромінюючому” та “опорному” паралельних лазерних пучках подібні стани поляризації, - наприклад,  $(0^\circ - 0^\circ)$ ;  $(90^\circ - 90^\circ)$ ;  $(45^\circ - 45^\circ)$ ;  $(135^\circ - 135^\circ)$ ;  $(\otimes - \otimes)$ ;  $(\oplus - \oplus)$ .
- Для кожного з таких станів поляризації реєструють кожну парціальну інтерференційну картину крізь поляризатор-аналізатор 14 з орієнтацією площини пропускання під кутами  $\Theta = 0^\circ$ ;  $\Theta = 90^\circ$ .
- Відновлюють для кожного парціального поляризаційно-інтерференційного розподілу у сукупності фазових перерізів  $\varphi = const$  за допомогою інтегрального дифракційного перетворення (співвідношення (2.75), (2.76)) координатні розподіли комплексних амплітуд  $\{E_x(\varphi, r); E_y(\varphi, r)\}$  об’єктного поля у площині мікроскопічного зображення біологічного шару.
- Розраховують (співвідношення (2.78)) у кожній фазовій площині ( $\varphi_k = k\Delta\varphi, k = 0;1;2;\dots$ ) координатні розподіли  $(x, y)$  сукупності параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(\varphi, x, y)$ .
- Застосовують алгоритми (2.85) – (2.88) для обчислення пошарових розподілів модуля  $|S_{i=1;2;3;4}|(\varphi, x, y)$  і фази  $Arg[S_{i=1;2;3;4}(\varphi, x, y)]$  СКС поляризаційно-неоднорідного об’єктного поля оптично-анізотропного біологічного шару.

#### **2.6.6. Методи і засоби просторово-частотної фільтрації поляризаційно-неоднорідних об’єктних полів біологічних шарів**

Для масштабно-селективного аналізу поляризаційної, інтерференційної та поляризаційно-кореляційної структури об’єктних полів полікристалічних мереж біологічних шарів ми використали методику просторово-частотної фільтрації у лазерній Стокс-поляриметрії, що було вперше заснована в роботі Карачевцева А.В. [249].

На рис. 2.13 представлена схема такого лазерного Стокс-поляриметра з просторово-частотною фільтрацією.



**Рис. 2.13.** Оптична схема стокс-поляриметра з використанням просторово-частотної фільтрації, де 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3 – стаціонарна чвертьхвильова платівка; 5, 10 – механічно рухомі чвертьхвильові платівки; 4, 11 – поляризатор та аналізатор відповідно; 6 – об’єкт дослідження; 7,9 – мікροоб’єктиви; 8 – низькочастотний та високочастотний фільтри, 12 – CCD камера; 13 – персональний комп’ютер.

Освітлення досліджуваного зразку 6 проводилося паралельним ( $\varnothing = 10^4$  мкм) пучком He-Ne лазера ( $\lambda = 0,6328$  мкм, потужність  $W = 5$  мВт). Поляризаційний освітлювач складається з чвертьхвильових платівок 3, 5 та поляризатора 4, що забезпечує формування лазерного пучка з довільним азимутом  $0^0 \leq \alpha_0 \leq 180^0$  або еліптичністю  $0^0 \leq \beta_0 \leq 90^0$  поляризації.

Зразки біологічних шарів розміщувалися у фокальній площині поляризаційного мікροоб’єктиву 7 (фокусна відстань  $f = 30$  мм, збільшення 4X, цифрова апертура  $N.A. = 0,1$ ).

У задній фокальній площині розміщувався просторово-частотний (низькочастотний або високочастотний) фільтр 8.

Поляризаційний мікροоб’єktiv 8 (фокусна відстань  $f = 30$  мм, збільшення 4X, цифрова апертура  $N.A. = 0,1$ ) розміщався на фокусній

відстані від частотної площини об'єктиву 7 і, таким чином, здійснював зворотне фур'є-перетворення просторово-частотно відфільтрованого поля лазерного випромінювання.

Координатний розподіл інтенсивності такого поля реєструвався в площині світлочутливої CCD-камери 12 (розмір світлочутливої площадки  $N = m \times n = 800 \times 600$  пікселів), яка знаходилася також на фокальній відстані від мікрооб'єктиву 8 та забезпечувала діапазон вимірювання структурних елементів відновленого зображення біологічного шару для наступних геометричних розмірів 2 мкм – 2000 мкм.

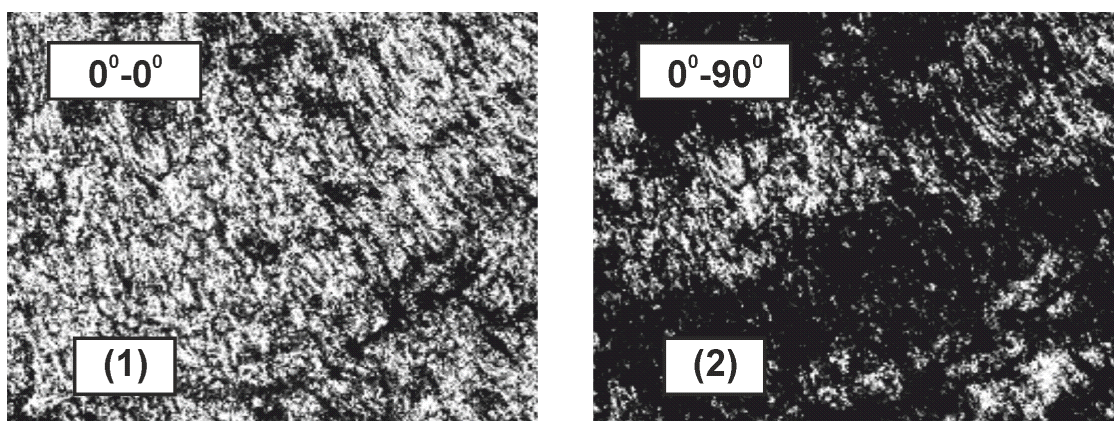
## 2.7. Характеристика об'єктів дослідження

У дисертаційній роботі досліджувалися оптично тонкі оптично анізотропні біологічні шари - гістологічні зрізи біологічних тканин і полікристалічні плівки рідин людини.

Зразки для дослідження виготовлялися за існуючими у медицині стандартними методиками. За допомогою заморожувального кріотома виготовлялися оптично тонкі (геометрична товщина  $l = 20 \mu m \div 40 \mu m$ ) гістологічні зрізи біопсії біологічних тканин.

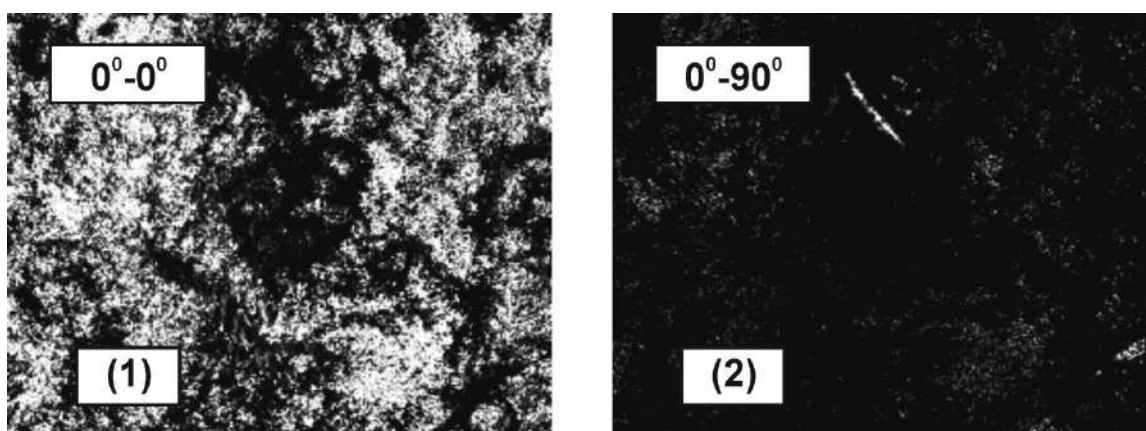
Плівки біологічних рідин органів людини формувалися шляхом нанесення краплі на оптично однорідне скло з наступним висушуванням при кімнатній температурі ( $t = 22^{\circ} C$ ).

На серії рис. 2.14 – 2.16 наведено мікроскопічні зображення гістологічних зрізів біологічних тканин, які зареєстровані у співвісних ( $0^{\circ} - 0^{\circ}$ ) - фрагменти (1) - і перехрещених ( $0^{\circ} - 90^{\circ}$ ) - фрагменти (2) - поляризаторі – аналізаторі.

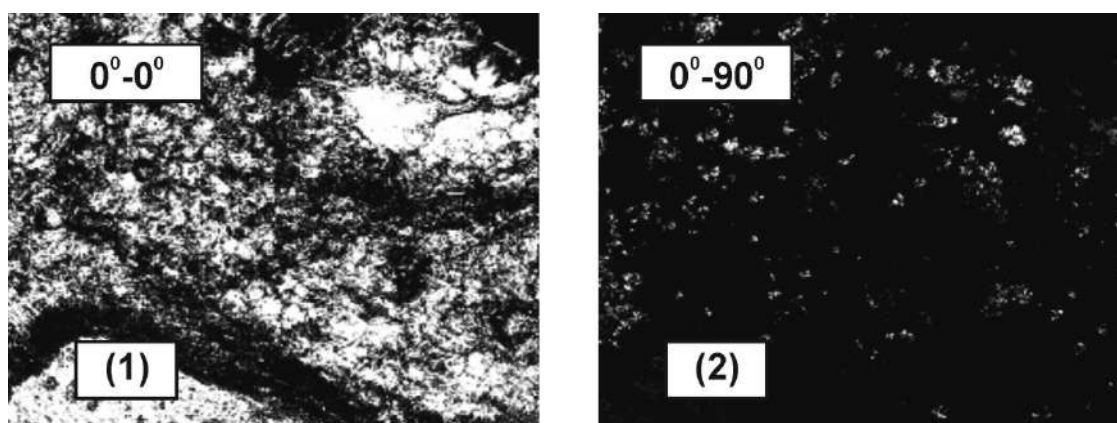


**Рис. 2.14.** Мікроскопічні зображення гістологічного зрізу міокарда.

Пояснення у тексті.



**Рис. 2.15.** Мікроскопічні зображення гістологічного зрізу ендометрія шийки матки. Пояснення у тексті.



**Рис. 2.16.** Мікроскопічні зображення гістологічного зрізу нирки. Пояснення у тексті.

Із рисунків видно, що наведені координатна структура мікроскопічних зображень гістологічних зрізів всіх типів біологічних тканин (Рис. 2.14 – 2.16, фрагменти (1)) поляризаційно-неоднорідна. Дане твердження впливає з



наявності значного просвітлення у зображеннях, які зареєстровані у “перехрещених” ( $0^{\circ} - 90^{\circ}$ ) поляризаторі - аналізаторі. Фізичною причиною цього є наявність оптичної анізотропії біологічних шарів. Результатом цього є перетворення азимута й еліптичності поляризації лазерного випромінювання та формування поляризаційно-неоднорідних мікроскопічних зображень.

Серію лазерних мікроскопічних зображень плівок біологічних рідин, які зареєстровані у співвісних ( $0^{\circ} - 0^{\circ}$ ) - фрагменти (1) - і перехрещених ( $0^{\circ} - 90^{\circ}$ ) - фрагменти (2) - поляризаторі – аналізаторі ілюструють рис. 2.17 – рис. 2.19.

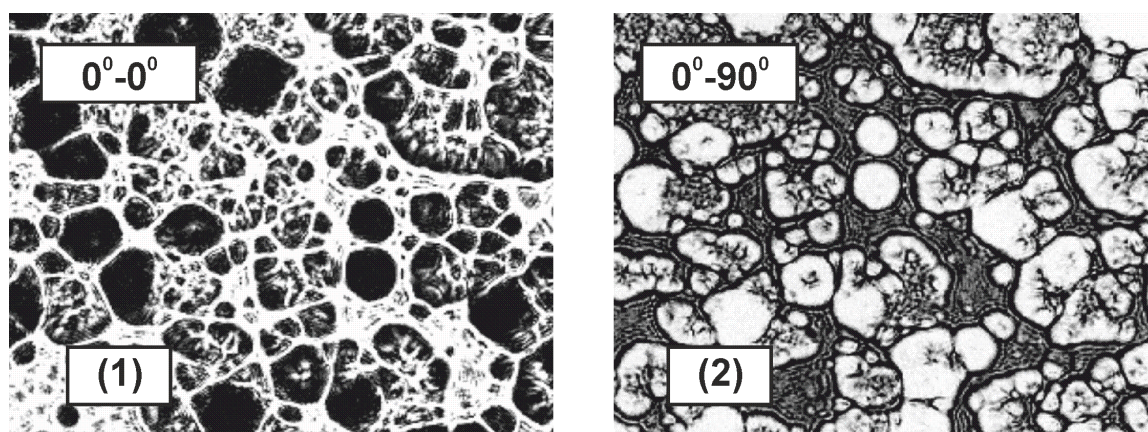


Рис. 2.17. Мікроскопічні зображення плівки сечі. Пояснення у тексті.

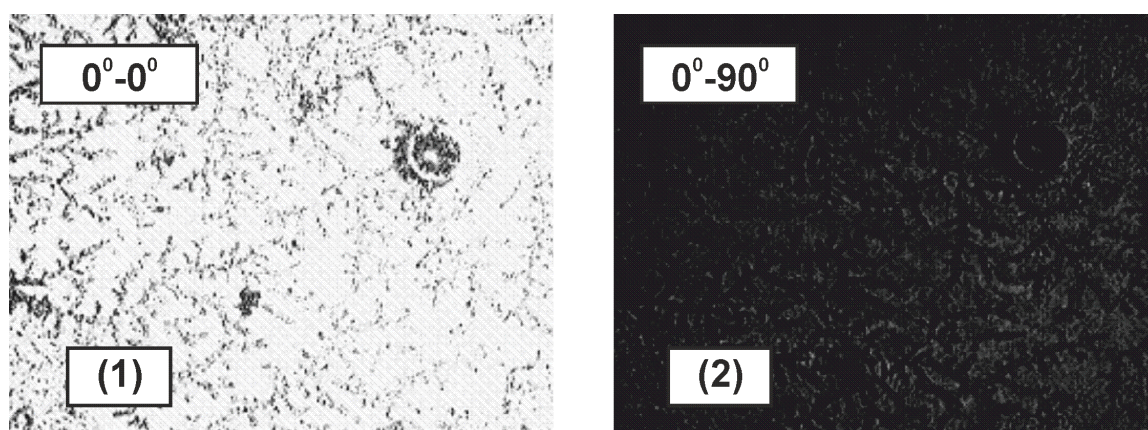
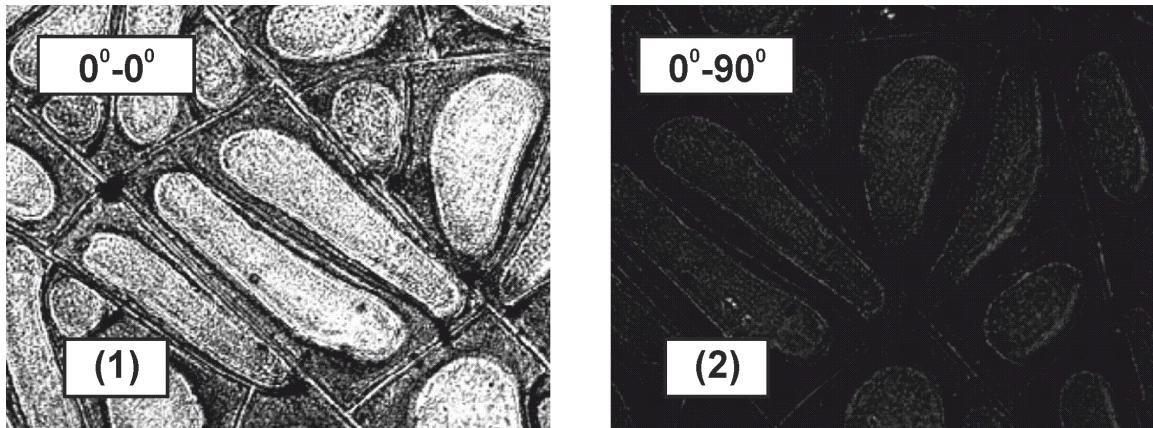


Рис. 2.18. Мікроскопічні зображення плівки ліквору. Пояснення у тексті.



**Рис. 2.19.** Мікроскопічні зображення плівки плазми крові. Пояснення у тексті.

Порівняльний аналіз поляризаційної структури мікроскопічних зображень плівок рідин органів людини, як і у випадку гістологічних зрізів біологічних тканин (Рис. 2.14 – 2.16), виявив оптичну анізотропію таких полікристалічних об’єктів (Рис. 2.17 – 2.19, фрагменти (2)).

## 2.8. Методи і засоби аналітичної обробки експериментальних даних

### 2.8.1. Статистичний аналіз

Одержана сукупність “*одноточкових*” параметрів:

- ортогональні складові  $E_x(r)$  і  $E_y(r)$  комплексної амплітуди  $E(r)$ ;
- розподіли параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(r)$ ;
- розподіли азимута поляризації  $\alpha(r)$ ;
- розподіли еліптичності поляризації  $\beta(r)$ ;
- розподіли фазових зсувів між ортогональними (лінійно- та циркулярно поляризованими) складовими амплітуди лазерного випромінювання  $\delta(r)$ ;



“двоточкових” параметрів:

- ступень кореляції параметрів вектора Стокса (СКС), який характеризує кореляційну подібність значень параметрів вектора Стокса, що визначають взаємозв’язок між параметрами оптичної анізотропії біологічного шару та станами поляризації його граничного поля у точках з координатами  $r_1$  і  $r_2$ ;
- модуль СКС  $|S_{i=1;2;3;4}|(x, y)$ , який характеризує координатну узгодженість напрямів оптичних осей полікристалічної мережі;
- фаза СКС  $Arg(S_{i=1;2;3;4}(x, y))$ , який характеризує координатну узгодженість фазових флуктуацій оптично-анізотропних утворень;

**поляризаційно-інтерференційних** параметрів:

- різниця фаз між об’єктною та опорною хвилями  $\varphi(r)$ ,
- розподіл локального контрасту інтерференційних картин поляризаційно-неоднорідних полів з накладеною опорною хвилею  $Q(r_1, r_2)$  у точках з координатами  $r_1$  і  $r_2$ ;
- сукупність пошарових ( $\varphi$ ) 3D розподілів параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(\varphi, r)$ ;
- сукупність пошарових ( $\varphi$ ) 3D розподілів азимута поляризації  $\alpha(\varphi, r)$ ;
- сукупність пошарових 3D ( $\varphi$ ) розподілів еліптичності поляризації  $\beta(\varphi, r)$ ;
- сукупність пошарових ( $\varphi$ ) 3D розподілів модуля  $|S_{i=1;2;3;4}|(\varphi, x, y)$  “двоточкових” параметрів вектора Стокса;
- сукупність пошарових ( $\varphi$ ) 3D розподілів фази  $Arg(S_{i=1;2;3;4}(\varphi, x, y))$  “двоточкових” параметрів вектора Стокса, а також **просторово-частотно відфільтрованих** розподілів  $Q(r_1, r_2)$ ,  $S_{i=1;2;3;4}(\varphi, r)$ ,  $\alpha(\varphi, r)$ ,  $\beta(\varphi, r)$ ,  $|S_{i=1;2;3;4}|(\varphi, x, y)$ ,  $Arg(S_{i=1;2;3;4}(\varphi, x, y))$  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 [6-10, 236-241]

$$\begin{aligned} Z_1 &= \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N q_j; \\ Z_2 &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (q^2)_j}; \\ Z_3 &= \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (q^3)_j; \\ Z_4 &= \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (q^4)_j, \end{aligned} \quad (2.89)$$

де  $N$  - кількість пікселів світлочутливої площадки CCD-камери.

### 2.8.2. Кореляційний аналіз

Для оцінювання координатної неоднорідності розподілів  $q(m \times n) \equiv \Psi$  ми використали автокореляційний аналіз у двох взаємно перпендикулярних напрямках ( $Ox$  і  $Oy$ ), який виявився ефективним у багаточисельних лазерно-поляриметричних дослідженнях [ 8,9,215,237,249].

У межах всіх рядків (1, ...,  $m$ ) цифрової камери обчислювалися усереднені автокореляційні функції розподілів значень параметрів  $\Psi(x)$ .

У межах всіх стовпчиків (1, ...,  $n$ ) цифрової камери обчислювалися усереднені автокореляційні функції розподілів значень параметрів  $\Psi(y)$ .

$$K(\Delta x) = \lim_{x \rightarrow 0} \frac{1}{m} \int_0^x [\Psi^*(x = 1 \div m)] [\Psi^*(x - \Delta x)] dx; \quad (2.90)$$

$$K(\Delta y) = \lim_{y \rightarrow 0} \frac{1}{n} \int_0^y [\Psi^*(y = 1 \div n)] [\Psi^*(y - \Delta y)] dy. \quad (2.91)$$

Тут  $(\Delta x)$  і  $(\Delta y)$  “кроки”, з якими змінюються розподіли  $\Psi^*(x) = \Psi(x) - \bar{\Psi}$  і  $\Psi^*(y) = \Psi(y) - \bar{\Psi}$ , де  $\bar{\Psi}$  - середнє значення, що визначене у межах всього масиву даних.

$$\bar{K}(\Delta x) = \sum_{j=1}^n \frac{K_j(\Delta x)}{n}; \quad (2.92)$$

$$\bar{K}(\Delta y) = \sum_{j=1}^m \frac{K_j(\Delta y)}{m}. \quad (2.93)$$

Залежності (2.92) і (2.93) оцінювалися шляхом обчислення сукупності статистичних моментів 1-го – 4-го порядків (співвідношення (2.89)). В подальшому такі параметри будемо називати кореляційними моментами 1-го – 4-го порядків  $Z_{i=1;2;3;4}^k$ .

### 2.8.3. Фрактальний аналіз

Для фрактального аналізу [8-10,169-173,217] розподілів  $q(m \times n)$  розраховувалися спектри потужності ( $J(q)$ ). Далі обчислювалися log-log залежності спектрів потужності  $\log J(q) - \log(\nu)$ , де  $\nu = l^{-1}$  - просторова частота,  $l$  - розмір структурного елемента у координатному розподілі значень  $q(m \times n)$ .

Залежності  $\log J(q) - \log(\nu)$  оцінювалися шляхом обчислення сукупності статистичних моментів 1-го – 4-го порядків (співвідношення (2.93)). В подальшому такі параметри будемо називати спектральними моментами 1-го – 4-го порядків  $Q_{i=1;2;3;4}^k$ .

#### 2.8.4. Вейвлет-аналіз структури об'єктних полів біологічних шарів

У діагностичних застосуваннях методів лазерної поляриметрії широкого використання набув масштабно-селективний або вейвлет - аналіз розподілів  $g$  [6,7,215,249,250].

Показано, що одномірний розподіл  $g(x)$  можна розкласти в ряд

$$g(x) = \sum_{a,b=-\infty}^{\infty} C_{ab} \Psi_{ab}(x), \quad (2.94)$$

де  $\Psi_{ab}(x) = \Psi(ax - b)$  - вейвлет-функція, що утворена з функції-прототипу зміщенням  $\mathbf{b}$  та масштабуванням -  $\mathbf{a}$ .

Коефіцієнти розкладу (2.94) визначаються наступним виразом

$$C_{ab} = \int g(x) \Psi_{ab}(x) dx. \quad (2.95)$$

Результатом вейвлет - перетворення  $g(x)$  є двомірний масив амплітуд вейвлет-перетворення - значень коефіцієнтів  $W(a, b)$ .

Вираз для спектра  $W(a, b)$  має наступний аналітичний вигляд

$$W(a, b) = \frac{1}{|a|^{1/2}} \int_{-\infty}^{+\infty} g(t) \Psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt. \quad (2.96)$$

#### 2.8.5. Інформаційний аналіз і сила методу

Ми використали, як у багатьох інших дослідженнях [9,169-174,178-180], критерії доказової медицини:

- *Чутливість* ( $Se$ ) – це пропорція правильних позитивних результатів ( $TP$ ) діагностичного методу серед усіх хворих пацієнтів ( $D_+$ )

$$Se = \frac{TP}{D_+} 100\% . \quad (2.97)$$

- *Специфічність* ( $Sp$ ) – це пропорція правильних негативних результатів ( $TN$ ) методу серед групи здорових пацієнтів ( $D_-$ )

$$Sp = \frac{TN}{D_-} 100\% . \quad (2.98)$$

- *Точність* ( $Ac$ ) – пропорція правильних результатів ( $TP + TN$ ) тесту серед усіх обстежених пацієнтів ( $D_+ + D_-$ )

$$Ac = \frac{TP + TN}{D_+ + D_-} 100\% . \quad (2.99)$$

Точність відображає кількість правильних діагнозів одержаних методами Стокс-корелометрії мікроскопічних зображень і об'єктних полів біологічних препаратів.

## 2.9. Висновки до розділу 2

1. Узагальнено та обґрунтовано сукупність “одноточкових” і “двоточкових” поляризаційних і кореляційних параметрів полів лазерного випромінювання, перетвореного оптично-анізотропними біологічними шарами.

2. Розроблено аналітичне обґрунтування поляризаційних проявів оптичної анізотропії шляхом застосування:

- поляризаційного “одноточкового” підходу;
- поляризаційного “двоточкового” підходу;
- поляризаційного-інтерференційного” підходу;
- Стокс-корелометрії із застосуванням опорної хвилі.

3. Проведено аналіз методів і засобів “одноточкової” поляризаційної та поляризаційно-інтерференційної стокс-корелометрії.
4. Проведено аналіз методів і засобів “двоточкової” поляризаційної та поляризаційно-інтерференційної стокс-корелометрії.
5. Наведена характеристика об’єктів дослідження.
6. Проаналізовані аналітичні та інформаційні підходи до аналізу сукупності експериментальних результатів.

**РОЗДІЛ 3.**  
**МЕТОДИ І ЗАСОБИ СТОКС-КОРЕЛОМЕТРІЇ**  
**ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-НЕОДНОРІДНИХ ПОЛІВ РОЗСІЯНОГО**  
**БІОЛОГІЧНИМИ ШАРАМИ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ**

Даний розділ містить результати:

1. Комп'ютерного моделювання взаємозв'язків (у межах статистичного, кореляційного та фрактального підходів) між двомірними розподілами значень модуля і фази ступеня кореляції параметрів вектора Стокса (СКС) та розподілами напрямів оптичних осей і фазових зсувів, які вносяться модельними полікристалічними сітками циліндрів з прямолінійними та колоподібними оптичними осями.

2. Апробації методу поляризаційного СКС - картографування біологічних тканин (міокард і мозок – “фібрилярні оптично-анізотропні мережі” та стінка прямої кишки – “острівкові оптично-анізотропні структури”) і рідин (полікристалічні плівки синовіальної рідини – суперпозиція “структурованих та острівкових мереж біологічних кристалів”).

3. Експериментальної апробації методів вейвлет-аналізу та просторово-частотної фільтрації СКС – мап поляризаційно-неоднорідних мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин і полікристалічних плівок біологічних рідин.

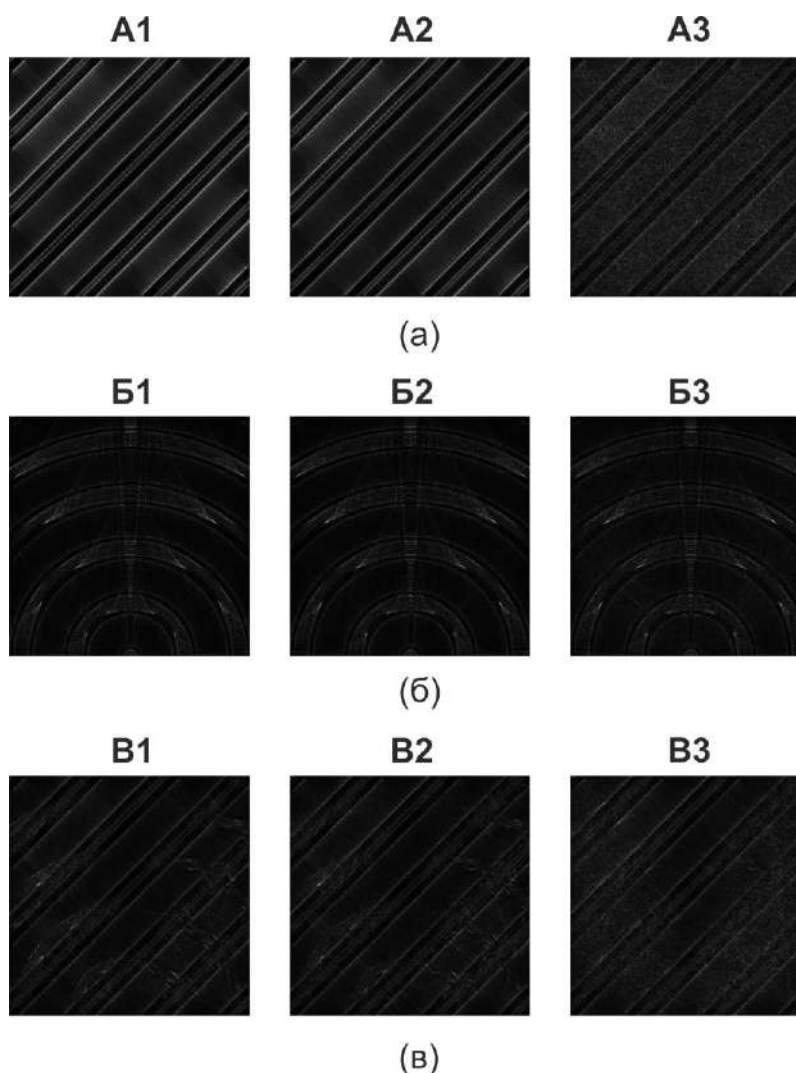
**3.1. Комп'ютерне моделювання координатних розподілів модуля і фази ступеня кореляції параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток**

**3.1.1. Принципи комп'ютерного моделювання**

У даному параграфі наведено матеріали комп'ютерного моделювання залежності координатних розподілів значень вектор-параметричних та

мюллер-матричних зображень від різних типів полікристалічних мереж (Рис. 3.1):

- Планарні сітки прямолінійних оптично-анізотропних циліндрів з постійним значенням двопронезамлення  $\Delta n$  (об'єкт А1) та суперпозицією типу  $\Delta n \pm \text{random}(0,5\Delta n)$  (об'єкт А2) (Рис. 3.1(а));
- Планарні сітки циліндрів з колоподібними оптичними осями та постійним значенням двопронезамлення  $\Delta n$  (об'єкт Б1) та суперпозицією типу  $\Delta n \pm \text{random}(0,5\Delta n)$  (об'єкт Б2) (Рис. 3.1(б));
- Двошарові планарні сітки А-типу і Б-типу (Рис. 3.1(в));



**Рис. 3.1.** До аналізу принципів комп'ютерного моделювання. Оптико-геометрична структура полікристалічних сіток.



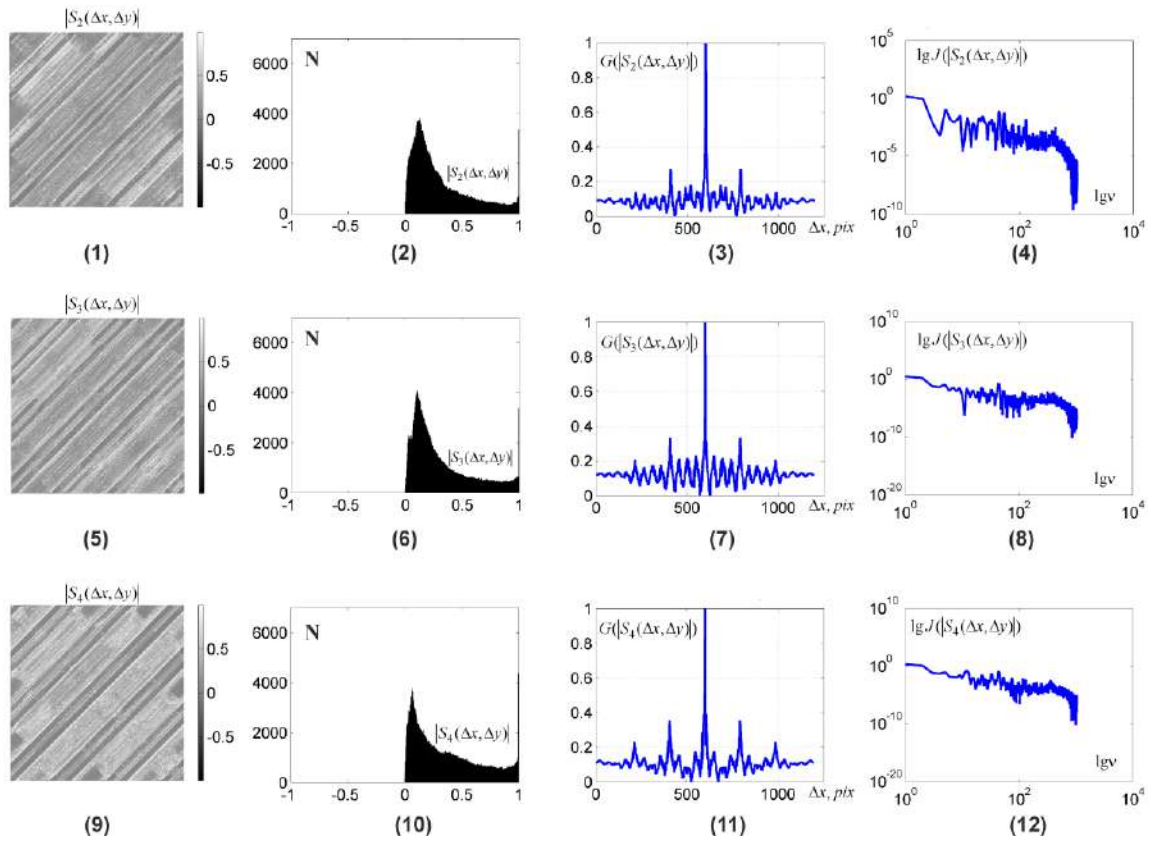
Даний вибір модельних об'єктів дозволяє в достатньо повній мірі проаналізувати поляризаційні прояви оптичної анізотропії реальних просторово-структурованих мереж протеїнових фібрил; просторово-локалізованих (“острівкових”) оптично-анізотропних структур біологічних тканин, а також полікристалічних плівок біологічних рідин здорових і патологічно змінених органів людини [3,6,7, 250-262].

Досліджувалися координатні розподіли значень модуля і фази СКС  $S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)$  об'єктів **A, Б, В**.

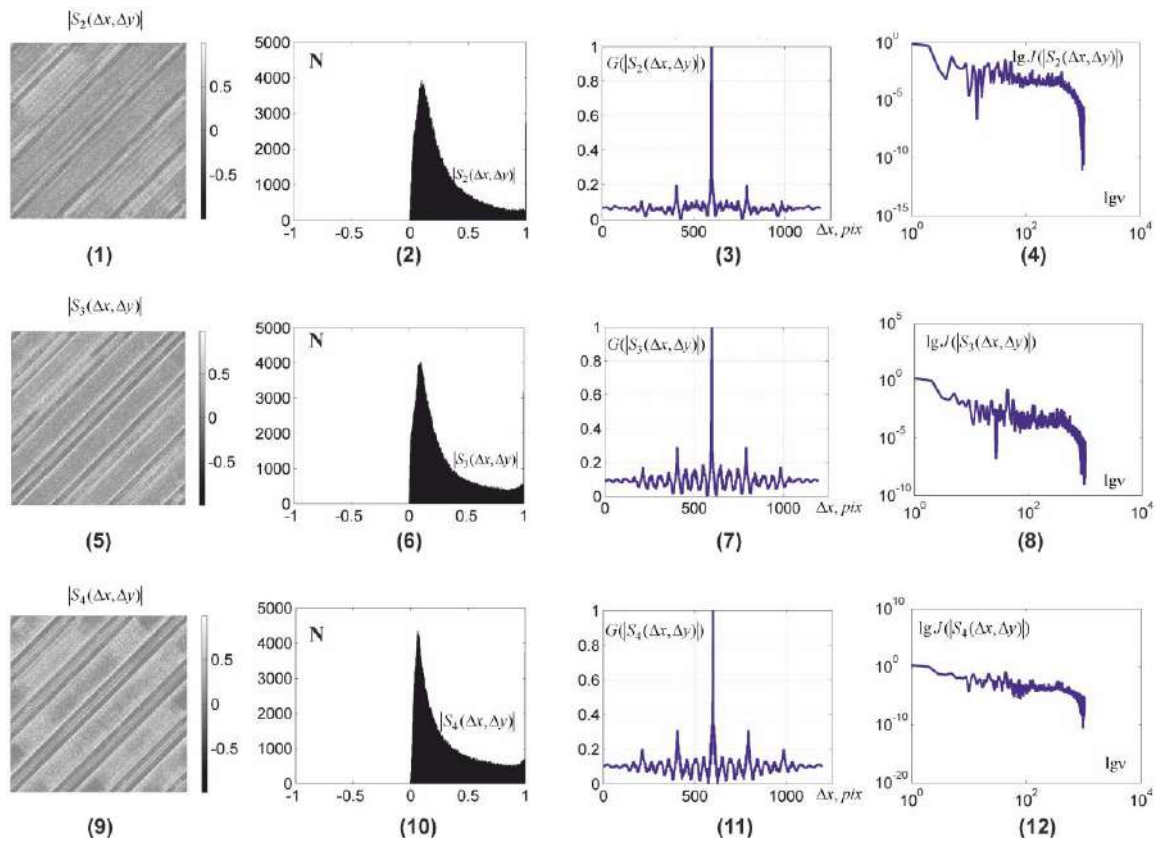
Одержана сукупність СКС – мап модельних об'єктів усіх типів аналізувалась в межах статистичного (обчислювалися статистичні моменти 1-4 порядків  $Z_{i=1;2;3;4}$ ) [6-10, 236-241, 258-265], кореляційного (обчислювалися автокореляційні функції, їх дисперсія  $Z_2^k$  та гострота піку  $Z_4^k$ ) [8,9,215,237,249, 263-271] та фрактального (обчислювалися логарифмічні залежності спектрів потужності та їх дисперсія  $D^f$ ) [8-10,169-173, 217, 263-277] підходів.

### **3.1.2. Координатні розподіли значень модуля і фази ступеня кореляції параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток А – типу**

На серії рис. 3.2, рис. 3.3 приведено результати комп'ютерного моделювання координатних мап, автокореляційних та логарифмічних залежностей спектрів потужності розподілів значень  $\text{Re}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$ , які характеризують оптично-анізотропні властивості об'єктів **A1** (рис. 3.2), **A3** (рис. 3.3).



**Рис. 3.2.** Мапи (координатні розподіли, гістограми, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток А – типу з детермінованою А1 зміною величини двопронезаломлення. Пояснення у тексті.



**Рис. 3.3.** Мапи (координатні розподіли, гістограми, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток **A3** – типу з детермінованою та рандомізованою ( $\Delta n \pm \text{random}(0,5\Delta n)$ ) зміною величини двопронезаломлення. Пояснення у тексті.

З одержаних даних видно, що всі без виключення координатні розподіли  $\text{Re}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$  поляризаційних зображень двопронезаломлюючих сіток всіх типів мають індивідуальну топографічну структуру. Спільним є наявність гармонічної складової у розподілах значень СКС (рис. 3.2, рис. 3.3).

Аналіз у межах статистичного підходу гістограм  $N(\text{Re} S_i)$  виявив наступні особливості:

- широкий діапазон ( $0 \leq \text{Re}(S_{i=2;3;4})(\Delta x, \Delta y) \leq 1$ ) зміни значень модуля СКС зображень сіток прямолінійних циліндрів **об'єктів A1** (рис. 3.2), **A2** (рис. 3.3);

- різну величину екстремуму залежностей  $N(\text{Re} S_i)$ , який локалізований в усіх випадках в околі  $\text{Re}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))=0$ .

Одержані результати можна пов'язати із наступними фізичними міркуваннями.

По-перше, величина параметрів модуля СКС  $\text{Re}(S_2(\Delta x, \Delta y))$  і  $\text{Re}(S_3(\Delta x, \Delta y))$  одночасно визначається ступенем координатної узгодженості напрямів геометричних осей  $\rho$  та величини фазового зсуву  $\delta$  між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання (розділ 2, параграф 2.6.4, співвідношення (2.85), (2.86), (2.87)).

По-друге, для об'єктів А-типу координатна зміна орієнтаційного параметру відсутня -  $\rho(\Delta x, \Delta y) = \text{const}$ . Тому для значень модуля СКС мало би мати місце  $\text{Re}(S_{2;3}(\Delta x, \Delta y))=1$ . Разом з тим, дані параметри залежать і від координатної зміни фазового зсуву  $\delta(\Delta x)$ .

По-третє, при скануванні поляризаційно-неоднорідного зображення вздовж горизонтального напрямку величина фазового зсуву періодично змінюється у межах поперечних розмірів кожного з циліндрів. Для мінімального значення ( $\delta_{\min} = 0$ ) має місце максимальна узгодженість значень 2-го і 3-го параметрів вектора Стокса. Це виявляється у наступних екстремальних значеннях модуля СКС  $\text{Re}(S_{2;3}(\Delta x, \Delta y; \delta_{\min} = 0))=1$ . Навпаки, для максимального значення фазового зсуву ( $\delta_{\max} = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n D$ ) має місце зворотна ситуація – максимальна декореляція значень 2-го і 3-го параметрів вектора Стокса -  $\text{Re}(S_{2;3}(\Delta x, \Delta y; \delta_{\max})) \rightarrow 0$ . У результаті впливу двох факторів – орієнтаційного та фазового – формується широкий діапазон зміни значень ( $0 \leq \text{Re} S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y) \leq 1$ ) модуля СКС зображень сіток прямолінійних циліндрів **об'єктів А1**. При цьому вирішальний вплив відіграє координатна зміна фаз, яка для наших двопроменезаломлюючих модельних об'єктів  $\delta \approx 0$ . Це виявляється у локалізації екстремуму гістограм  $N(\text{Re} S_i)$  в околі малих

величин, близьких до нульового значення. Така тенденція посилюється при наявності випадкової компоненти у фазових розподілах  $\Delta n \pm random(0,5\Delta n)$ .

У межах кореляційного підходу виявлено, що сукупність автокореляційних функцій  $G(\text{Re } S_i)$  координатних розподілів значень модуля СКС  $\text{Re } S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)$  зображень **об'єкту А1** являють собою плавно спадаючі з гармонічною модуляцією власних значень залежності (рис. 3.2). Даний факт добре узгоджується із теорією кореляційного аналізу гармонічних сигналів [4-8, 265-272]. У нашому випадку – це періодична координатна зміна величини двопронезаломлення  $\Delta n(x)$ . Наявність випадкової компоненти  $\pm random(0,5\Delta n)$  (**об'єкт А2**) виявляється у зменшенні півширини та амплітуди флуктуацій залежностей  $G(\text{Re } S_i)$ , - рис. 3.2 і рис. 3.3.

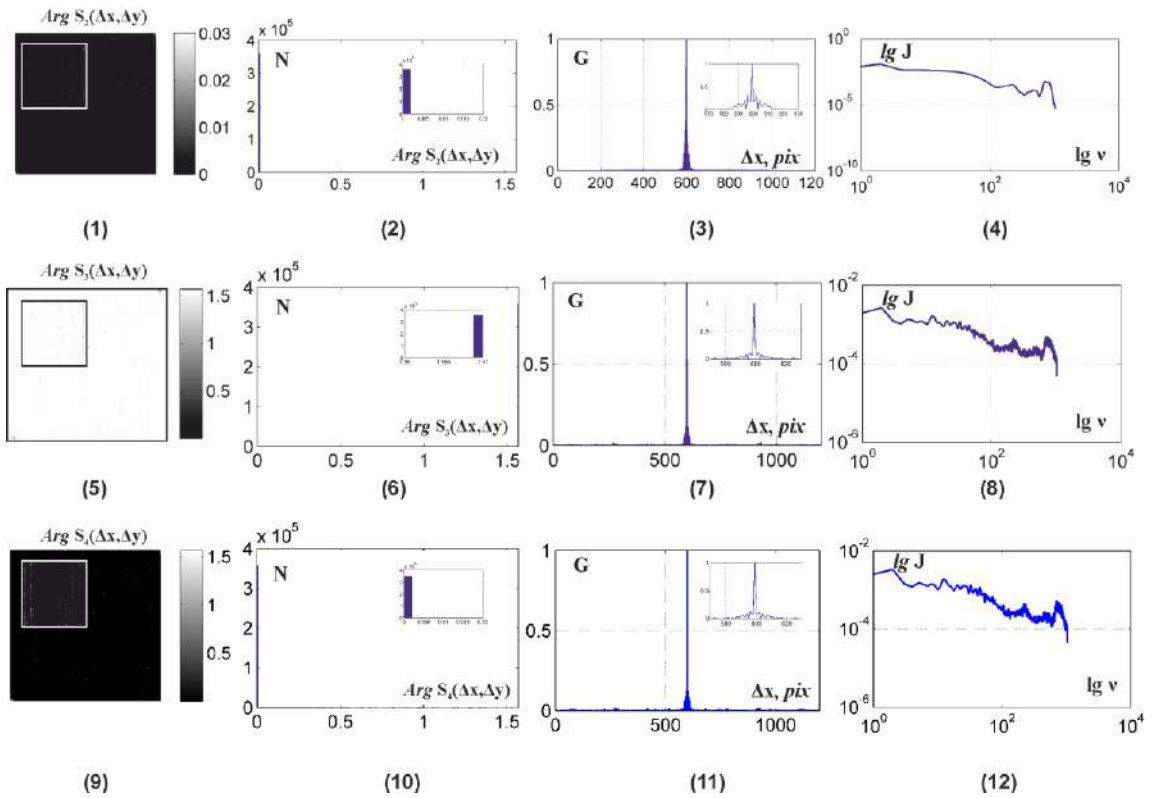
У рамках фрактального підходу наш модельний аналіз був спрямований на виявлення тенденцій зміни логарифмічних залежностей просторово-частотних спектрів  $\log J(\text{Re } S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)) - \log \nu$  координатних розподілів значень модуля СКС  $\text{Re}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$  у залежності від зміни розподілів величини двопронезаломлення. Це дасть можливість визначення взаємозв'язку між самоподібною структурою розподілів СКС поляризаційно-неоднорідних зображень реальних біологічних шарів та координатними розподілами величини двопронезаломлення сіток оптично анізотропних фібрил з прямолінійними та криволінійними геометричними осями. Одержані таким чином дані будуть використанні у якості “нульового” наближення у фрактальному аналізі розподілів значень модуля СКС  $\text{Re}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$  мікроскопічних зображень реальних біологічних шарів.

Для кристалічної сітки типу **А1** з детермінованими параметрами двопронезаломлення встановлено, що логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів значень модуля СКС відповідних поляризаційно-неоднорідних зображень характеризуються практично одним нахилом нахилами апроксимуючих кривих (рис. 3.2). Така будова залежностей просторово-частотних спектрів розподілів значень модуля СКС може бути

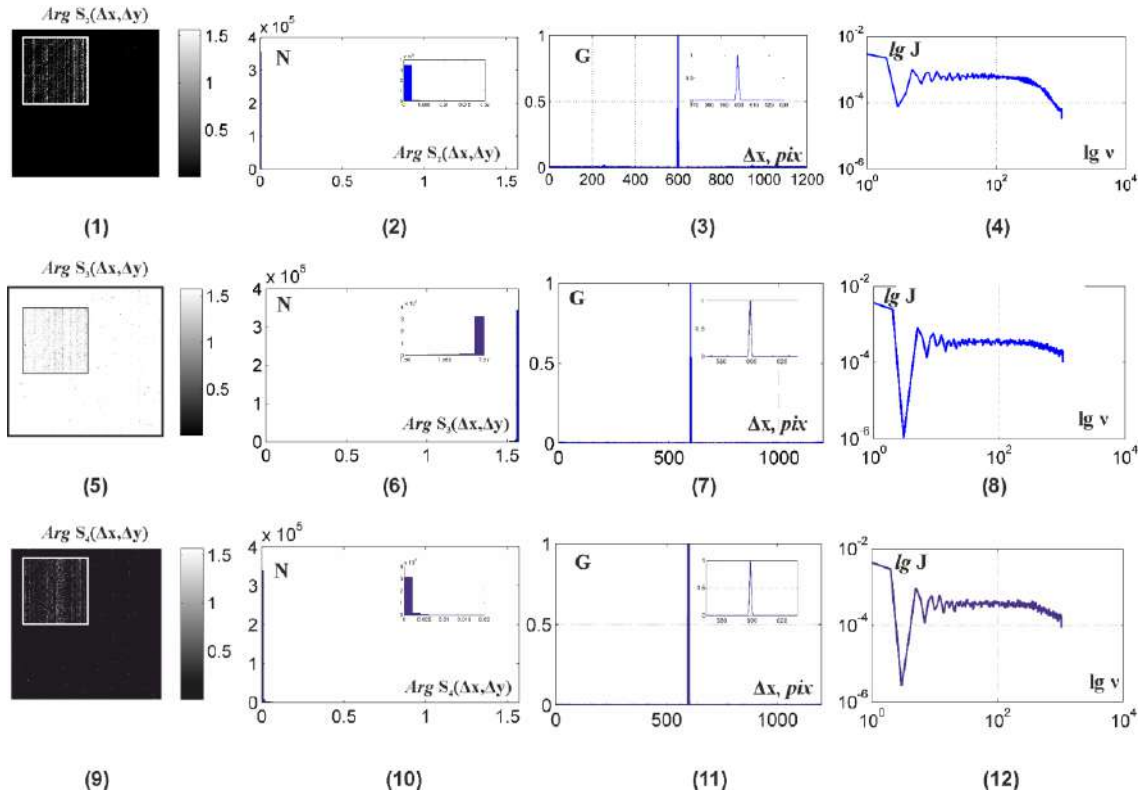
пов'язана із обмеженою кількістю двопронезаломлюючих циліндрів та детермінованим координатним розподілом фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання. Якщо такий закон порушується (кристалічні сітки типу **A2**) за рахунок рандомізації  $\Delta n \pm \text{random}(0,5\Delta n)$  розподілу величини двопронезаломлення, то ситуації дещо змінюється. Апроксимуючі криві до залежностей  $\log J(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)) - \log \nu$  трансформуються.

Як видно з рис. 3.3, поряд з прямолінійною (масштабно-самоподібною) ділянкою (діапазон великих  $\sim 100 \div 500 \mu m$  і середніх  $\sim 50 \div 100 \mu m$  розмірів кристалічної сітки), формується криволінійна (випадкова) ділянка (діапазон малих розмірів  $\sim 5 \div 10 \mu m$ ). Виявлений факт можна пов'язати з тим що розширюється спектр значень величини двопронезаломлення і за рахунок цього виникають додаткові множини випадкових значень у розподілах  $\text{Re} S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)$ .

На серії рис. 3.4, рис. 3.5 приведено результати комп'ютерного моделювання координатних мап, автокореляційних та логарифмічних залежностей спектрів потужності розподілів значень фази СКС  $\text{Im}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$ , які характеризують оптично-анізотропні властивості **об'єктів A1** (рис. 3.4), **A2** (рис. 3.5).



**Рис. 3.4.** Мапи (координатні розподіли, гістограми, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток А – типу з детермінованою  $A1$  зміною величини двопроменезаломлення. Пояснення у тексті.



**Рис. 3.5.** Мапи (координатні розподіли, гістограми, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток A2 – типу з детермінованою та рандомізованою ( $\Delta n \pm \text{random}(0,5\Delta n)$ ) зміною величини двопронезаломлення. Пояснення у тексті.

Одержані результати можна пов'язати із особливостями фазової модуляції лазерного випромінювання оптично анізотропними циліндрами (розділ 2, параграф 2.6.4, співвідношення (2.85), (2.86), (2.87)). Для кожного кроку сканування вздовж полікристалічної сітки величина фазового зсуву між наступними ортогонально-поляризованими складовими амплітуди змінюється, але достатньо повільно. За рахунок цього “близькі” координатні зміни значень фази параметрів СКС  $Arg(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$  незначні. Це призводить до зростання кореляції між значеннями уявної частини  $S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)$ . Кількісно такий сценарій виявляється у зменшенні величини екстремуму  $N(Arg(S_{i=2;3;4})=0)$  та перерозподілі значень  $Arg(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$  у



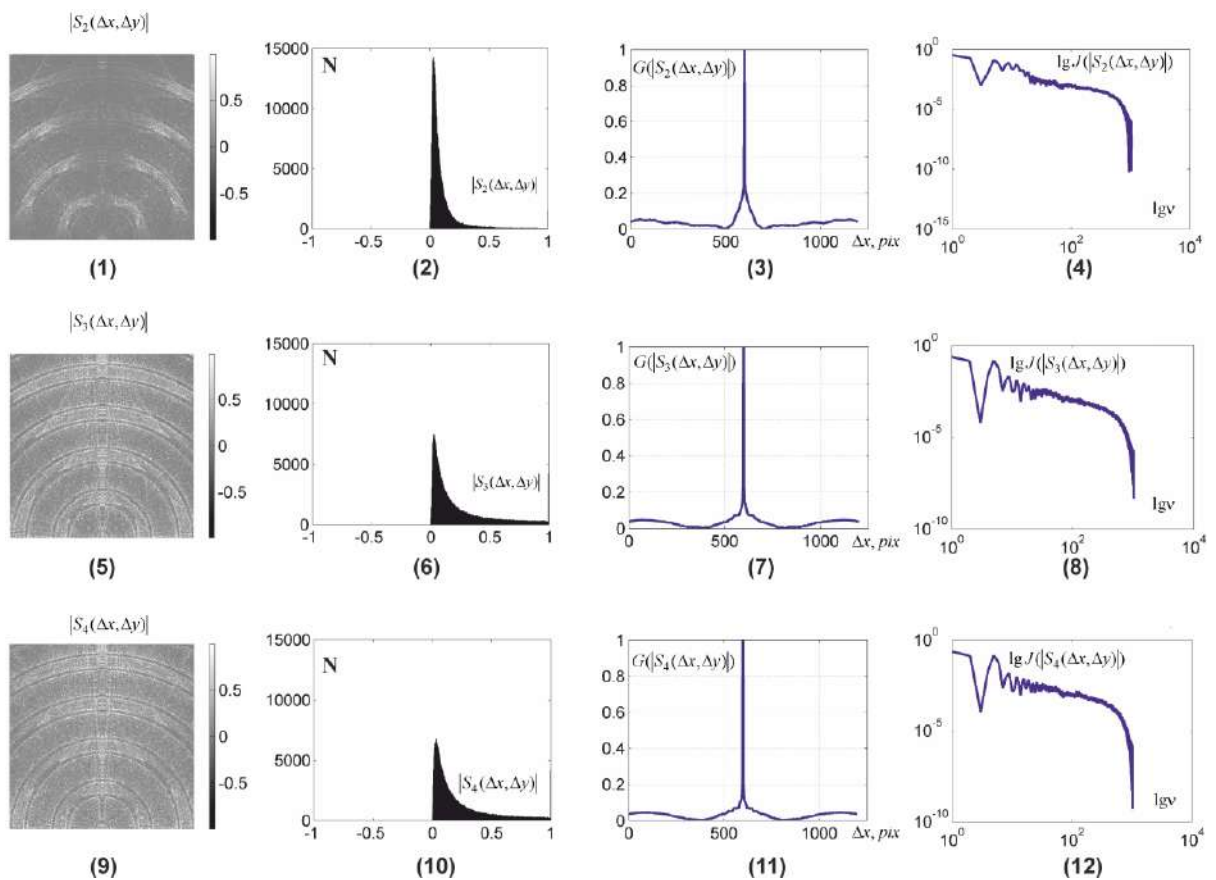
всьому діапазоні  $0 \leq \text{Arg}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)) \leq 1$ . Така тенденція посилюється при наявності випадкової компоненти у фазових розподілах  $\Delta n \pm \text{random}(0,5\Delta n)$  - рис. 3.4 і рис. 3.5, фрагменти (2,6,10).

У межах кореляційного підходу виявлено, що сукупність автокореляційних функцій  $G(\text{Arg}(S_{i=2;3;4}))$  координатних розподілів значень фази СКС  $\text{Arg}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$  зображень **об'єктів А1** і **А2** являють собою плавно спадаючі з гармонічною модуляцією власних значень залежності (рис. 3.4, рис. 3.5, фрагменти (3,7,11)) за періодичної координатної зміни величини двопронезаломлення  $\Delta n(x)$ . Наявність випадкової компоненти  $\pm \text{random}(0,5\Delta n)$  (**об'єкт А2**) виявляється у зменшенні півширини та амплітуди флуктуацій залежностей  $G(\text{Arg}(S_{i=2;3;4}))$ , - рис. 3.5, фрагмент (3,7,11).

У рамках фрактального підходу виявлено для кристалічної сітки типу **А1** з детермінованими параметрами двопронезаломлення - логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів значень фази СКС відповідних поляризаційно-неоднорідних зображень подібні до аналогічних залежностей модуля СКС (рис. 3.2, рис. 3.3 і рис. 3.4, рис. 3.5, фрагменти (4,8,12)). Як видно з рис. 3.3 і рис. 3.4, поряд з прямолінійною (масштабно-самоподібною) ділянкою (діапазон великих  $\sim 100 \div 500 \mu m$  і середніх  $\sim 50 \div 100 \mu m$  розмірів кристалічної сітки), формується криволінійна (випадкова) ділянка (діапазон малих розмірів  $\sim 5 \div 10 \mu m$ ). Виявлений факт можна пов'язати з тим що розширюється спектр значень величини двопронезаломлення і за рахунок цього виникають додаткові множини випадкових значень у розподілах  $\text{Arg}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$ .

### 3.1.3. Координатні розподіли модуля і фази ступеня кореляції параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток Б – типу

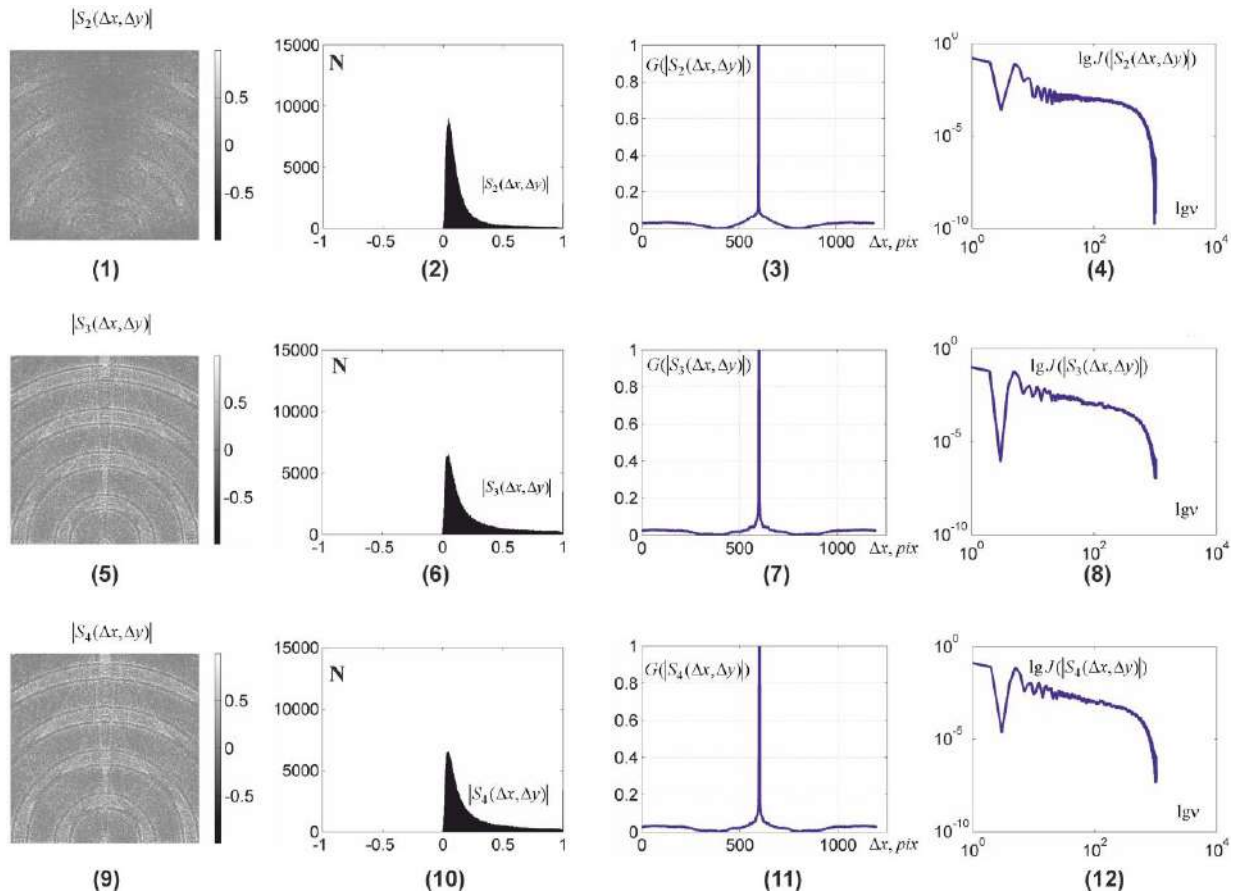
Вплив зміни геометрії укладання циліндрів з колоподібними геометричними осями у площині двопронезаломлюючої сітки (об'єкти **Б1**, **Б2**) на топографічну, кореляційну та масштабно-самоподібну структуру розподілів значень модуля СКС ілюструють рис. 3.6, рис. 3.7.



**Рис. 3.6.** Мапи (координатні розподіли, гістограми, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток **Б1** – типу з детермінованою зміною величини двопронезаломлення. Пояснення у тексті.

Аналіз одержаних двомірних розподілів значень модуля СКС  $\text{Re}S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)$  виявив формування асиметрично-розташованих

топографічних структур відносно вертикального  $OY$  напрямку в площині двопротенезаломлюючої сітки **Б1** (Рис. 3.6).



**Рис. 3.7.** Мапи (координатні розподіли, гістограми, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток **Б2** – типу з детермінованою та рандомізованою ( $\Delta n \pm \text{random}(0,5\Delta n)$ ) зміною величини двопротенезаломлення. Пояснення у тексті.

Даний факт можна пов'язати із тим, що у кожній точці площини такого об'єкту одночасно змінюються напрямок оптичної осі  $\gamma$  (напрямок дотичної до колоподібної геометричної осі циліндру у цій точці) та величиною фазового зсуву  $\phi$  (величина геометричного перерізу). За рахунок цього для кутів  $\pm \gamma$  відносно напрямку  $OY$  реалізується різний ступень узгодженості між величинами параметрів вектора Стокса у різних точках площини сітки **Б1**.

Тому у відповідних півплощинах має місце формування різних величин модуля СКС -  $\text{Re}S_{i=2;3;4}[(x; x - \Delta x); (y)] \neq \text{Re}S_{i=2;3;4}[(x; x + \Delta x); (y)]$ . Окрім цього швидкість координатної зміни даних кореляційних параметрів  $\text{Re}S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)$  зростає.

Якщо порівняти результати комп'ютерного моделювання оптично-анізотропних властивостей сіток різної геометрії (рис. 3.2 - циліндри з прямолінійними геометричними осями, рис. 3.6 – циліндри з колоподібними геометричними осями) можна відмітити:

- зростання декореляції між координатними розподілами параметрів вектора Стокса у точках поляризаційно-неоднорідного зображення сітки **Б1** - збільшення ймовірності мінімальних значень модуля СКС  $N(\text{Re}S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y) = 0) \uparrow$ ;

- зростання величини екстремумів  $N(\text{Re}S_i \rightarrow 0)$  гістограм  $N(\text{Re}S_i)$  - (рис. 3.2 (фрагменти (2,6,10)) і рис. 3.6 (фрагменти (2,6,10)), відповідно;

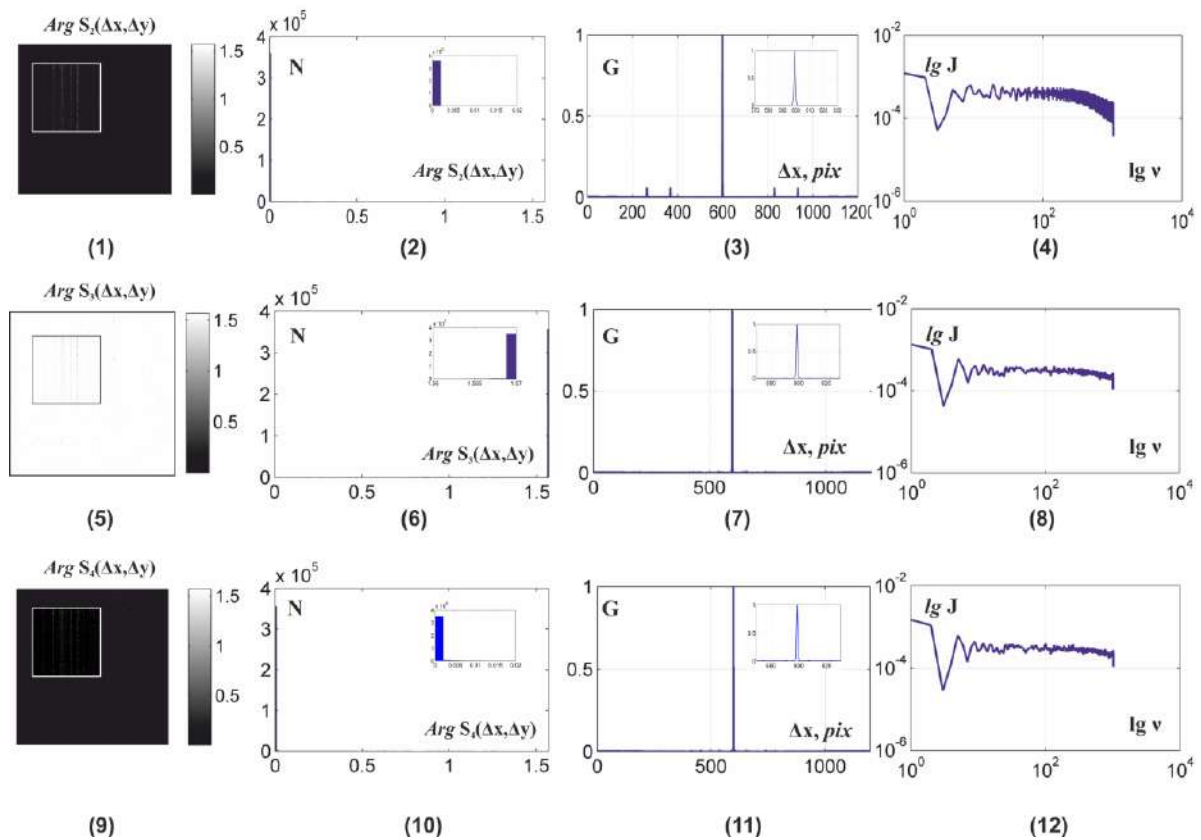
- розраховані автокореляційні залежності  $G(\text{Re}S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y))$  трансформуються у більш швидко спадаючі криві з меншою півшириною та амплітудою модуляції власних значень у площині поляризаційно-неоднорідних зображень **об'єкту Б1** - (рис. 3.2 (фрагменти (3,7,11)) і рис. 3.6 (фрагменти (3,7,11)), відповідно;

- зменшуються діапазон прямолінійної ділянки апроксимуючої кривої та дисперсія логарифмічних залежностей спектрів потужності  $\log J(\text{Re}S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)) - \log \nu$  розподілів значень модуля СКС - (рис. 3.2 (фрагменти (4,8,12)) і рис. 3.6 (фрагменти (4,8,12)), відповідно.

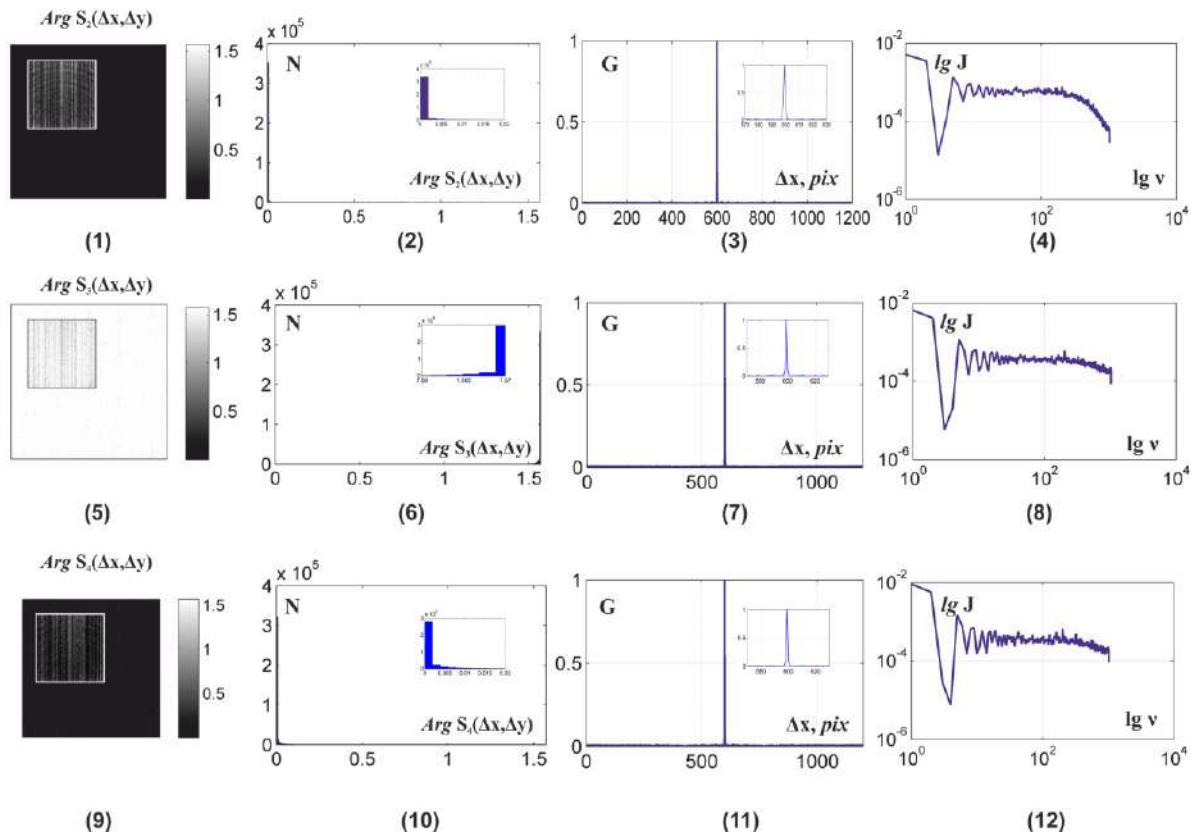
Аналогічні та ще більш виразні тенденції спостерігаються для об'єктів з рандомізованою компонентою величини двопронезаломлення типу **Б2** ( $\Delta n \pm \text{random}(0, 5\Delta n)$ ) - (рис. 3.3 (фрагменти (4,8,12)) і рис. 3.7 (фрагменти (4,8,12)), відповідно. Разом із тим, реальні оптично-анізотропні сітки можуть мати декілька шарів, де реалізується координатна залежність величини

двопроменезаломлення та геометричних напрямів укладання фібрил всієї мережі [75-82, 275-280]. У зв'язку з цим, актуальним є розгляд формування розподілів значень модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень багат шарових сіток із модульованою величиною двопроменезаломлення.

Вплив зміни фазової модуляції за рахунок геометрії укладання циліндрів з колоподібними геометричними осями у площині двопроменезаломлюючої сітки (об'єкти **Б1**, **Б2**) на топографічну, кореляційну та масштабно-самоподібну структуру розподілів значень фази СКС ілюструють рис. 3.8 - рис. 3.9.



**Рис. 3.8.** Мапи (координатні розподіли, гістограми, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток Б1 – типу з детермінованою зміною величини двопроменезаломлення. Пояснення у тексті.



**Рис. 3.9.** Мапи (координатні розподіли, гістограми, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток Б2 – типу з детермінованою та рандомізованою ( $\Delta n \pm \text{random}(0,5\Delta n)$ ) зміною величини двопронезаломлення. Пояснення у тексті.

Аналіз одержаних двомірних розподілів значень фази СКС  $Arg(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$  виявив певне зростання координатної декореляції. Даний факт можна пов'язати із тим, що за рахунок зміни напрямків оптичної осі  $\gamma$  формуються умови більш швидкої зміни величини фазового зсуву  $\phi$ . За рахунок цього при повздовжньому скануванні збільшується кількість мінімальних значень  $Arg(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)) \rightarrow \min$ . Кількісно це виявляється у зростанні асиметрії гістограм  $N(Arg(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)))$  відносно головного екстремума  $Arg(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)) = 0$  - рис. 3.8, рис. 3.9, фрагменти (2,6,10).

Розраховані автокореляційні залежності  $G(ArgS_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y))$  трансформуються у більш швидко спадаючі криві з меншою півшириною та

амплітудою модуляції власних значень у площині поляризаційно-неоднорідних зображень **об'єктів Б1 і Б2** - рис. 3.8, рис. 3.9, фрагменти (3,7,11).

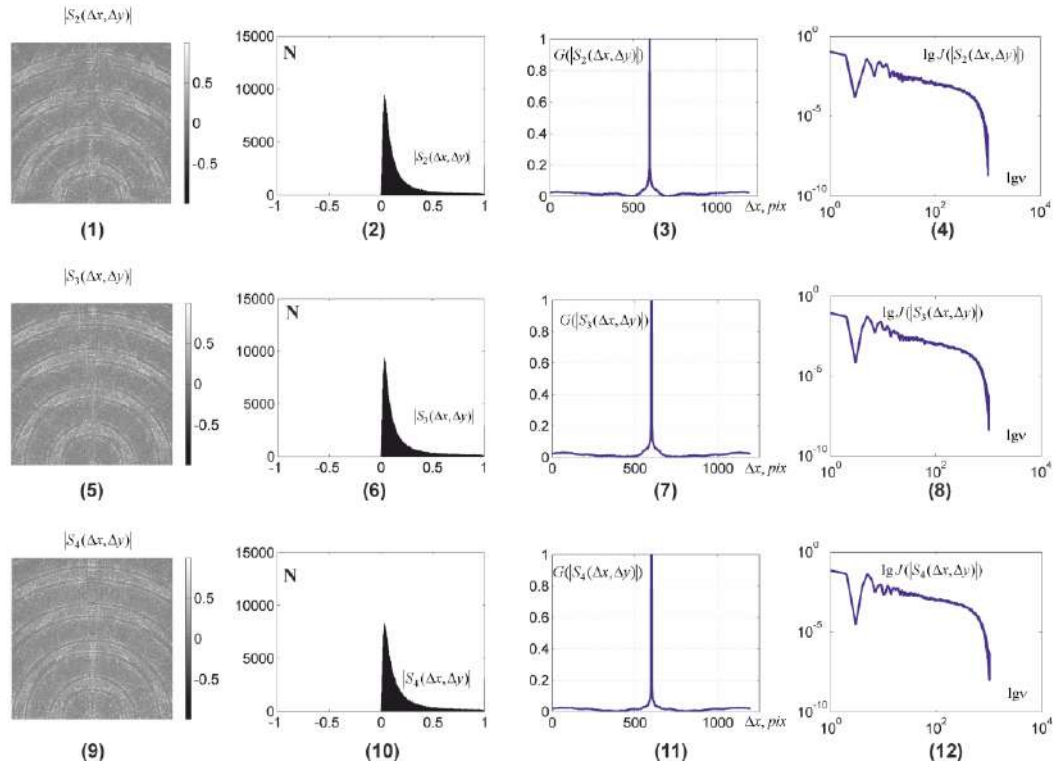
В рамках фрактального аналізу виявлено аналогічну, що і у випадку координатних розподілів модуля СКС (рис. 3.5 і рис. 3.6, фрагменти (4,8,12)), зменшення діапазону прямолінійної ділянки апроксимуючої кривої та дисперсія логарифмічних залежностей спектрів потужності  $\log J(\text{Arg} S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)) - \log \nu$  розподілів значень фази СКС - рис. 3.8, рис. 3.9, фрагменти (4,8,12).

#### 3.1.4. Координатні розподіли модуля і фази СКС двошарових полікристалічних сіток В – типу

Результати комп'ютерного моделювання координатної, кореляційної та масштабно-самоподібної структури розподілів значень модуля СКС  $\text{Re}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень двошарових **об'єктів В1, В2** типів ілюструють залежності наведені на серії рисунків 3.10, рис. 3.11.

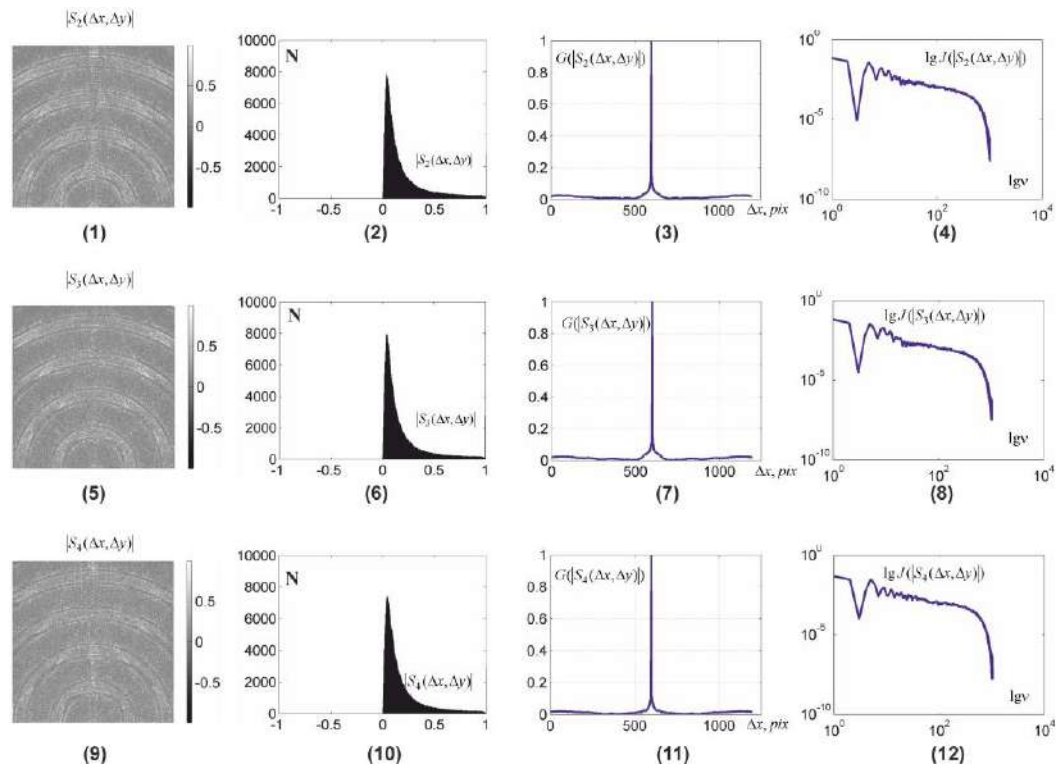
Порівняльний аналіз одержаних даних комп'ютерного моделювання топографічної, кореляційної та масштабно-самоподібної структури розподілів значень модуля СКС  $\text{Re}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень **об'єктів В1, В2** (рис. 3.10, рис. 3.11) з аналогічними результатами, одержаними для **об'єктів А1, А2** (рис. 3.2, рис. 3.3) і **Б1, Б2** (рис. 3.6, рис. 3.7) виявив подальше зростання декореляції між координатними розподілами параметрів вектора Стокса у точках поляризаційно-неоднорідного зображення - збільшення ймовірності мінімальних значень модуля СКС  $N(\text{Re} S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y) = 0) \uparrow$ . При цьому зростають величини екстремумів  $N(S_i \rightarrow 0)$  гістограм  $N(S_i)$  (рис. 3.10, рис. 3.11, фрагменти (2,6,10)).

Залежності автокореляційних функцій  $G(\text{Re}S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y))$  трансформуються у швидко спадаючі криві з меншою півшириною та амплітудою модуляції власних значень у площині поляризаційно-неоднорідних зображень об'єкту В1 (рис. 3.10, фрагменти (3,7,11)).



**Рис. 3.10.** Мапи (координатні розподіли, гістограми, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток В1 – типу з детермінованою зміною величини двоприменезаломлення. Пояснення у тексті.





**Рис. 3.11.** Мапи (координатні розподіли, гістограми, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток В2 – типу з детермінованою та рандомізованою ( $\Delta n \pm \text{random}(0,5\Delta n)$ ) зміною величини двопронезаломлення. Пояснення у тексті.

Фрактальний аналіз виявив подальше зменшення діапазону прямолінійної ділянки апроксимуючої кривої та дисперсії логарифмічних залежностей спектрів потужності  $\log J(\text{Re}S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)) - \log \nu$  розподілів значень модуля СКС (рис. 3.10, рис. 3.11, фрагменти (4,8,12)).

З фізичної точки зору одержані результати можна пов'язати із зростаючим впливом координатної декореляції значень параметрів вектора Стокса за рахунок додаткової гармонічної модуляції величини фазових зсувів у площині двошарової сітки оптично-анізотропних циліндрів з прямолінійними та колоподібними геометричними осями. У даному випадку результуюче значення параметру вектора Стокса у будь якій точці двошарової сітки формується як суперпозиція фазового зсуву  $\delta$

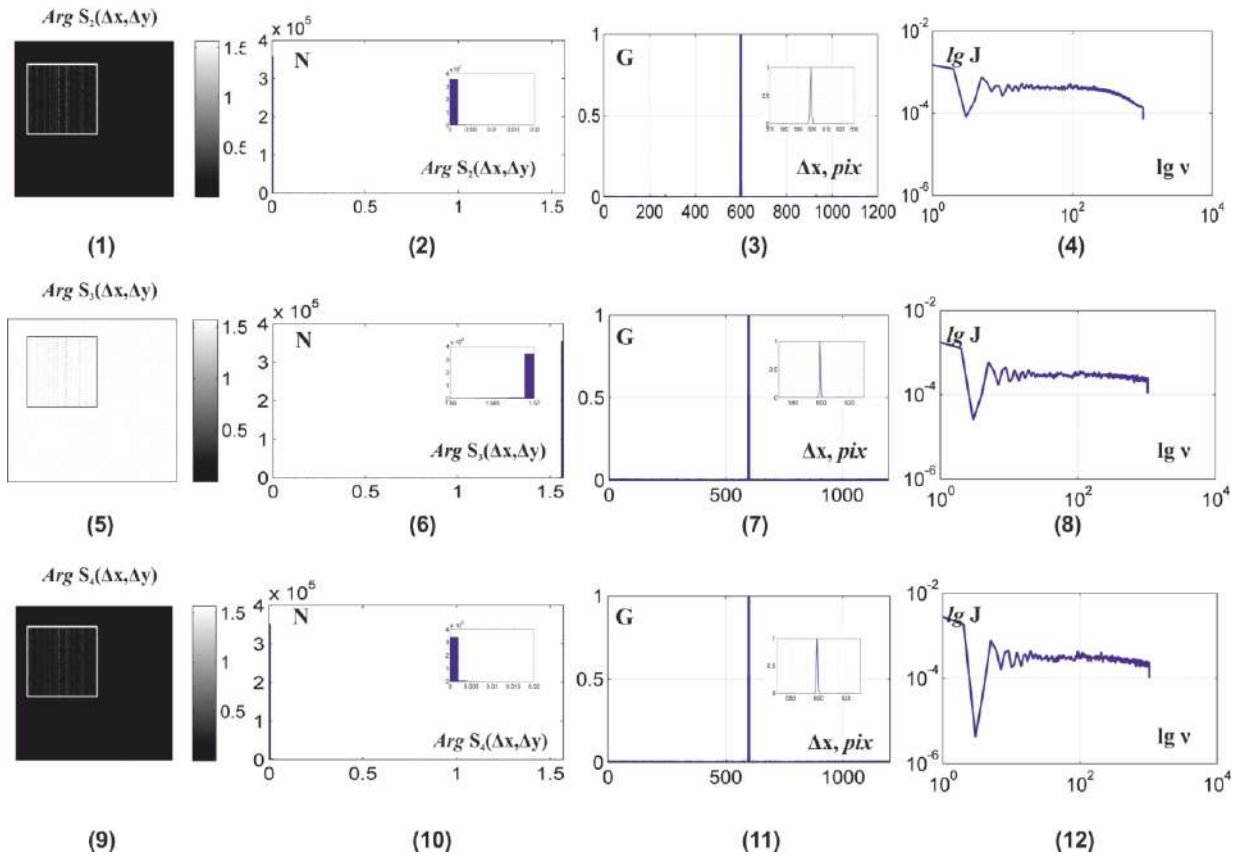
(геометричний шлях крізь два шари двопроренезаломлюючих циліндрів) і локальних напрямків оптичних осей  $\rho$  в обох шарах. За рахунок цього в площині сітки типу **V1** частота зміни параметрів фазової анізотропії і відповідно до цього параметрів вектора Стокса більша ніж для одношарових сіток **A1** і **B1**.

Таким чином, у координатному розподілі значень модуля СКС  $S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y)$  зростають мінімальні значення -  $N(\text{Re } S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y) = 0) \uparrow$ ; зростає швидкість спадання автокореляційних функцій  $G(\text{Re } S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y))$  та зменшується лінійний діапазон апроксимуючих кривих залежностей  $\log J(\text{Re } S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)) - \log \nu$ .

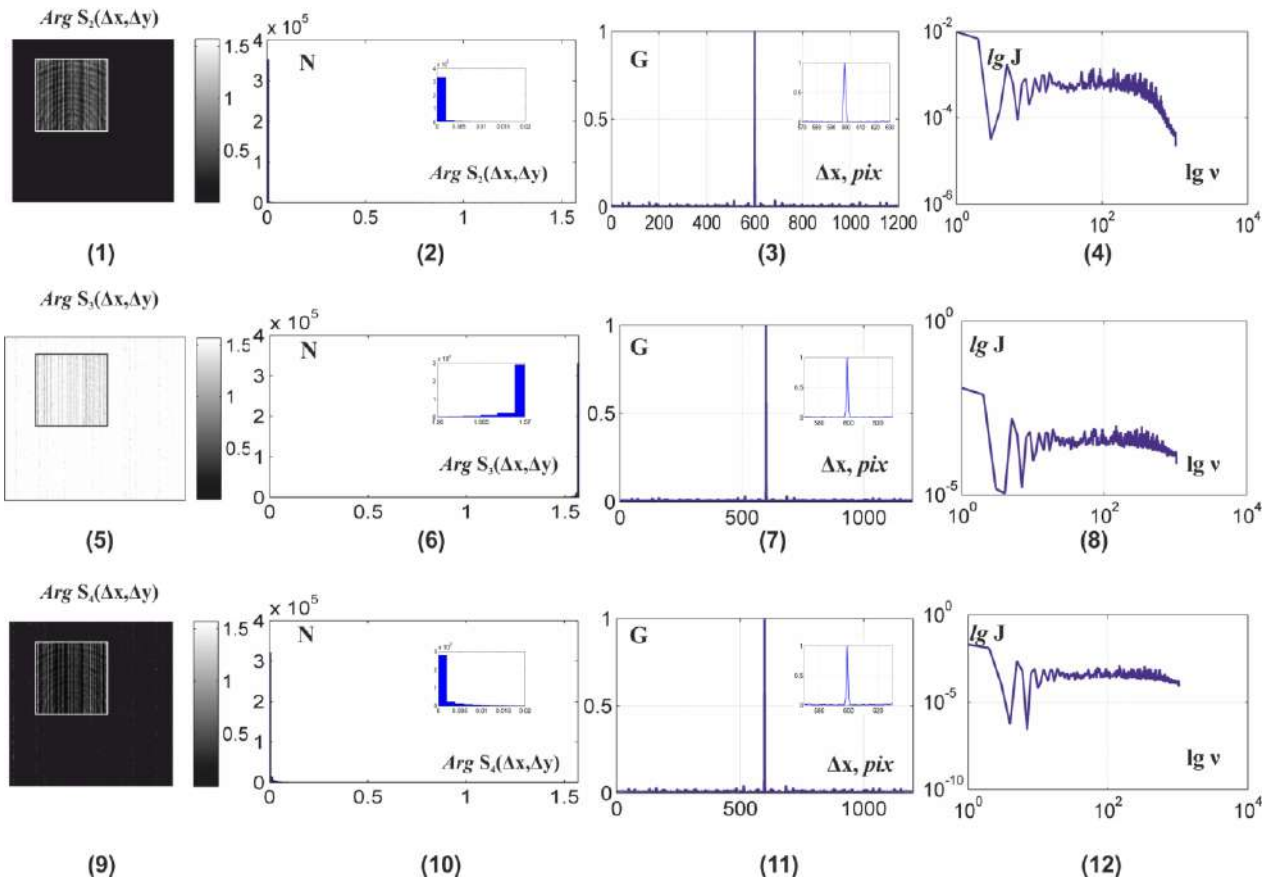
Наявність рандомізованої компоненти у розподілах величини двопроренезаломлення двошарових сіток **B2** “посилює” зазначені тенденції у статистичній, кореляційній та масштабно-самоподібній структурі координатних розподілів  $\text{Re } S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y)$ .

Результати комп’ютерного моделювання координатної, кореляційної та масштабно-самоподібної структури розподілів значень фази СКС  $\text{Im}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень двошарових об’єктів **B1** і **B2** типів ілюструють залежності наведені на серії рисунків 3.12 і 3.13.

Порівняльний аналіз одержаних даних комп’ютерного моделювання топографічної, кореляційної та масштабно-самоподібної структури розподілів значень фази СКС  $\text{Arg}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень об’єктів **B1**, **B2** (рис. 3.12, рис. 3.13) з аналогічними результатами, одержаними для об’єктів **A1**, **A2** (рис. 3.4, рис. 3.5) і **B1**, **B2** (рис. 3.8, рис. 3.9) виявив подальше зростання декореляції - збільшення ймовірності мінімальних значень фази СКС  $N(\text{Arg } S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y) = 0) \uparrow$ .



**Рис. 3.12.** Мапи (координатні розподіли, гістограми, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток В1 – типу з детермінованою зміною величини двопронезаломлення. Пояснення у тексті.



**Рис. 3.13.** Мапи (координатні розподіли, гістограми, автокореляційні функції, логарифмічні залежності спектрів потужності) фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток В2 – типу з детермінованою та рандомізованою ( $\Delta n \pm \text{random}(0,5\Delta n)$ ) зміною величини двоприменезаломлення. Пояснення у тексті.

Залежності автокореляційних функцій  $G(\text{Arg}(S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y)))$  характеризуються найменшою півшириною та амплітудою модуляції власних значень у площині поляризаційно-неоднорідних зображень **об'єктів В1 і В2**. При цьому має місце подальше зменшення діапазону прямолінійної ділянки апроксимуючої кривої та дисперсії логарифмічних залежностей спектрів потужності  $\log J(\text{Arg}(S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y))) - \log v$  розподілів значень фази СКС.

З фізичної точки зору одержані результати можна пов'язати із додатковою модуляцією величини фазових зсувів у площині двохшарової сітки оптично-анізотропних циліндрів з прямолінійними та колоподібними

геометричними осями за рахунок суперпозиції двопронезаломлення і локальних напрямків оптичних осей  $\rho$  в обох шарах.

### 3.1.5. Статистична, автокореляційна і масштабно-самоподібна структура координатних розподілів значень модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток двопронезаломлюючих циліндрів А, Б, В – типів

З метою кількісного оцінювання трансформації координатної, кореляційної та масштабно-самоподібної будови СКС мап поляризаційно-неоднорідних зображень планарних полікристалічних сіток усіх типів (об'єкти А, Б, В) обчислювалися статистичні моменти 1-го-4-го порядків (розділ 2, параграф 2.2.1, співвідношення (2.1)-(2.4)), кореляційні моменти 2-го і 4-го порядків (розділ 2, параграф 2.2.2) та дисперсія логарифмічних залежностей спектрів потужності (розділ 2, параграф 2.2.3), які характеризують координатні розподіли значень модуля  $\text{Re}(S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y))$  і фази  $\text{Arg}(S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y))$  СКС.

Результати вказаних обчислень приведені у таблиці 3.1 ( $\text{Re}(S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y))$ ) і таблиці 3.2 ( $\text{Arg}(S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y))$ ).

**Таблиця 3.1**

Статистичні, кореляційні та фрактальні параметри розподілів значень модуля  $\text{Re}(S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y))$  СКС зображень сіток двопронезаломлюючих циліндрів

		А		Б		В	
Типи сіток		А1	А2	Б1	Б2	В1	В2
Z <sub>1</sub>	S <sub>2</sub> (Δx, Δy)	0,06	0,11	0,04	0,09	0,04	0,18
	S <sub>3</sub> (Δx, Δy)	0,08	0,09	0,05	0,08	0,03	0,16
	S <sub>4</sub> (Δx, Δy)	0,05	0,08	0,04	0,07	0,02	0,12
Z <sub>2</sub>	S <sub>2</sub> (Δx, Δy)	0,13	0,11	0,09	0,07	0,08	0,06
	S <sub>3</sub> (Δx, Δy)	0,11	0,1	0,08	0,065	0,074	0,056

	$S_4(\Delta x, \Delta y)$	0,14	0,17	0,16	0,21	0,19	0,23
$Z_3$	$S_2(\Delta x, \Delta y)$	0,35	0,57	0,47	0,78	0,59	0,99
	$S_3(\Delta x, \Delta y)$	0,39	0,56	0,44	0,71	0,54	0,93
	$S_4(\Delta x, \Delta y)$	0,44	0,87	0,59	1,17	0,71	1,29
$Z_4$	$S_2(\Delta x, \Delta y)$	1,28	0,88	1,76	0,96	1,98	1,03
	$S_3(\Delta x, \Delta y)$	1,18	0,82	1,68	0,94	1,89	1,08
	$S_4(\Delta x, \Delta y)$	1,04	0,63	1,83	0,96	2,05	1,06
$Z_2^k$	$S_2(\Delta x, \Delta y)$	0,007	0,011	0,009	0,014	0,011	0,019
	$S_3(\Delta x, \Delta y)$	0,008	0,012	0,0085	0,016	0,01	0,017
	$S_4(\Delta x, \Delta y)$	0,007	0,013	0,0076	0,017	0,013	0,021
$Z_4^k$	$S_2(\Delta x, \Delta y)$	2,26	2,05	2,84	1,97	2,97	2,15
	$S_3(\Delta x, \Delta y)$	2,21	2,11	2,78	1,89	2,89	2,01
	$S_4(\Delta x, \Delta y)$	2,38	1,76	3,16	2,01	3,45	1,86
$D^f$	$S_2(\Delta x, \Delta y)$	0,23	0,35	0,17	0,29	0,21	0,41
	$S_3(\Delta x, \Delta y)$	0,25	0,31	0,19	0,32	0,24	0,43
	$S_4(\Delta x, \Delta y)$	0,22	0,36	0,18	0,34	0,17	0,42

Аналіз наведених у таблиці 3.1 даних виявив:

- індивідуальні для кожного типу (**A**, **B**, **B**) полікристалічної сітки двопроренезаломлюючих циліндрів значення статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$ , кореляційних  $Z_{i=2;4}^k$  і фрактальних  $D^f$  параметрів, які характеризують координатні розподіли  $\text{Re}(S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y))$ ;
- максимально (виділено світло-сірим) для внутрішньо- (**1**, **2**) та міжгрупових (**A**, **B**, **B**) розподілів значень модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень сіток двопроренезаломлюючих циліндрів відрізняються величини статистичних моментів 3-го ( $Z_3(\text{Re}S_{i=2;3;4})$ ) і 4-го ( $Z_4(\text{Re}S_{i=2;3;4})$ ) порядків (до 1,82 разів), кореляційного моменту 4-го

$(Z^*_{i=2;3;4}(\text{Re}S_{i=2;3;4}))$  порядку (до 1,75 рази), а також дисперсії  $D^f$  (до 2 разів) логарифмічних залежностей спектрів потужності  $\log J(\text{Re}S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)) - \log \nu$ .

На основі проведеного комп'ютерного моделювання встановлено, що найбільш чутливі до змін оптичної анізотропії є координатні розподіли модуля СКС 4-го параметру вектора Стокса - об'єктивні параметри  $Z_{3;4}(\text{Re}S_{i=4}(\Delta x, \Delta y)); Z_4^k(\text{Re}S_{i=4}(\Delta x, \Delta y)); D^f(\text{Re}S_{i=4}(\Delta x, \Delta y))$  досягають максимального рівня внутрішньо- та міжгрупових відмінностей (виділено темно-сірим).

Окрім цього, виявлено незначні відмінності між значеннями статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують розподіли величини модуля СКС 2-го і 3-го параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних зображень двопронезаломлюючих сіток всіх типів. Тому в подальшому ми будемо використовувати аналіз двох СКС  $\text{Re}(S_{i=3}(\Delta x; \Delta y))$  і  $\text{Re}(S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$ .

### Таблиця 3.2

Статистичні, кореляційні та фрактальні параметри розподілів значень фази  $\text{Arg}(S_{i=2;3;4}(\Delta x; \Delta y))$  СКС зображень сіток двопронезаломлюючих циліндрів

		А		Б		В	
Типи сіток		А1	А2	Б1	Б2	В1	В2
Z <sub>1</sub>	S <sub>2</sub> (Δx, Δy)	0,11	0,19	0,12	0,19	0,14	0,21
	S <sub>3</sub> (Δx, Δy)	0,1	0,17	0,11	0,18	0,13	0,2
	S <sub>4</sub> (Δx, Δy)	0,13	0,22	0,16	0,27	0,21	0,32
Z <sub>2</sub>	S <sub>2</sub> (Δx, Δy)	0,34	0,17	0,24	0,23	0,29	0,27
	S <sub>3</sub> (Δx, Δy)	0,31	0,14	0,21	0,18	0,25	0,22
	S <sub>4</sub> (Δx, Δy)	0,29	0,11	0,19	0,17	0,24	0,21
Z <sub>3</sub>	S <sub>2</sub> (Δx, Δy)	1,58	0,57	0,85	0,65	0,98	0,79

	$S_3(\Delta x, \Delta y)$	1,44	0,63	0,91	0,69	1,09	0,83
	$S_4(\Delta x, \Delta y)$	1,71	0,71	0,99	0,77	1,29	0,92
$Z_4$	$S_2(\Delta x, \Delta y)$	0,88	0,88	1,46	0,64	1,08	0,43
	$S_3(\Delta x, \Delta y)$	0,94	0,96	1,67	0,77	1,24	0,57
	$S_4(\Delta x, \Delta y)$	1,38	1,03	2,13	0,86	1,53	0,63
$Z_2^k$	$S_2(\Delta x, \Delta y)$	0,009	0,019	0,008	0,022	0,008	0,025
	$S_3(\Delta x, \Delta y)$	0,011	0,016	0,007	0,026	0,010	0,028
	$S_4(\Delta x, \Delta y)$	0,007	0,014	0,006	0,023	0,006	0,021
$Z_4^k$	$S_2(\Delta x, \Delta y)$	2,26	1,65	2,44	1,77	2,77	1,45
	$S_3(\Delta x, \Delta y)$	2,42	1,76	2,64	1,87	2,98	1,54
	$S_4(\Delta x, \Delta y)$	2,82	1,86	3,56	2,07	3,58	1,65
$D^f$	$S_2(\Delta x, \Delta y)$	0,21	0,34	0,13	0,29	0,11	0,49
	$S_3(\Delta x, \Delta y)$	0,17	0,32	0,11	0,25	0,09	0,42
	$S_4(\Delta x, \Delta y)$	0,13	0,31	0,11	0,21	0,07	0,45

Аналіз наведених у таблиці 3.2 даних виявив максимально (виділено світло-сірим) для внутрішньо- (1, 2) та міжгрупових (А, Б, В) розподілів значень модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень сіток двопротенезаломлюючих циліндрів відрізняються величини статистичних моментів 3-го ( $Z_3(\text{Arg}S_{i=2;3;4})$ ) і 4-го ( $Z_4(\text{Arg}S_{i=2;3;4})$ ) порядків (до 2 разів), кореляційного моменту 4-го ( $Z_4^*(S_{i=2;3;4})$ ) порядку (до 1,85 рази), а також дисперсії  $D^f$  (до 2,2 разів) логарифмічних залежностей спектрів потужності  $\log J(\text{Arg}S_{i=2;3;4}(\Delta x, \Delta y)) - \log \nu$ .

Найбільш чутливі до змін оптичної анізотропії є координатні розподіли фази СКС 4-го параметру вектора Стокса - об'єктивні параметри  $Z_{3;4}(\text{Arg}S_{i=4}(\Delta x, \Delta y)); Z_4^k(\text{Arg}S_{i=4}(\Delta x, \Delta y)); D^f(\text{Arg}S_{i=4}(\Delta x, \Delta y))$  досягають



максимального рівня внутрішньо- та міжгрупових відмінностей (виділено темно-сірим).

Одержані результати були покладені в основу порівняльного та прогностичного аналізу експериментальних досліджень модуля і фази СКС – мап реальних біологічних шарів – гістологічних зрізів біологічних тканин різного морфологічного та фізіологічного стану, а також полікристалічних плівок біологічних рідин органів людини.

### **3.2. Мапи модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних тканин і рідин**

У даному параграфі наведено матеріали порівняльного аналізу даних комп'ютерного моделювання (розділ 3, параграф 3.1) та експериментальних досліджень статистичної, кореляційної та масштабно-самоподібної структури координатних розподілів значень модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин різної морфологічної будови (розділ 2, параграф 2.6).

Вимірювання координатних розподілів значень  $Re S_{i=3}(\Delta x; \Delta y); Arg S_{i=3}(\Delta x; \Delta y)$  і  $Re S_{i=4}(\Delta x; \Delta y); Arg S_{i=4}(\Delta x; \Delta y)$  здійснювалось в експериментальному розташуванні стокс-поляриметра, оптична схема якого наведена на рис. 2.3 (розділ 2, параграф 2.4.1).

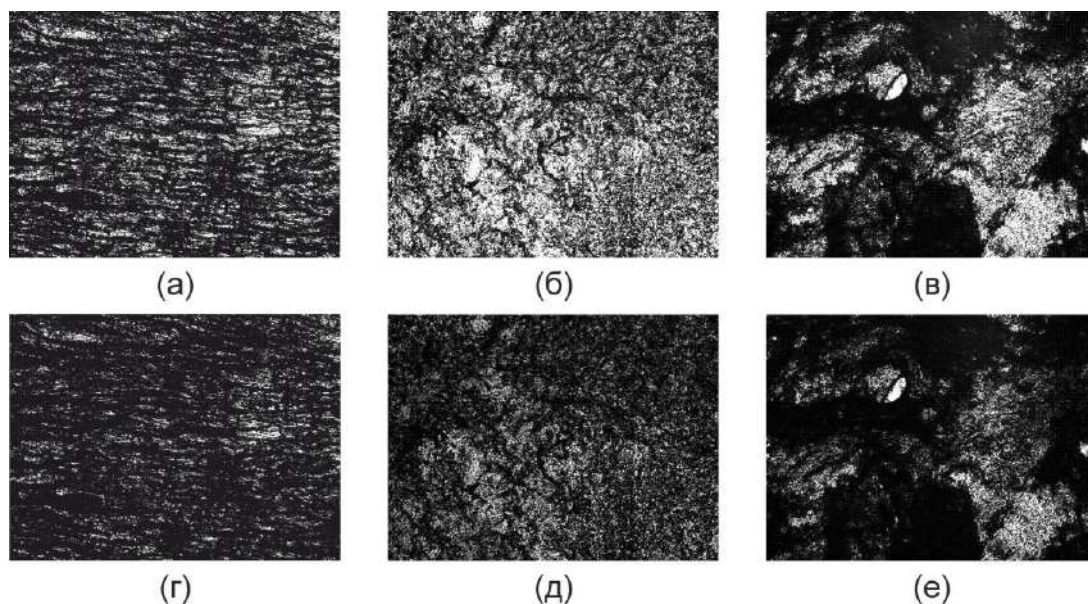
Розрахунок значень  $Re S_{i=2}(\Delta x; \Delta y); Arg S_{i=2}(\Delta x; \Delta y)$  і  $Re S_{i=4}(\Delta x; \Delta y); Arg S_{i=4}(\Delta x; \Delta y)$ , які характеризують кореляційну узгодженість зображень орієнтаційної (розподіл напрямів оптичних осей) та двопротенезаломлюючої (розподіл фазових зсувів) структури досліджуваних зразків, здійснювався згідно з алгоритмом, який представлений у розділі 2, співвідношення (2.85), (2.87). Ми очікуємо одержати нову, додаткову інформацію у поляризаційних дослідженнях біологічних шарів. Річ у тім, що полікристалічна структура оптично-тонких (перетворюючих азимут і еліптичність поляризації зондуючого лазерного пучка [6-10, 151, 275-282])

фібрилярних мереж у лазерній поляриметрії переважно розглядається у наближенні фазової анізотропії у сукупності точок площини біологічного шару [55-72]. Разом з тим, відкритим залишається питання урахування кореляційної узгодженості параметрів фазової анізотропії (координатні розподіли напрямів оптичних осей та фазових зсувів) та поляризаційних параметрів (координатні розподіли значень азимута та еліптичності поляризації у термінах параметрів вектора Стокса) у різних точках мікроскопічного зображення біологічного шару. Даний підхід дозволить визначити нові інформативні резерви лазерної поляриметрії шляхом виявлення діагностичного взаємозв'язку між не тільки статистичними, але й топографічними розподілами параметрів фазової анізотропії та розподілами значень модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин з різною морфологічною будовою просторово-структурованих полікристалічних мереж.

### 3.2.1. Коротка характеристика об'єктів дослідження.

В якості прикладів таких об'єктів ми обрали наступні зразки гістологічних зрізів біологічних тканин і плівок біологічних рідин:

- тканини зі структурованими просторово-впорядкованими фібрилярними мережами (передсердя міокарда **A\***, - рис. 3.14 а, г) – аналог двопротенезаломлюючої сітки типу **A**;
- тканини зі структурованими просторово-розупорядкованими фібрилярними мережами (шлуночок міокарда **B\***, - рис. 3.14 б, д) – аналог двопротенезаломлюючої сітки типу **B**;
- паренхіматозні тканини – з “острівковою” структурою оптично-анізотропних утворень (стінка прямої кишки **B\***, - рис. 3.14 в, е) – аналог двопротенезаломлюючої сітки типу **B**.



**Рис. 3.14.** Мікроскопічні зображення гістологічних зрізів біологічних тканин різної морфологічної будови. Пояснення у тексті роботи

Порівняльний аналіз наведених мікроскопічних зображень (рис. 3.14) виявив їх поляризаційно-неоднорідну структуру (координатні розподіли азимута та еліптичності поляризації, що візуалізовані у вигляді плям різної інтенсивності – фрагменти (б,в)), що сформована оптично-анізотропними мережами різної морфологічної будови.

З іншого боку зображення полікристалічних мереж кожного з розглянутих біологічних шарів володіє індивідуальною топографічною структурою. Кореляційна оцінка таких поляризаційно-неоднорідних зображень і є базисом для розробки комплексу об'єктивних методик багатомірної Стокс-корелометрії оцінювання змін оптичної анізотропії біологічних шарів різної морфологічної будови та фізіологічного стану.

Метою таких досліджень є виявлення об'єктивних критеріїв, які характеризують об'єктивні (статистичні, автокореляційні, фрактальні) параметри кореляційної узгодженості координатних проявів фазової анізотропії полікристалічних мереж і можуть бути покладені в основу диференціальної діагностики змін двопроменезаломлення біологічних кристалів.

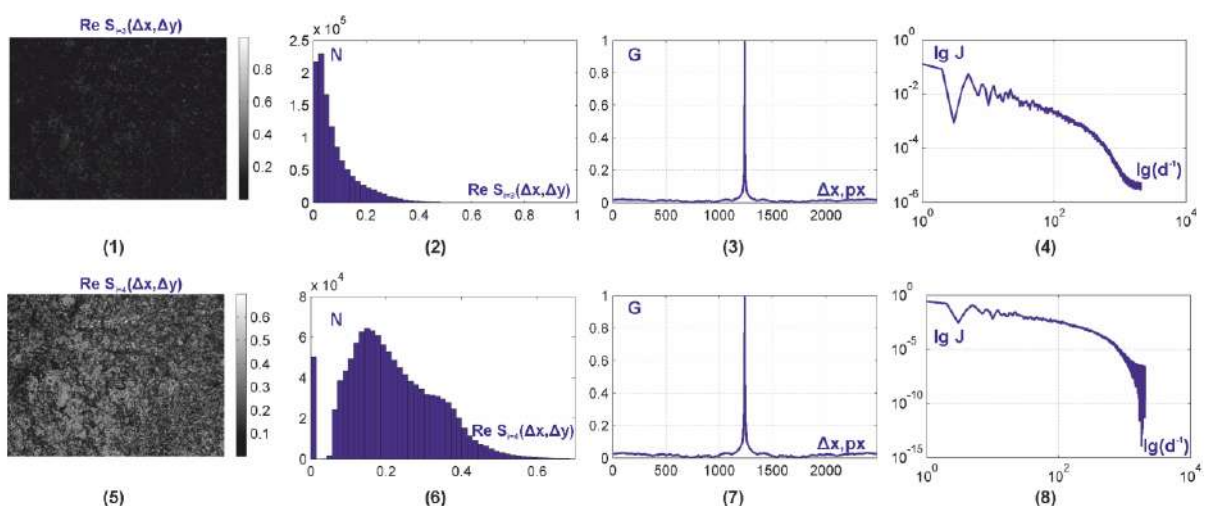
В якості прикладного завдання застосування кореляційних принципів у лазерній поляриметрії нами буде розглянута:

- диференціальна діагностика та моніторинг зміни ступеня важкості системної патології – тканини нирки та печінки пацієнтів з різною стадією діабету.

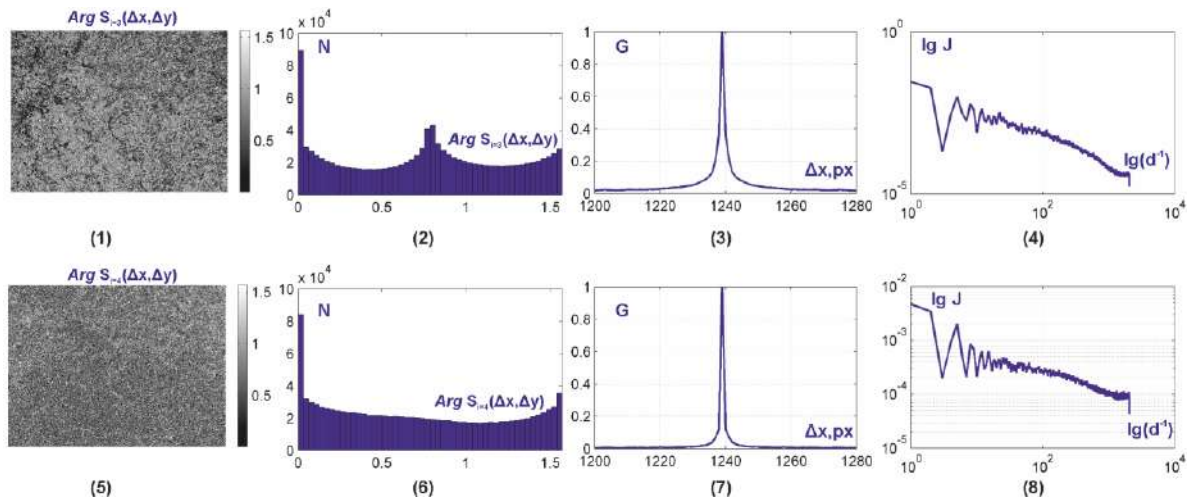
### 3.2.2. Стокс-корелометрія тканини зі структурованими просторово-впорядкованими фібрилярними мережами – передсердя міокарда

На рис. 3.15 і рис. 3.16 наведено двомірні розподіли значень  $\text{Re}S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)$  (рис. 3.15) і  $\text{Arg}S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)$  (рис. 3.16) (фрагменти (1), (5)), гістограми  $N$  (фрагменти (2), (6)), автокореляційні  $G$  (фрагменти (3), (7)) і логарифмічні  $\lg J - \lg(d^{-1})$  залежності (фрагменти (4), (8)) таких розподілів, обчислених для гістологічного зрізу передсердя міокарда із просторово-впорядкованою мережею міозинових волокон.

Аналіз одержаних даних виявив задовільну кореляцію між теоретичними (рис. 3.2 – рис. 3.5) та експериментальними (рис. 3.15, рис. 3.16) даними досліджень статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів  $\text{Re}S_{i=3}(\Delta x; \Delta y)$ ;  $\text{Arg}S_{i=3}(\Delta x; \Delta y)$  і  $\text{Re}S_{i=4}(\Delta x; \Delta y)$ ;  $\text{Arg}S_{i=4}(\Delta x; \Delta y)$ .



**Рис. 3.15.** Мапи модуля СКС поляризаційно-неоднорідного зображення передсердя міокарда (упорядкована двопронезаломлююча мережа А-типу). Пояснення у тексті.



**Рис. 3.16.** Мапи фази СКС поляризаційно-неоднорідного зображення передсердя міокарда (упорядкована двоприменезаломлююча мережа А-типу). Пояснення у тексті.

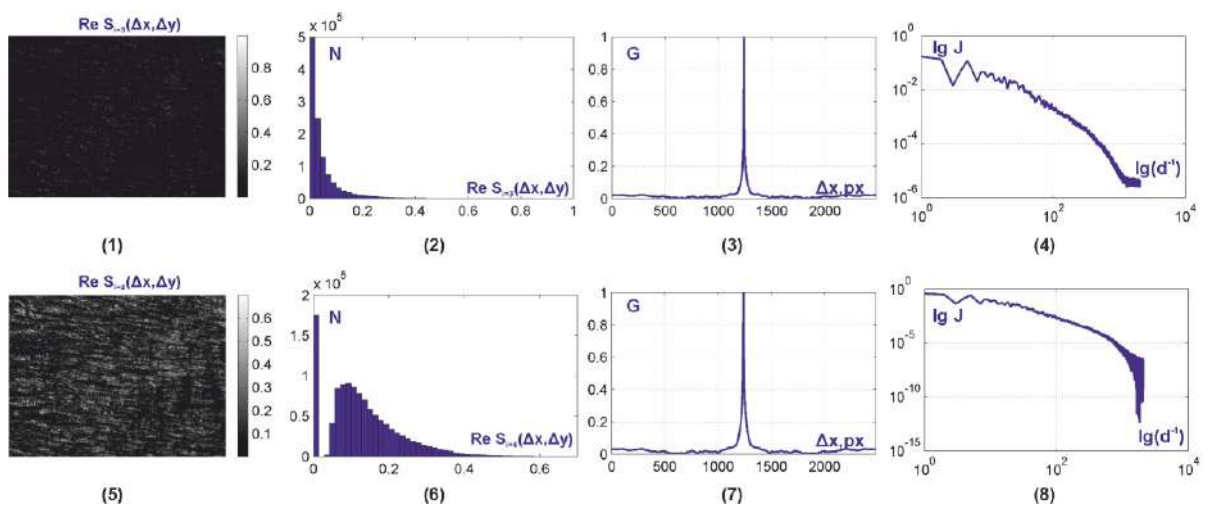
Проте, виявлено і відмінності. Зокрема, суттєво більше розупорядкування (декореляцію) напрямів оптичних осей двоприменезаломлюючої фібрилярної мережі міокарда. Відповідна гістограма  $N(\text{Re } S_{i=3}(\Delta x; \Delta y))$  (рис. 3.15, фрагмент (2)) характеризується значно більшим основним екстремумом  $\text{Re } S_{i=3}(\Delta x; \Delta y) = 0$ . Окрім цього, зростає рівень кореляційної подібності фазових зсувів – гістограма  $N(\text{Re } S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$  характеризується наявністю окрім основного ( $\text{Re } S_{i=4}(\Delta x; \Delta y) = 0$ ) додаткового екстремуму  $\text{Re } S_{i=4}(\Delta x; \Delta y) \neq 0$  (рис. 3.15, фрагмент (6)). З фізичної точки зору, даний факт можна пов'язати із наявністю оптично-ізотропної (молекули актину) складової у двоприменезаломлюючих міози нових волокнах. За рахунок цього зростає кількість “фазових кластерів” - ділянок із  $\delta(\Delta x, \Delta y) = \text{const}$ . У межах таких кластерів формуються сталі і відмінні від нуля значення модуля СКС  $\text{Re } S_{i=4}(\Delta x; \Delta y) \neq 0$ . Зазначене ускладнення координатної фазової модуляції призводить до формування досить великого рівномірного масиву випадкових значень  $0 \leq \text{Arg } S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y) \leq 1$  на фоні головного

“декореляційного” екстремуму  $ArgS_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y) = 0$  фази СКС (рис. 3.16, фрагменти (2),(6)).

Для автокореляційних залежностей розподілів значень  $ReS_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y); ArgS_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)$  практично відсутні флуктуації (рис. 3.15, рис. 3.16, фрагменти (3,7)) власних значень. Виявлений факт вказує на “дегармонізацію” структури фібрилярної мережі міокарда. Це підтверджують і дані фрактального аналізу. Логарифмічні залежності розподілів значень  $ReS_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y); ArgS_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)$  володіють меншою дисперсією і більшим лінійним діапазоном (рис. 3.15, рис. 3.16, фрагменти (4,8)) у порівнянні із даними комп’ютерного моделювання (рис. 3.2 – рис.3.5, фрагменти (8,12)).

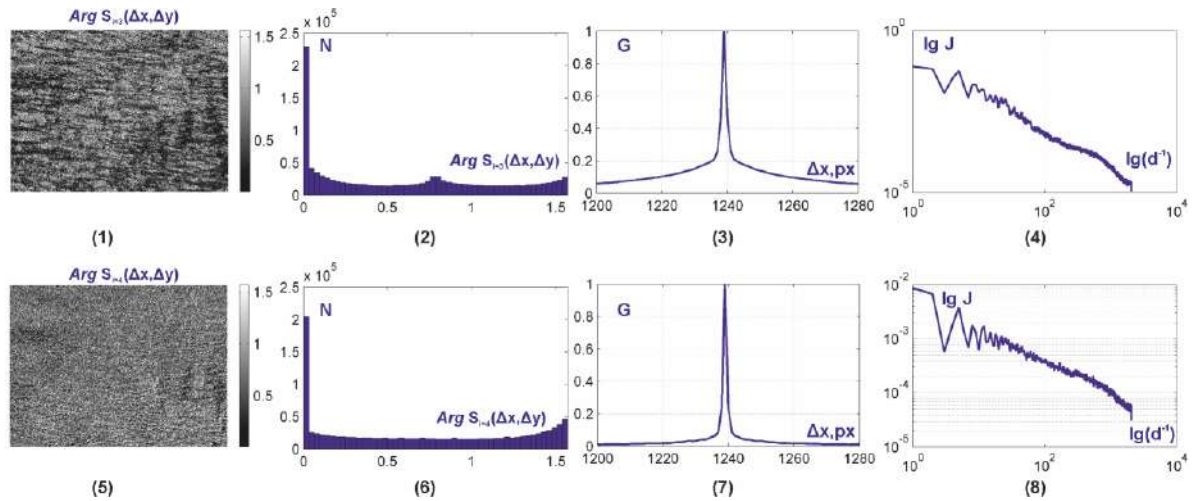
### 3.2.3. Стокс-корелометрія тканини зі структурованими просторово-розупорядкованими фібрилярними мережами – шлуночок міокарда

На серії залежностей рис. 3.17 і рис. 3.18 наведено статистичні, кореляційні та фрактальні характеристики розподілів значень  $ReS_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)$  (рис. 3.17) і  $ArgS_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)$  (рис. 3.18), обчислених для гістологічного зрізу шлуночка міокарда із розупорядкованою мережею міозинових волокон.



**Рис. 3.17.** Мапи модуля СКС поляризаційно-неоднорідного зображення шлуночка міокарда (розупорядкована двопротенезаломлююча мережа Б-типу). Пояснення у тексті.





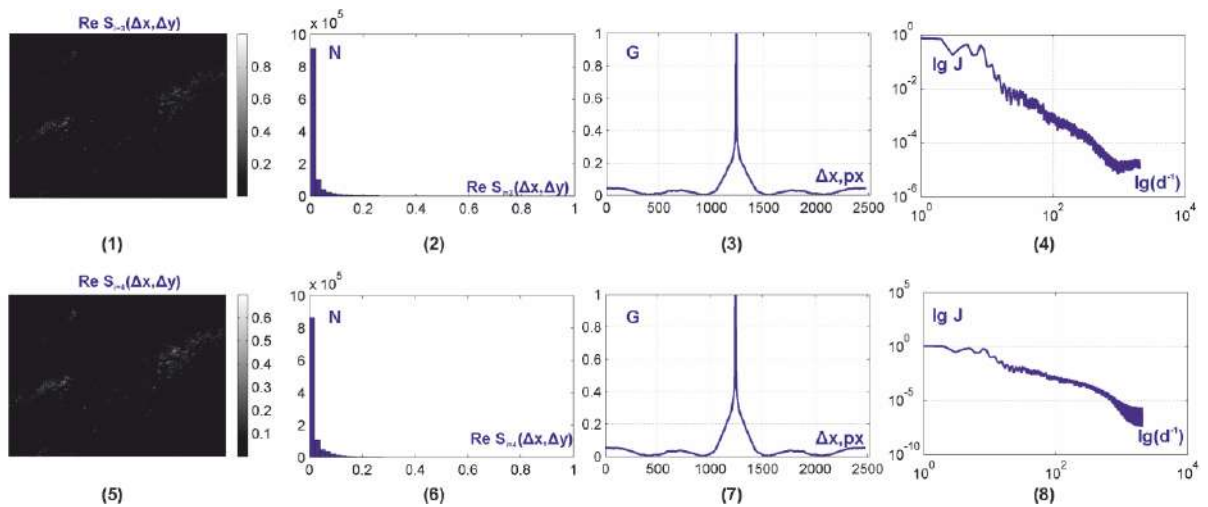
**Рис. 3.18.** Мапи фази СКС поляризаційно-неоднорідного зображення шлуночка міокарда (розупорядкована двопронезаломлююча мережа **Б**-типу). Пояснення у тексті.

Порівняльний аналіз одержаних даних (рис. 3.17, рис. 3.18) про структуру СКС-мап поляризаційно-неоднорідного зображення шлуночка міокарда (розупорядкована двопронезаломлююча мережа **Б**-типу) із аналогічними результатами, щодо поляризаційно-кореляційної структури зображення впорядкованої міозинової мережі передсердя міокарда (рис. 3.15, рис. 3.16) виявив суттєвий вплив статистизації розподілів напрямів оптичних осей і фазових зсувів. За рахунок цього збільшується рівень декореляції між значеннями параметрів вектора Стокса у точках поляризаційно-неоднорідного зображення гістологічного зрізу передсердя міокарда. Кількісно це виявляється у наступному:

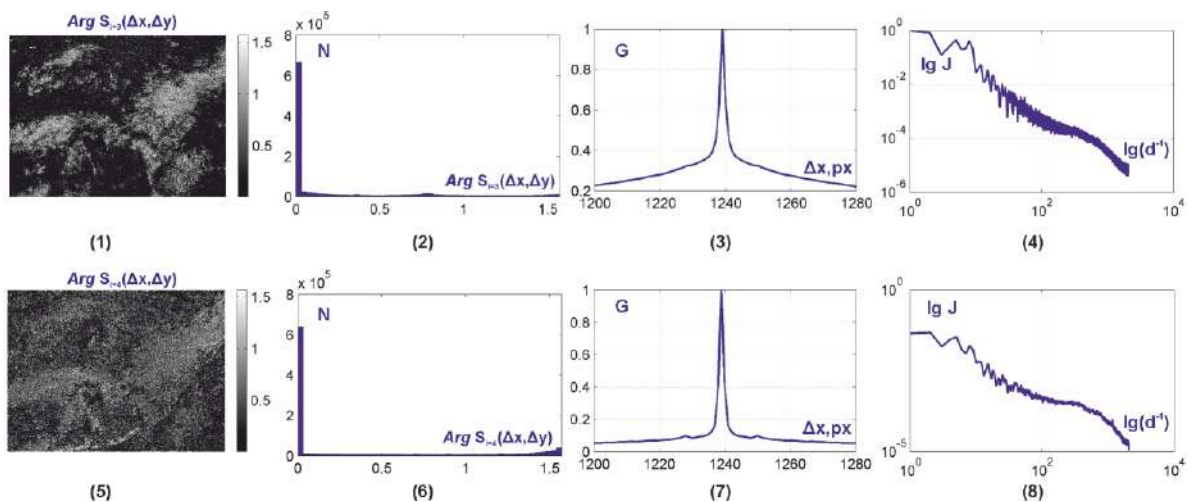
- зростає гострота піку гістограми  $N(\text{Re } S_{i=3}(\Delta x; \Delta y) = 0)$  (рис. 3.17, фрагмент (2)) і зменшується величина додаткового екстремуму  $(\text{Re } S_{i=4}(\Delta x; \Delta y) \neq 0)$  розподілів  $N(\text{Re } S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$  (рис. 3.17, фрагмент (6));
- зростають головні екстремуми гістограм  $N(\text{Arg } S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y) = 0)$  (рис. 3.18, фрагменти (2),(6)).

### 3.2.4. Стокс-корелометрія тканини з “острівковою” структурою оптично-анізотропних утворень – стінка прямої кишки

На рис. 3.19 і рис. 3.20 наведено двомірні розподіли значень  $\text{Re}S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)$  (рис. 3.19) і  $\text{Arg}S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)$  (рис. 3.20) та їхні гістограми  $N$  (фрагменти (2), (6)), автокореляційні  $G$  (фрагменти (3), (7)) і логарифмічні  $\lg J - \lg(d^{-1})$  залежності (фрагменти (4), (8)), обчислені для гістологічного зрізу стінки прямої кишки – багатошарова тканина **В** - типу.



**Рис. 3.19.** Мапи модуля СКС поляризаційно-неоднорідного зображення стінки прямої кишки (багатошарова двопротенезаломлююча мережа **В**-типу). Пояснення у тексті.



**Рис. 3.20.** Мапи фази СКС поляризаційно-неоднорідного зображення стінки прямої кишки (багатошарова двопротенезаломлююча мережа **В**-типу). Пояснення у тексті.



Як видно з аналізу одержаних даних (рис. 3.19, рис. 3.20) про структуру СКС-мап поляризаційно-неоднорідного зображення багатошарової тканини **В**-типу має місце суттєве збільшення рівня декореляції між значеннями параметрів вектора Стокса у точках поляризаційно-неоднорідного зображення гістологічного зрізу стінки прямої кишки. Має місце подальше зростання гостроти піку гістограми  $N(\text{Re } S_{i=3}(\Delta x; \Delta y) = 0)$  (рис. 3.19, фрагмент (2)) і зменшення величини додаткового екстремуму  $(\text{Re } S_{i=4}(\Delta x; \Delta y) \neq 0)$  розподілів  $N(\text{Re } S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$  (рис. 3.19, фрагмент (6)). Окрім цього, зростають головні екстремуми гістограм  $N(\text{Arg } S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y) = 0)$  (рис. 3.20, фрагменти (2),(6)).

Для координатних розподілів значень модуля СКС  $\text{Re}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних просторово структурованих фібрилярних мереж **A\*** і **B\*** типів виявлено (рис. 3.17, рис. 3.18, фрагменти (1),(2),(5),(6)) значно більш складну у порівнянні з модельними (рис. 3.2 – рис. 3.5) сітками **A** і **B** орієнтаційну та двопронезаломлюючу топографічну структуру фібрилярних мереж реальних біологічних шарів **A\*** і **B\*** типів. З фізичної точки зору даний факт можна пов'язати із наступними міркуваннями. По-перше, діапазон зміни геометричних розмірів (2 мкм – 200 мкм) міозинових фібрил міокарда значно більший ніж у модельному (50 мкм) випадку. Така особливість забезпечує більшу ймовірність повторюваності напрямів оптичних осей при скануванні точок площини зображення з кроком 1 pixel = 2 мкм. По-друге, у кожній двопронезаломлюючій фібрилі міокарда поряд з оптично активними молекулами міозину розташовані оптично ізотропні молекули актину. У межах таких структур кореляційна узгодженість поляризаційних параметрів максимальна. Тому у площині зображення гістологічних зрізів міокарда поряд із ділянками декореляції зростає кількість максимальних значень мапи модуля СКС, яка характеризує орієнтаційну складову полікристалічної фібрилярної мережі.

За рахунок варіації напрямів укладання та геометричних розмірів двопоменезаломлюючих фібрил СКС-мапи фазової складової поляризаційно-неоднорідного зображення гістологічних зрізів міокарда володіють додатковими екстремумами (рис. 3.15, рис. 3.17, фрагменти (2,6)) у порівнянні із даними комп'ютерного моделювання (рис. 3.3, рис. 3.5, фрагменти (6,10)).

Порівняльний аналіз гістограм, визначених для СКС-мап поляризаційно-неоднорідних мікроскопічних зображень зразків міокарда з різною морфологічною будовою міозинових мереж виявив наступні відмінності між ними. По-перше, гострота піку ( $Z_3 \uparrow$ ) та асиметрія ( $Z_4 \uparrow$ ) розподілів  $N(S_{i=2,4})$ , одержаних для зразків групи **Б\***, є більшою (Рис. 3.18, фрагменти (2),(6)). При цьому, середнє ( $Z_1 \downarrow$ ) та дисперсія ( $Z_2 \downarrow$ ), навпаки зменшуються. Така трансформація імовірнісних розподілів значень модуля СКС свідчить про зростання декореляції між станами поляризації у точках мікроскопічного зображення гістологічного зрізу шлуночка міокарда (**Б\***) за рахунок розширення діапазону напрямів оптичних осей розупорядкованих міозинових фібрил. Експериментально виявлені тенденції добре узгоджуються із даними комп'ютерного моделювання кореляційної структури поляризаційно-неоднорідних зображень сіток двопоменезадомлюючих циліндрів із прямолінійними (**А** – рис. 3.2) та колоподібними (**Б** – рис. 3.4) геометричними осями.

Порівняльний аналіз експериментально одержаних даних про статистичну структуру СКС-мап поляризаційно-неоднорідних зображень об'єктів **В\*** з аналогічними результатами, одержаними для об'єктів **А\*** (рис. 3.17) і **Б\*** (рис. 3.18) виявив подальше зростання декореляції між координатними розподілами параметрів вектора Стокса у точках поляризаційно-неоднорідного зображення. Кількісно це виявляється у збільшенні ймовірності мінімальних значень модуля СКС  $N(S_{i=2,4}(\Delta x; \Delta y) = 0) \uparrow$ . При цьому, як і виявлено шляхом комп'ютерного

моделювання (рис. 3.6, фрагменти (6),(10)), змішуються та зростають величини екстремумів  $N(S_i \rightarrow 0)$  гістограм  $N(S_i)$  (рис. 3.19, рис. 3.20, фрагменти (2),(6)). За рахунок цього реалізується наступна зміна статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли  $\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)) - Z_{i=1;2} \downarrow$  і  $Z_{i=3;4} \uparrow$ .

### 3.3.1. Кореляційний аналіз

Як вже зазначалося, у кожній точці  $(m, n)$  поляризаційно-неоднорідного мікроскопічного зображення гістологічних зрізів  $\mathbf{A}^* - \mathbf{B}^*$  і полікристалічних плівок  $\mathbf{B}^*$  формується конкретне значення параметрів вектора Стокса  $S_i(m, n)$ . Такий розподіл параметрів вектора Стокса визначається морфологічною або полікристалічною, взагалі кажучи координатно-неоднорідною, будовою оптично-анізотропною складовою біологічного шару. Іншими словами, СКС-мапи  $\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  і  $\text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  мікроскопічного зображення того чи іншого біологічного шару є також координатно-неоднорідними. Зазначена особливість робить актуальним не тільки статистичний, але й кореляційний аналіз двомірних розподілів  $S_{i=2;4}(\Delta x; \Delta y)$  відповідних мікроскопічних зображень досліджуваних зразків. Зазначимо, що така інформація є визначальною при диференціації двох статистично подібних  $(Z_{j=1;2;3;4}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)) = Z_{j=1;2;3;4}(\tilde{S}_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)))$ , але координатно-неоднорідних СКС-мап зображень зразків обох груп.

У нашій роботі ми використали, добре апробований у лазерній поляриметрії [8, 9, 215, 237, 249, 283-285] автокореляційний метод (розділ 2, параграф 2.8.2, співвідношення (2.90), (2.91)) визначення набору автокореляційних функцій двомірних розподілів  $\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  і  $\text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$ .

Аналіз одержаних даних виявив:

1. Координатну неоднорідність, незалежно від типу зразка, розподілів значень модуля і фази СКС мікроскопічних зображень. На даний факт вказує швидке спадання автокореляційних функцій  $G(S_{i=2;4}(\Delta x; \Delta y))$  (рис. 3.17 – рис. 3.20, фрагменти (3),(7)).

2. Порівняльний аналіз залежностей  $G(S_{i=2;4}(\Delta x; \Delta y))$  виявив більш стрімке їхнє падіння для зразків типу  $\mathbf{B}^*$ ,  $\mathbf{B}^*$ . Така особливість може бути пов'язана зі зменшенням періоду координатної модуляції значень модуля  $\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  і фази  $\text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$ , які визначаються кореляційною узгодженістю параметрів (напрямок оптичної осі та фазовий зсув між ортогональними складовими амплітуди) двопронезаломлення полікристалічних мереж.

Співставлення даних комп'ютерного моделювання автокореляційних залежностей  $G(S_{i=2;4}(\Delta x; \Delta y))$  (рис. 3.2 – рис. 3.7, фрагменти (3),(11)) і експериментальних результатів (рис. 3.17 – рис. 3.20, фрагменти (3),(7)) виявило подібні тенденції. Проте, для експериментально визначених функцій півширина зростає, а гострота піку, навпаки, зменшується. Фізично даний факт можна пов'язати із наявністю оптично ізотропної складової у досліджуваних біологічних тканинах і рідинах. За рахунок цього зростає рівень координатної однорідності цієї складової у поляризаційно-неоднорідних зображеннях зразків реальних біологічних шарів.

### 3.3.2. Фрактальний аналіз

Даний підхід дозволяє оцінити масштабну самоподібність топографічної структури координатних розподілів значень  $\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  і  $\text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  мікроскопічних зображень гістологічних зрізів і полікристалічних плівок біологічних тканин і рідин (розділ 2, параграф 2.8.3),

Відомо, що геометрія фібрилярних і полікристалічних мереж є ієрархічною або масштабно-самоподібною. Зокрема, для ниткоподібних

протеїнових мереж біологічних тканин це реалізується у наступній ієрархічній послідовності - "поліпептидний ланцюжок – мікрофібрила – фібрила – волокно - пучок" [65-78]. Виходячи з цього слід очікувати формування фрактальних або мультифрактальних розподілів значень не тільки поляризаційних, але й поляризаційно-кореляційних параметрів мікроскопічних зображень біологічних шарів.

У рамках стокс-корелометричного картографування встановлено, що всі експериментально виміряні СКС-мапи ( $\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  і  $\text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$ ) володіють фрактальною або мультифрактальною структурою у межах трьох декад зміни геометричних розмірів полікристалічних біологічних структур. Апроксимуючі лінії до логарифмічних залежностей спектрів потужності  $\lg J(\text{Re}S_{i=2;4}(\Delta x, \Delta y)) - \lg(d^{-1})$  і  $\lg J(\text{Arg}S_{i=2;4}(\Delta x, \Delta y)) - \lg(d^{-1})$  або прями, або ламані з двома кутами нахилу (рис. 3.17 – рис. 3.20, фрагменти (4),(8)).

З фізичної точки зору виявлені закономірності можна пов'язати із ієрархічною повторюваністю на різних масштабах геометричних розмірів (2 мкм – 2000 мкм) полікристалічних мереж напрямків оптичних осей та фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання. пояснити наступними причинами. У результаті формуються фрактальні або мультифрактальні множини значень модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних шарів.

Порівняльний аналіз експериментальних залежностей  $\lg J(\text{Re}S_{i=2;4}(\Delta x, \Delta y)) - \lg(d^{-1})$  і  $\lg J(\text{Arg}S_{i=2;4}(\Delta x, \Delta y)) - \lg(d^{-1})$  з даними комп'ютерного моделювання виявив розширення частотного діапазону зміни значень модуля і фази  $S_{i=2;4}(\Delta x; \Delta y)$  для поляризаційно-неоднорідних зображень реальних біологічних шарів. Такий факт можна пов'язати із більшим діапазоном зміни геометричних розмірів реальних біологічних кристалів у порівнянні з модельними сітками двопронезаломлюючих фібрил.

### 3.3.3. Порівняльні характеристики мап модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних тканин

Результати статистичного ( $Z_{i=1;2;3;4}$ ), кореляційного ( $Z_{i=2;4}^k$ ) та фрактального ( $D^f$ ) аналізу координатних розподілів значень  $\lg J(\operatorname{Re}S_{i=2;4}(\Delta x, \Delta y)) - \lg(d^{-1})$  і  $\lg J(\operatorname{Arg}S_{i=2;4}(\Delta x, \Delta y)) - \lg(d^{-1})$  поляризаційно-неоднорідних зображень оптично-тонких шарів біологічних тканин представлені у таблиці 3.3 і таблиці 3.4.

**Таблиця 3.3**

Статистичні, кореляційні та фрактальні параметри мап модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних тканин

Параметри	Тканина міокарда А*		Тканина міокарда Б*		Стінка прямої кишки В*	
	$S_3$	$S_4$	$S_3$	$S_4$	$S_3$	$S_4$
$\operatorname{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$						
$Z_1$	0,04	0,21	0,081	0,12	0,019	0,061
$Z_2$	0,006	0,01	0,004	0,009	0,002	0,0078
$Z_3$	1,16	1,09	3,76	1,49	5,38	1,88
$Z_4$	4,05	1,25	13,88	2,18	43,5	4,76
$Z_2^k$	0,11	0,14	0,13	0,15	0,13	0,11
$Z_4^k$	1,14	1,26	1,46	0,98	1,27	0,74
$D^f$	0,34	0,24	0,34	0,21	0,25	0,17

**Таблиця 3.4**

Статистичні, кореляційні та фрактальні параметри мап фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних тканин

Параметри	Тканина міокарда А*		Тканина міокарда Б*		Стінка прямої кишки В*	
	$S_3$	$S_4$	$S_3$	$S_4$	$S_3$	$S_4$
$\operatorname{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$						
$Z_1$	0,63	0,7	0,44	0,51	0,29	0,4
$Z_2$	0,27	0,3	0,22	0,25	0,21	0,23
$Z_3$	0,34	0,13	0,74	0,37	1,39	1,07
$Z_4$	1,25	1,05	1,85	1,87	2,57	2,63
$Z_2^k$	0,11	0,14	0,13	0,15	0,13	0,11
$Z_4^k$	1,14	1,26	1,46	0,98	1,27	0,74
$D^f$	0,34	0,24	0,34	0,21	0,25	0,17

Аналіз наведених у таблиці 3.3 і таблиці 3.4 даних виявив:

- індивідуальні, як і у випадку комп'ютерного моделювання (таблиця 3.1 і таблиця 3.2), для кожного типу реального біологічного шару ( $\mathbf{A}^*$ ,  $\mathbf{B}^*$ ,  $\mathbf{B}^*$ ) значення статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$ , кореляційних  $Z_{i=2;4}^k$  і фрактальних  $D^f$  параметрів, які характеризують координатні розподіли  $\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  і  $\text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$ ;
- максимально (виділено світло-сірим) для внутрішньо- ( $\mathbf{A}^*$ ,  $\mathbf{B}^*$ ) та міжгрупових ( $\mathbf{A}^*$ ,  $\mathbf{B}^*$ ,  $\mathbf{B}^*$ ) розподілів значень модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних сіток оптично-тонких біологічних шарів відрізняються величини статистичних моментів 3-го ( $Z_3(\text{Re}S_{i=3;4}; \text{Arg}S_{i=3;4})$ ) (до 3 – 5 разів) і 4-го ( $Z_4(\text{Re}S_{i=3;4}; \text{Arg}S_{i=3;4})$ ) порядків (до 3 - 10 разів), кореляційного моменту 4-го ( $Z_4^*(\text{Re}S_{i=3;4}; \text{Arg}S_{i=3;4})$ ) порядку (до 2,2 разів), а також дисперсії  $D^f$  (до 2,2 разів) логарифмічних залежностей спектрів потужності  $\log J((\text{Re}S_{i=3;4}; \text{Arg}S_{i=3;4})) - \log \nu$ .

Одержані результати були покладені в основу об'єктивного аналізу експериментальних досліджень СКС – мап реальних біологічних шарів – гістологічних зрізів біологічних тканин різного морфологічного та фізіологічного стану.

#### **3.4. Стокс-корелометрична диференціація поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних тканин**

У циклі наукових праць [159-175, 273-292] продемонстрована можливість поляриметричної диференціації зразків біологічних тканин здорових і хворих людей. При цьому досягається висока чутливість методів лазерної поляриметрії, яка визначається значним діапазоном відмінності середніх (у межах контрольної й досліджуваної груп біологічних шарів) значень статистичних моментів, які характеризують розподіли

поляризаційних параметрів (азимута і еліптичності поляризації) серії мікроскопічних зображень.

Головним об'єктом такої діагностики є різноманітні пухлинні або передпухлинні стани тканин органів людини з фібрилярною структурою полікристалічних мереж. Відомо [6-10, 55-67, 235-241, 272-280], що такі патології супроводжуються значними змінами фазової анізотропії за рахунок трансформації розподілів напрямів оптичних осей та величини двопронезаломлення протеїнових фібрил.

За рахунок цього статистичний аналіз координатних розподілів значень азимута та еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких шарів таких тканин є достатньо ефективним у диференціації патологічних станів.

Разом з тим, більшість життєво важливих органів людини (печінка, шлунок, підшлункова, селезінка, легені та ін.) володіють іншою паренхіматозною структурою. Тут оптично-анізотропні утворення сформовані у вигляді окремих, просторово-локалізованих "острівків". За рахунок цього зміни двопронезаломлення внаслідок патологічного розупорядкування напрямів оптичних осей менші. Тому статистичний аналіз у даних випадках менш ефективний.

Окрім цього, існує низка достатньо не вивчених методами лазерної поляриметрії системних патологій (сепсис, діабет, колагенози, альбумінурія та ін.), що вражає дані органи.

Таким чином, можна стверджувати, поляриметрична діагностика потребує подальшого розвитку в сенсі вивчення особливостей змін оптичної анізотропії паренхіматозних тканин та виявлення на цій основі чутливих до таких змін об'єктивних параметрів.

У даному параграфі наведено результати СКС - картографування розподілу значень модуля  $\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  і фази  $\text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$ , які характеризують кореляційну узгодженість між станами поляризації точок

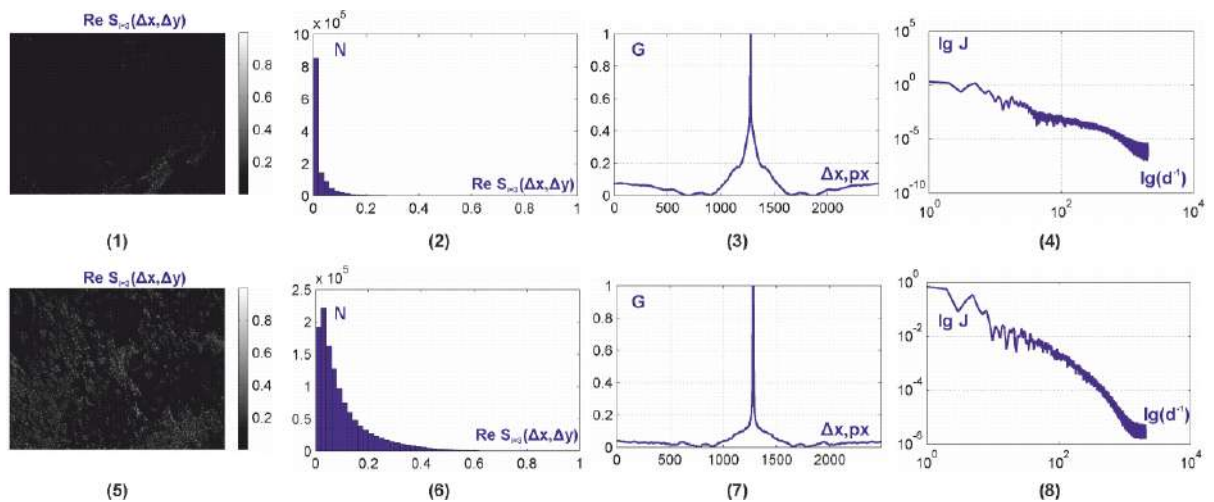


мікроскопічних зображень гістологічних зрізів органів пацюків хворих на діабет:

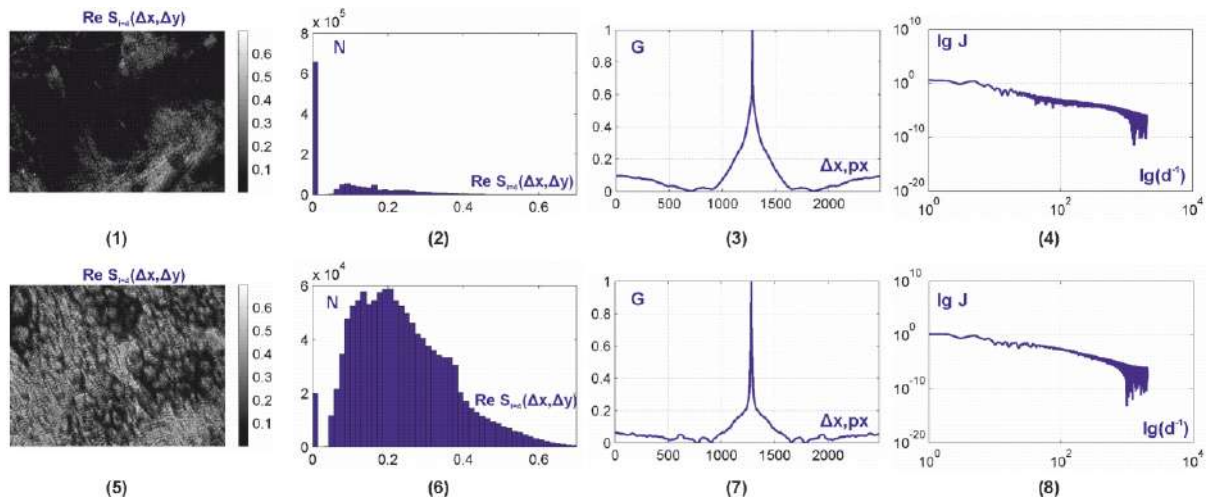
- тканина нирки – структурована тканина з оптично-анізотропною двопроренезаломлюючою колагеновою мережею;
- тканина селезінка – паренхіматозна тканина з розупорядкованими оптично-анізотропними “острівками”.

### 3.4.1. Мапи модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів нирки пацюка

На рис. 3.21 і рис. 3.22 приведені СКС – мапи розподілу значень модуля  $S_{i=3}(\Delta x; \Delta y)$  і  $S_{i=4}(\Delta x; \Delta y)$  мікроскопічних зображень гістологічних зрізів нирки здорового та хворого на діабет (11 діб) пацюка.

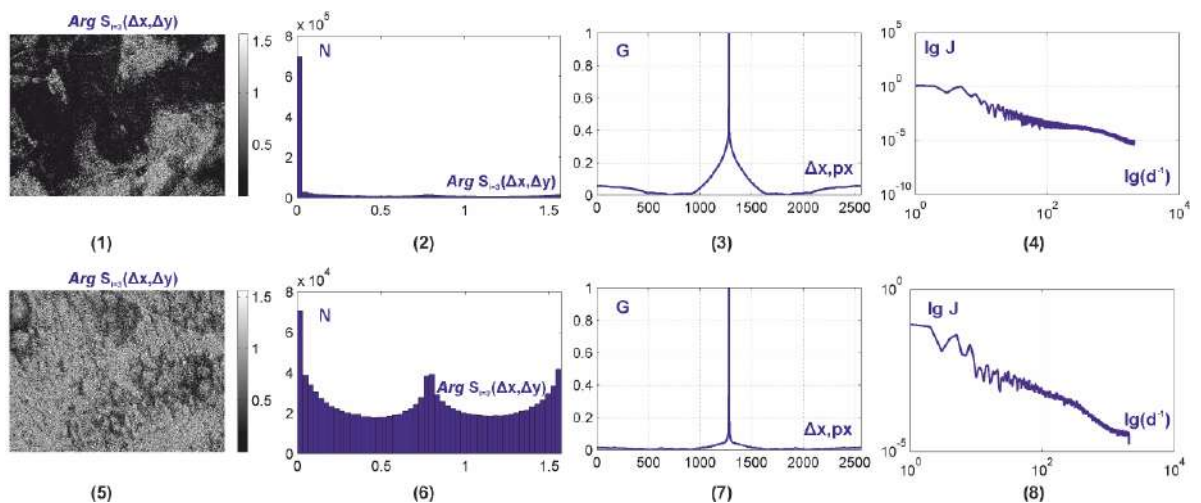


**Рис. 3.21.** Мапи (координатні розподіли (1),(5), гістограми (2),(6), автокореляційні функції (3),(7), логарифмічні залежності спектрів потужності (4),(8)) модуля СКС  $\text{Re}(S_{i=3}(\Delta x; \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів здорової ((1)-(4)) та патологічно зміненої ((5)-(8)) нирки пацюка. Пояснення у тексті.



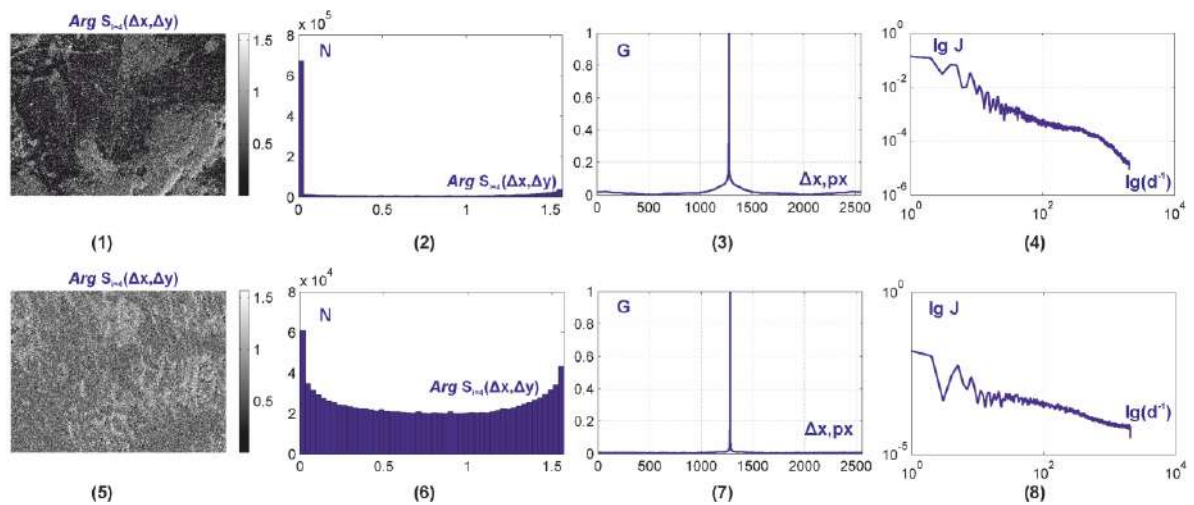
**Рис. 3.22.** Мапи (координатні розподіли (1),(5), гістограми (2),(6), автокореляційні функції (3),(7), логарифмічні залежності спектрів потужності (4),(8)) модуля СКС  $\text{Re}(S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів здорової ((1)-(4)) та патологічно зміненої ((5)-(8)) нирки пацюка. Пояснення у тексті.

На рис. 3.23 і рис. 3.24 приведені СКС – мапи розподілу значень фази  $S_{i=3}(\Delta x; \Delta y)$  і  $S_{i=4}(\Delta x; \Delta y)$  мікроскопічних зображень гістологічних зрізів нирки здорового та хворого на діабет (11 діб) пацюка



**Рис. 3.23.** Мапи (координатні розподіли (1),(5), гістограми (2),(6), автокореляційні функції (3),(7), логарифмічні залежності спектрів потужності (4),(8)) фази СКС  $\text{Arg}(S_{i=3}(\Delta x; \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень

гістологічних зрізів здорової ((1)-(4)) та патологічно зміненої ((5)-(8)) нирки пацюка. Пояснення у тексті.



**Рис. 3.24.** Мапи (координатні розподіли (1),(5), гістограми (2),(6), автокореляційні функції (3),(7), логарифмічні залежності спектрів потужності (4),(8)) фази СКС  $Arg(S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів здорової ((1)-(4)) та патологічно зміненої ((5)-(8)) нирки пацюка. Пояснення у тексті.

Порівняльний аналіз структури мап модуля СКС  $Re(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних полів зразків нирки пацюка обох типів виявив зростання кореляційної узгодженості станів поляризації у зображенні зразку з діабетом. Аналітично на це вказує:

- зростає середнє і півширина гістограм  $N^*(Re(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)))$  розподілів значень модуля  $Re(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  граничного поля гістологічного зрізу нирки пацюка хворого на діабет (рис. 3.21, рис. 3.22, фрагменти (2),(6));
- аналогічні зміни мають місце для величини статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, які характеризують розподіли значень фази СКС  $Arg(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідного зображення гістологічного зрізу нирки хворого на діабет пацюка (рис. 3.23, рис. 3.24, фрагменти (2),(6));

- статистичні моменти вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів модуля і фази СКС зображень зразка хворої нирки

змінюються за наступним сценарієм  $\begin{cases} Z_3(\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)); \text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))) \downarrow; \\ Z_4(\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)); \text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))) \downarrow. \end{cases}$

- автокореляційні залежності координатних розподілів модуля і фази СКС характеризуються зростанням півширини і зменшенням гостроти піку

$$\begin{cases} Z_2^K(\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)); \text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))) \uparrow; \\ Z_4^K(\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y)); \text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))) \downarrow. \end{cases}$$

З фізичної точки зору виявлені зміни структури СКС-мап поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів нирки обох типів можна пояснити тим, що патологічний стан (діабет) супроводжується деструкцією тканини даного органу [ 254-258,279,280].

Оптично такий процес призводить до руйнації полікристалічної будови тканини нирки – зберігаються дрібномасштабні оптично-анізотропні структури. За рахунок цього флуктуації фазового зсуву між ортогональними складовими амплітуди зменшуються та стають дрібномасштабними.

Тому координатні залежності розподілів станів поляризації згладжуються і, таким чином, формується великий масив значень модуля  $\text{Re}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  і фази  $\text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  СКС, які відмінні від нуля. Таким чином, зростає середнє та дисперсія, які характеризують відповідні гістограми на фоні зменшення величини асиметрії та ексцесу (рис. 3.23, рис. 3.24, фрагменти (2),(6)).

Кількісно можливості Стокс-корелометричної диференціації двох груп зразків (по 36 гістологічних зрізів) нирки ілюструють дані, що наведені у таблиці 3.5 і таблиці 3.6.

**Таблиця 3.5**

Статистичні, кореляційні та фрактальні параметри мап модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів здорової та патологічно зміненої нирки пацюка

Параметри	$Re(S_{i=3}(\Delta x; \Delta y))$		$Re(S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$	
	норма	Діабет	Норма	Діабет
$Z_1$	$0,016 \pm 0,0011$	$0,027 \pm 0,0019$	$0,041 \pm 0,0034$	$0,14 \pm 0,011$
$Z_2$	$0,007 \pm 0,0005$	$0,013 \pm 0,0011$	$0,011 \pm 0,009$	$0,23 \pm 0,016$
$Z_3$	$3,78 \pm 0,24$	$1,35 \pm 0,12$	$2,07 \pm 0,19$	$0,69 \pm 0,055$
$Z_4$	$23,18 \pm 1,39$	$6,24 \pm 0,54$	$3,95 \pm 0,22$	$0,82 \pm 0,069$
$Z_2^k$	$0,11 \pm 0,009$	$0,07 \pm 0,005$	$0,09 \pm 0,007$	$0,06 \pm 0,005$
$Z_4^k$	$0,98 \pm 0,078$	$2,48 \pm 0,16$	$0,87 \pm 0,068$	$1,63 \pm 0,12$
$D^f$	$0,17 \pm 0,013$	$0,22 \pm 0,017$	$0,21 \pm 0,017$	$0,32 \pm 0,021$

**Таблиця 3.6**

Статистичні, кореляційні та фрактальні параметри мап фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів здорової та патологічно зміненої нирки пацюка

Параметри	$Arg(S_{i=3}(\Delta x; \Delta y))$		$Arg(S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$	
	норма	Діабет	норма	діабет
$Z_1$	$0,012 \pm 0,001$	$0,18 \pm 0,013$	$0,01 \pm 0,001$	$0,15 \pm 0,012$
$Z_2$	$0,016 \pm 0,0012$	$0,22 \pm 0,017$	$0,014 \pm 0,0011$	$0,2 \pm 0,015$
$Z_3$	$1,95 \pm 0,13$	$0,64 \pm 0,054$	$1,79 \pm 0,14$	$0,56 \pm 0,043$
$Z_4$	$4,09 \pm 0,33$	$0,78 \pm 0,061$	$3,29 \pm 0,27$	$0,67 \pm 0,051$
$Z_2^k$	$0,1 \pm 0,009$	$0,06 \pm 0,005$	$0,07 \pm 0,007$	$0,05 \pm 0,005$
$Z_4^k$	$1,48 \pm 0,078$	$3,64 \pm 0,16$	$2,37 \pm 0,068$	$4,61 \pm 0,12$

Об'єктивні параметри, які характеризують мапи модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів нирки здорових і хворих на діабет пацюків:

- $\Delta Z_1 = 1,85 - 3,2$  рази;  $\Delta Z_2 = 1,9 - 2,1$  рази;  $\Delta Z_3 = 2,6 - 3$  рази;  $\Delta Z_4 = 3,9 - 4,8$  рази;
- $\Delta Z_2 = 1,2 - 1,6$  рази;  $\Delta Z_4 = 1,95 - 2,5$  рази;
- $\Delta D = 1,2 - 1,5$  рази.

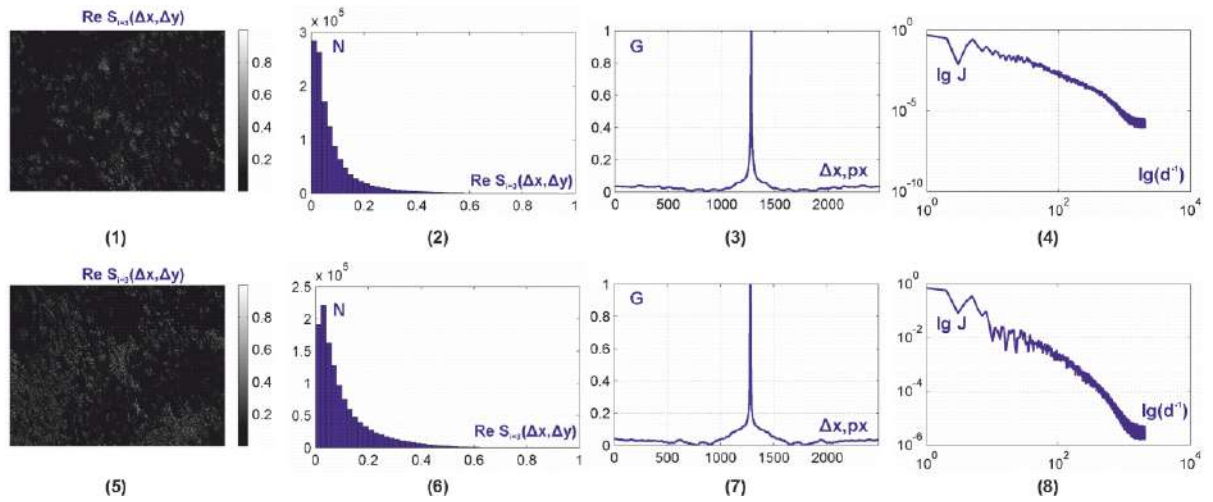
Для розподілів фази СКС одержано:

- $\Delta Z_1 = 12 - 15$  разів;  $\Delta Z_2 = 11 - 14$  разів;  $\Delta Z_3 = 2,5 - 3$  рази;  $\Delta Z_4 = 4,9 - 5,2$  рази;
- $\Delta Z_2 = 1,3 - 1,45$  рази;  $\Delta Z_4 = 1,9 - 2,5$  рази;
- $\Delta D = 1,4 - 1,8$  рази.

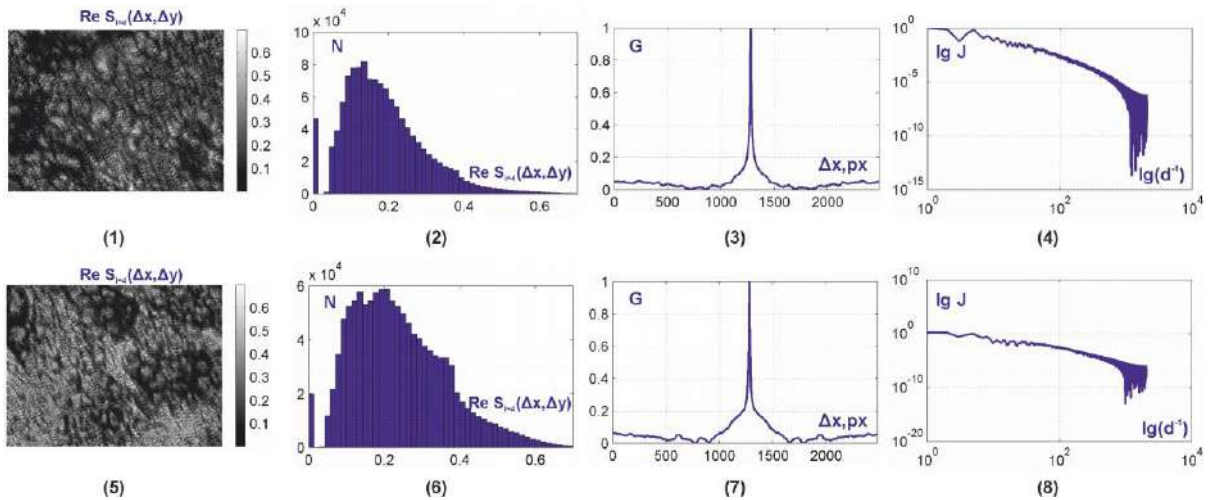
Найбільш чутливі показники виділені у таблицях 3.5 і 3.6 сірим.

#### **3.4.2. Мапи модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів печінки пацюка**

На рис. 3.25 і рис. 3.26 приведені СКС – мапи розподілу значень модуля  $\text{Re}(S_{i=3}(\Delta x; \Delta y))$  і  $\text{Re}(S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$  мікроскопічних зображень гістологічних зрізів паренхіматозної тканини печінки здорового та хворого на діабет (11 діб) пацюка.



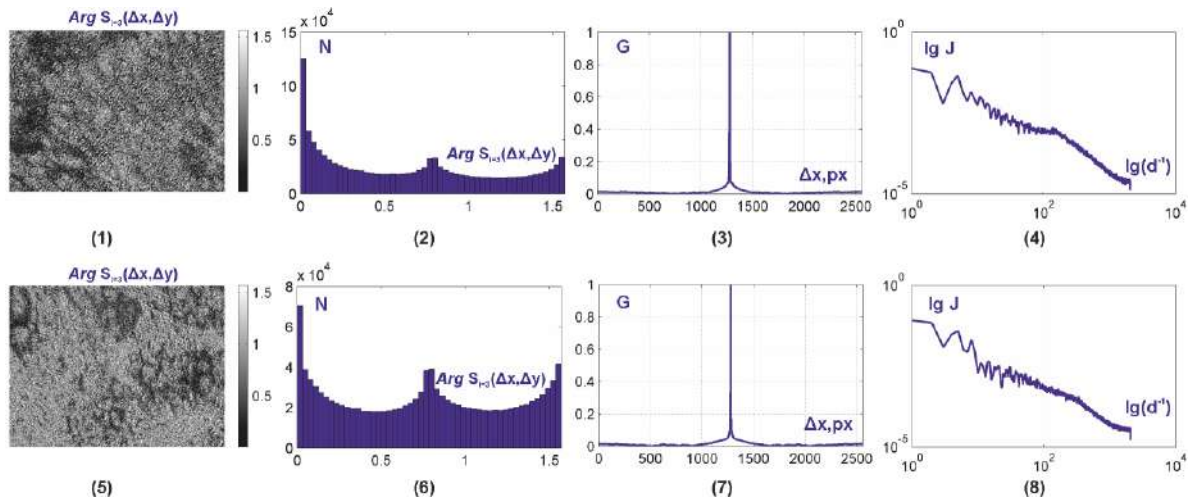
**Рис. 3.25.** Мапи (координатні розподіли (1),(5), гістограми (2),(6), автокореляційні функції (3),(7), логарифмічні залежності спектрів потужності (4),(8)) модуля СКС  $\text{Re}(S_{i=3}(\Delta x; \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів здорової ((1)-(4)) та патологічно зміненої ((5)-(8)) печінки пацюка. Пояснення у тексті.



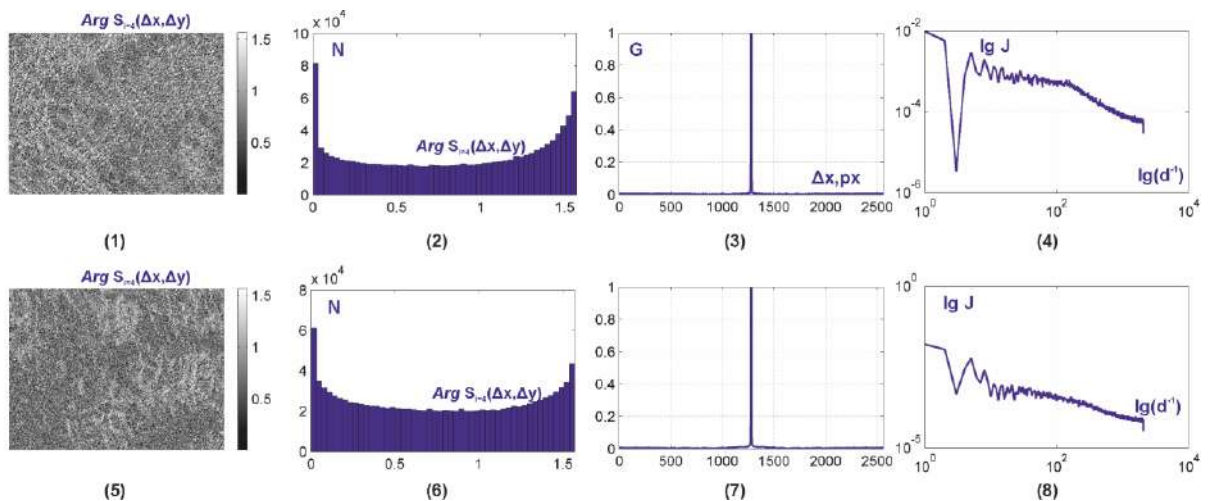
**Рис. 3.26.** Мапи (координатні розподіли (1),(5), гістограми (2),(6), автокореляційні функції (3),(7), логарифмічні залежності спектрів потужності (4),(8)) модуля СКС  $\text{Re}(S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів здорової ((1)-(4)) та патологічно зміненої ((5)-(8)) печінки пацюка. Пояснення у тексті.



На рис. 3.27 і рис. 3.28 приведені СКС – мапи розподілу значень фази  $S_{i=3}(\Delta x; \Delta y)$  і  $S_{i=4}(\Delta x; \Delta y)$  мікроскопічних зображень гістологічних зрізів печінки здорового та хворого на діабет (11 діб) пацюка.



**Рис. 3.27.** Мапи (координатні розподіли (1),(5), гістограми (2),(6), автокореляційні функції (3),(7), логарифмічні залежності спектрів потужності (4),(8)) фази СКС  $Arg(S_{i=3}(\Delta x; \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів здорової ((1)-(4)) та патологічно зміненої ((5)-(8)) печінки пацюка. Пояснення у тексті.



**Рис. 3.28.** Мапи (координатні розподіли (1),(5), гістограми (2),(6), автокореляційні функції (3),(7), логарифмічні залежності спектрів потужності (4),(8)) фази СКС  $Arg(S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$  поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів здорової ((1)-(4)) та патологічно зміненої ((5)-(8)) печінки пацюка. Пояснення у тексті.



Порівняльний аналіз структури мап модуля  $\text{Re}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))$  і фази  $\text{Arg}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))$  СКС поляризаційно-неоднорідних полів зразків печінки пацюка обох типів виявив аналогічні закономірності, що і у попередніх дослідженнях зображень нирки – рис. 3.21 – рис. 3.24. А саме:

- $\begin{cases} Z_1(\text{Re}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y)); \text{Arg}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))) \uparrow; \\ Z_2(\text{Re}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y)); \text{Arg}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))) \uparrow. \end{cases}$
- $\begin{cases} Z_3(\text{Re}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y)); \text{Arg}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))) \downarrow; \\ Z_4(\text{Re}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y)); \text{Arg}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))) \downarrow. \end{cases}$
- $\begin{cases} Z_2^K(\text{Re}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y)); \text{Arg}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))) \uparrow; \\ Z_4^K(\text{Re}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y)); \text{Arg}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))) \downarrow. \end{cases}$

Проте, кількісно відмінності між статистичними, кореляційними та фрактальними параметрами, які характеризують координатні мапи модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів печінки пацюків менш виразні, ніж у випадку досліджень мікроскопічних зображень нирки.

Кількісно можливості стокс-корелометричної диференціації двох груп зразків (по 36 гістологічних зрізів) печінки пацюків ілюструють дані, що наведені у таблиці 3.7 і таблиці 3.8.

**Таблиця 3.7**

Статистичні, кореляційні та фрактальні параметри мап модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів здорової та патологічно зміненої печінки пацюка

Параметри	$\text{Re}(S_{i=3}(\Delta x; \Delta y))$		$\text{Re}(S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$	
	Норма	Діабет	Норма	Діабет
$Z_1$	$0,018 \pm 0,0012$	$0,023 \pm 0,0017$	$0,11 \pm 0,093$	$0,15 \pm 0,012$
$Z_2$	$0,009 \pm 0,0005$	$0,015 \pm 0,0012$	$0,12 \pm 0,09$	$0,21 \pm 0,016$
$Z_3$	$3,27 \pm 0,22$	$2,15 \pm 0,17$	$1,07 \pm 0,11$	$0,89 \pm 0,065$

$Z_4$	$5,12 \pm 0,39$	$2,24 \pm 0,14$	$0,95 \pm 0,072$	$0,62 \pm 0,049$
$Z_2^k$	$0,11 \pm 0,009$	$0,08 \pm 0,005$	$0,095 \pm 0,007$	$0,067 \pm 0,005$
$Z_4^k$	$1,08 \pm 0,088$	$1,84 \pm 0,16$	$0,89 \pm 0,069$	$1,36 \pm 0,11$
$D^f$	$0,19 \pm 0,015$	$0,27 \pm 0,019$	$0,22 \pm 0,016$	$0,31 \pm 0,023$

Таблиця 3.8

Статистичні, кореляційні та фрактальні параметри мап фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів здорової та патологічно зміненої печінки пацюка

Параметри	$Arg(S_{i=3}(\Delta x; \Delta y))$		$Arg(S_{i=4}(\Delta x; \Delta y))$	
	норма	Діабет	Норма	Діабет
$Z_1$	$0,12 \pm 0,009$	$0,17 \pm 0,014$	$0,14 \pm 0,011$	$0,22 \pm 0,017$
$Z_2$	$0,16 \pm 0,012$	$0,22 \pm 0,017$	$0,14 \pm 0,011$	$0,21 \pm 0,015$
$Z_3$	$0,91 \pm 0,082$	$0,63 \pm 0,057$	$0,77 \pm 0,064$	$0,58 \pm 0,041$
$Z_4$	$1,09 \pm 0,13$	$0,71 \pm 0,061$	$1,29 \pm 0,12$	$0,63 \pm 0,051$
$Z_2^k$	$0,11 \pm 0,01$	$0,07 \pm 0,006$	$0,08 \pm 0,007$	$0,06 \pm 0,005$
$Z_4^k$	$1,78 \pm 0,18$	$2,86 \pm 0,26$	$2,67 \pm 0,22$	$3,71 \pm 0,31$
$D^f$	$0,17 \pm 0,013$	$0,26 \pm 0,019$	$0,18 \pm 0,017$	$0,29 \pm 0,023$

Аналіз одержаних даних виявив наступні відмінності між сукупністю об'єктивних параметрів, які характеризують мапи модуля СКС поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів нирки здорових і хворих на діабет пацюків:

- $\Delta Z_1 = 1,18 - 1,4$  рази;  $\Delta Z_2 = 1,9 - 2,1$  рази;  $\Delta Z_3 = 1,2 - 1,5$  рази;  $\Delta Z_4 = 1,5 - 2,2$  рази;
- $\Delta Z_2 = 1,3 - 1,4$  рази;  $\Delta Z_4 = 1,95 - 2,5$  рази;
- $\Delta D = 1,4 - 1,55$  рази.

Для розподілів фази СКС одержано:

- $\Delta Z_1 = 1,42 - 1,55$  разів;  $\Delta Z_2 = 1,4 - 1,5$  рази;  $\Delta Z_3 = 1,3 - 1,43$  рази;  $\Delta Z_4 = 1,55 - 2$  рази;
- $\Delta Z_2 = 1,23 - 1,43$  рази;  $\Delta Z_4 = 1,45 - 1,68$  рази;
- $\Delta D = 1,4 - 1,53$  рази.

Найбільш чутливі показники виділені у таблицях 3.7 і 3.8 сірим.

Якщо порівняти діагностичні дані статистичного, кореляційного та фрактального аналізу мап модуля і фази СКС поляризаційно-неоднорідних зображень структурованої (нирка) та паренхіматозної (селезінка) тканин пацюка, то можна констатувати:

- високу чутливість до змін оптичної анізотропії структурованих фібрилярних мереж – відмінності між величинами об'єктивних параметрів досягають одного порядку величини;

- високу чутливість до змін оптичної анізотропії острівкових паренхіматозних структур – відмінності між величинами об'єктивних параметрів досягають 2 разів.

З метою визначення діагностичної ефективності стокс-корелометрії результати проведених досліджень було порівняно із даними методів класичної лазерної поляриметрії зразків даного типу.

### **3.4.3. Порівняльна ефективність методів лазерної поляриметрії та стокс-корелометрії поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів структурованих і паренхіматозних тканин**

В якості головного діагностичного параметру нами було обрано збалансовану точність методу  $A_c, \%$  (розділ 2, параграф 2.8.5, співвідношення (2.97)–(2.99)).

Методи Стокс-корелометрії розподілів модуля  $Re(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))$  і фази  $Arg(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))$  СКС поляризаційно-неоднорідних зображень порівнювався з методами поляризаційного картографування розподілів значень азимута та еліптичності відповідних мікроскопічних зображень гістологічних зрізів

тканин нирки (таблиця 3.9) і печінки (таблиця 3.10) двох груп пацієнтів – здорових і хворих на діабет.

**Таблиця 3.9**

Точність методів Стокс-корелометрії та лазерної поляриметрії фібрилярної тканини нирки пацюка у диференціальній діагностиці ступеня важкості системної патології (діабет).

Параметри	Ac,%					
	Re $S_3$	Re $S_4$	Arg $S_3$	Arg $S_4$	$\alpha(x, y)$	$\beta(x, y)$
$Z_1$	80	82	86	87	65	68
$Z_2$	81	80	84	86	64	67
$Z_3$	82	81	87	85	72	73
$Z_4$	84	85	88	90	70	71
$Z_2^k$	72	71	75	77	62	64
$Z_4^k$	86	87	90	91	73	72
$D^f$	74	72	74	76	67	68

**Таблиця 3.10**

Точність методів Стокс-корелометрії та лазерної поляриметрії паренхіматозної тканини печінки пацюка у диференціальній діагностиці ступеня важкості системної патології (діабет).

Параметри	Ac,%					
	Re $S_3$	Re $S_4$	Arg $S_3$	Arg $S_4$	$\alpha(x, y)$	$\beta(x, y)$
$Z_1$	79	80	84	85	61	63
$Z_2$	80	79	85	85	54	57
$Z_3$	76	78	82	81	66	68
$Z_4$	78	80	81	82	64	65
$Z_2^k$	75	75	73	74	52	54
$Z_4^k$	83	85	83	82	63	62
$D^f$	73	74	72	74	54	53

Проведений комплекс досліджень виявив суттєво більшу (на 25%-30%) точність методів Стокс-корелометрії у диференціації змін оптичної анізотропії оптично-тонких структурованих ( $84\% \leq \max A_c \leq 90\%$ ) і паренхіматозних ( $80\% \leq \max A_c \leq 85\%$ ) біологічних тканин.

Разом з тим, актуальним є більш складне фізичне завдання – диференціація слабких змін оптичної анізотропії. Такі зміни не супроводжуються значною поляризаційною модуляцією об'єктного лазерного поля [109-111,151,158]. Зазначена модуляція реалізується при взаємодії лазерного випромінювання з оптично-тонкими полікристалічними плівками різноманітних біологічних рідин органів людини. У прикладному аспекті вони є легкодоступними і такими, що забезпечують можливість масового, скринінгового дослідження донорів і хворих пацієнтів.

З цією метою ми провели порівняльні дослідження діагностичної ефективності методів Стокс-корелометрії і лазерної поляриметрії у диференціації полікристалічних плівок плазми крові донорів і хворих на рак простати.

#### **3.4.4. Порівняльна ефективність методів лазерної поляриметрії та Стокс-корелометрії поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних плівок біологічних рідин**

Як і у параграфі 3.4.3. в якості головного діагностичного параметру нами було обрано збалансовану точність методу  $A_c, \%$  (розділ 2, параграф 2.8.5, співвідношення (2.97) –(2.99)).

Досліджувалися методами Стокс-корелометрії розподілів модуля  $\text{Re}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))$  і фази  $\text{Arg}(S_{i=3,4}(\Delta x; \Delta y))$  СКС поляризаційно-неоднорідних зображень і методами поляризаційного картографування розподілів значень азимута та еліптичності таких зображень полікристалічних плівок плазми крові донорів (36 зразків) і хворих на рак простати (36 зразків) – таблиця 3.11.

**Таблиця 3.11**

Точність методів Стокс-корелометрії та лазерної поляриметрії полікристалічних плівок плазми крові донорів і хворих на рак простати

Параметри	<i>A<sub>c</sub></i> ,%					
	$Re S_3$	$Re S_4$	$Arg S_3$	$Arg S_4$	$\alpha(x, y)$	$\beta(x, y)$
$Z_1$	79	80	84	85	61	63
$Z_2$	80	79	85	85	54	57
$Z_3$	76	78	82	81	66	68
$Z_4$	78	80	81	82	64	65
$Z_2^k$	75	75	73	74	52	54
$Z_4^k$	83	85	83	82	63	62
$D^f$	73	74	72	74	54	53

З одержаних даних випливає, що у випадку слабких змін оптичної анізотропії методи Стокс-корелометрії залишаються більш чутливими (на 10%-20%) у порівнянні із методами поляризаційного картографування. Проте, точність виявлення патології знижується у порівнянні із дослідженням мап модуля і фази СКС зображень гістологічних зрізів біологічних тканин знижується і складає  $A_c \approx 80\%$ .

Таким чином, постає актуальне завдання розробки та удосконалення методів поляризаційної діагностики полікристалічних біологічних шарів із слабкими фазовими флуктуаціями.

Наступний розділ дисертаційної роботи присвячений обґрунтуванню аналітичних принципів та розробці експериментальних методик лазерної поляриметрії оптично-анізотропних шарів із використанням опорної когерентної хвилі.

### **3.4. Висновки до розділу 3**

1. Проведено комп'ютерне моделювання процесів формування модуля і фази СКС об'єктних полів одношарових і двошарових сіток лінійних і колоподібних двопроменезаломлюючих циліндрів з детермінованими та

стохастичними оптико-анізотропними властивостями та визначено взаємозв'язки між статистичними, кореляційними і фрактальними параметрами, які характеризують розподіли величини МСКС і ФСКС зображень модельних мереж та розподілами напрямів оптичних осей і величини двопронезаломлення.

2. Виявлено та досліджено взаємозв'язки між поляризаційно-кореляційною (розподіли модуля і фази СКС 3-го і 4-го параметрів “двоточкового” вектора Стокса) структурою об'єктного поля в площині мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин та особливостями архітектури оптично-анізотропної складової впорядкованих (шлуночок міокарда) і розупорядкованих (передсердя міокарда) лінійно двопронезаломлюючих мереж, а також острівкових двопронезаломлюючих паренхіматозних структур (стінка прямої кишки).

3. Установлені величини та діапазони зміни набору об'єктивних параметрів, які характеризують випадкову (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційну (кореляційні моменти 2-го і 4-го порядків) та масштабно-самоподібну (дисперсія розподілу логарифмічних залежностей спектрів потужності) структуру мап МСКС і ФСКС 3-го і 4-го параметрів “двоточкового” вектора Стокса в площині поляризаційно-неоднорідних мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин зі структурованою та паренхіматозною оптично-анізотропними складовими.

4. Вперше методом Стокс-корелометричного картографування виявлено та проаналізовано в межах статистичного аналізу фізичні процеси зміни оптичної анізотропії (розподіли напрямів оптичних осей і фазова модуляція) зразків біологічних структурованих (нирка) і паренхіматозних (печінка) тканин внутрішніх органів пацюка, що обумовлені системною патологією (діабет).

5. Виявлені найбільш чутливі параметри (статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, кореляційний момент 4-го порядку) до зміни структури розподілів величини модуля і фази СКС 3-го і 4-го параметрів

“двоточкового” параметру вектора Стокса поляризаційно-неоднорідних мікроскопічних зображень гістологічних зрізів здорових та уражених діабетом тканин нирки та печінки пацюка. На цій основі методом Стокс-корелометричного картографування реалізовано диференціацію змін оптичної анізотропії таких зразків з хорошою збалансованою точністю, яка на 20% - 30% вища за точність методів прямого поляризаційного картографування, а саме:

- Модуль СКС -  $84\% \leq \max A_c \leq 90\%$ .,
- Фаза СКС -  $80\% \leq \max A_c \leq 86\%$ .

6. Апробовано Стокс-корелометричну методику в диференціації слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок плазми крові здорових донорів і хворих на рак простати. Виявлено, що у випадку слабких змін оптичної анізотропії методи Стокс-корелометрії залишаються більш чутливими (на 10%-20%) у порівнянні із методами поляризаційного картографування. Проте, точність виявлення патології знижується у порівнянні із дослідженням мап модуля і фази СКС зображень гістологічних зрізів біологічних тканин знижується і складає  $A_c \approx 80\%$ .



## РОЗДІЛ 4

### ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНЕ КАРТОГРАФУВАННЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

Даний розділ містить результати:

1. Апробації методу поляризаційно-інтерференційного картографування біологічних тканин (міокард і мозок – “фібрилярні оптично-анізотропні мережі” та стінка прямої кишки – “острівкові оптично-анізотропні структури”) і рідин (полікристалічні плівки синовіальної рідини – суперпозиція “структурованих та острівкових мереж біологічних кристалів”).

2. Експериментальної апробації методів просторово-частотної фільтрації мап локального контрасту інтерференційних розподілів поляризаційно-неоднорідних мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин і полікристалічних плівок біологічних рідин.

#### 4.1. Поляризаційно-інтерференційний підхід до діагностики структури полікристалічних біологічних шарів

Детально процес формування контрасту інтерференційної картини, що утворюється при накладанні опорної хвилі на поляризаційно-неоднорідне мікроскопічне зображення біологічного шару ми розглянули у розділі 2, параграф 2.6.2, співвідношення (2.77). Тут ми звернемо увагу на точність визначення фазового зсуву  $\tilde{\delta}$  шляхом вимірювання контрасту інтерференційної картини у сусідніх точках зображення з координатами  $x_1; x_2 = x_1 + 1 \text{ піх}$ .

Припустимо (без зниження повноти аналізу), що  $I(x_1) \approx I(x_2) \approx I_0$  і запишемо інтерференційні рівняння для таких точок

$$\begin{cases} I_1 = I_0 + I(x_1) + 2\sqrt{I_0 I(x_1)} \cos \delta_1; \\ I_2 = I_0 + I(x_2) + 2\sqrt{I_0 I(x_2)} \cos \delta_2. \end{cases} \quad (4.1)$$

З (4.1) одержимо вираз для локального контрасту інтерференційної картини у точках  $x_1; x_2 = x_1 + 1pix$

$$W = \frac{I_2 - I_1}{I_2 + I_1} = \frac{(\cos\delta_2 - \cos\delta_1)}{2 + (\cos\delta_2 + \cos\delta_1)}. \quad (4.2)$$

Нехай фазові зсуви  $\delta_1$  і  $\delta_2$  малі (співвідношення (4.1)) і відрізняються на деяку (взагалі кажучи мінімальну) величину  $\Delta\tilde{\delta}$ :  $\delta_2 = \delta_1 + \Delta\tilde{\delta}$ . З урахуванням цього інтерференційні співвідношення

$$W = \frac{(\cos(\delta_1 + \Delta\tilde{\delta}) - \cos\delta_1)}{2 + (\cos(\delta_1 + \Delta\tilde{\delta}) + \cos\delta_1)} = \frac{\Delta\tilde{\delta}^2}{4 - \Delta\tilde{\delta}^2}. \quad (4.3)$$

З аналізу виразу (4.3) випливає, що величина локального контрасту квадратична від величини фазового зсуву. Тому чутливість інтерференційного картографування суттєво вища ніж пряме фотометричне поляризаційне картографування. Зокрема при точності в 2% при фотометруванні інтенсивності  $I_{\min}, I_{\max}$  реалізується можливість детектування фазового зсуву на рівні 0,003.

Отже, проведені співставлення обох методів поляризаційного та інтерференційного картографування полікристалічних шарів із слабкими фазовими флуктуаціями виявило перевагу методики із використанням опорної лазерної хвилі.

Важливим є також той факт, що накладання опорної хвилі на поляризаційно-неоднорідне зображення полікристалічного біологічного шару в оптичному діапазоні реалізує картографування топографії фазових розподілів у вигляді ансамблю локальних максимумів і мінімумів інтенсивності.

З метою виявлення діагностичних можливостей поляризаційно-інтерференційного картографування на першому етапі ми виконали комплекс досліджень об'єктів з різною топографічною будовою оптично-анізотропних мереж:

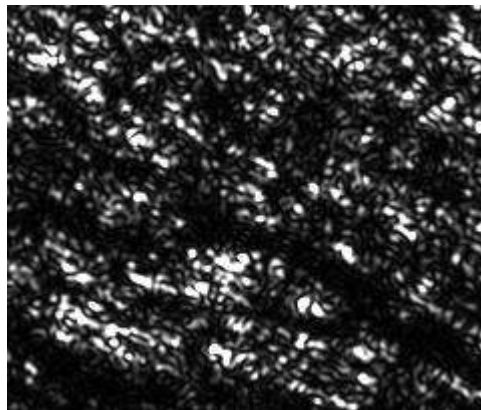
- структуровані двопронезаломлюючі мережі – гістологічний зріз передсердя міокарда (рис. 4.1);
- розупорядковані двопронезаломлюючі мережі – гістологічний зріз шлуночка міокарда (рис. 4.5);
- паренхіматозна тканина – гістологічний зріз стінки матки (рис. 4.11).

Методика вимірювань координатних розподілів величини локального контрасту інтерференційних розподілів у площині поляризаційно-неоднорідних зображень детально представлена у розділі 2, параграф 2.6.2, рис. 2.10.

## **4.2. Поляризаційно-інтерференційні зображення структурованих біологічних тканин з впорядкованою фібрилярною мережею**

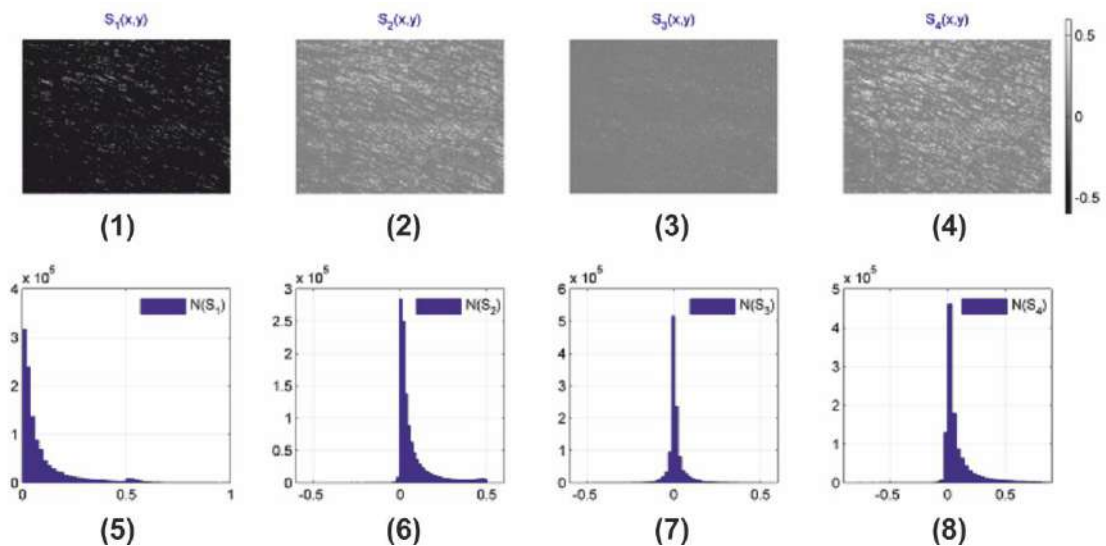
### **4.2.1. Поляризаційні мапи просторово-впорядкованої мережі**

На рис. 4.1 приведено мікроскопічне зображення (збільшення 4х) оптично-тонкого гістологічного зрізу передсердя міокарда із просторово впорядкованою двопронезаломлюючою мережею міозинових фібрил.



**Рис. 4.1.** Поляризаційне зображення гістологічного зрізу передсердя міокарда. Пояснення у тексті роботи.

Результати дослідження поляризаційної структурності мікроскопічного зображення даного оптично-анізотропного біологічного шару представлені у вигляді координатних розподілів величини параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(x, y)$  (рис. 4.2), а також поляризаційних мап азимута  $\alpha(x, y)$  і еліптичності  $\beta(x, y)$  (рис. 4.3). Експериментальні вимірювання проведено із використанням добре апробованих методик поляризаційного картографування, детальний опис яких наведений у циклі праць [6-10, 167-171, 270-285].

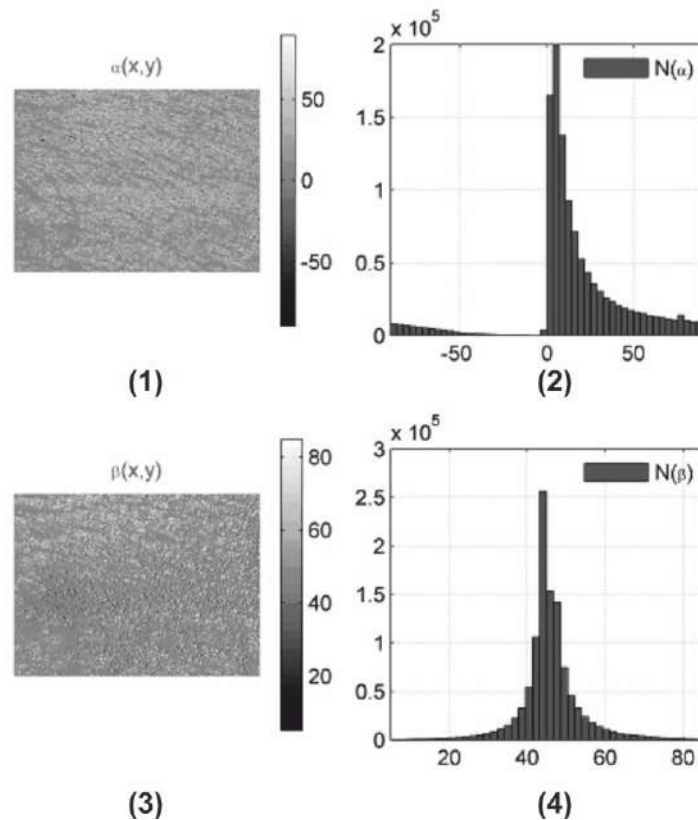


**Рис. 4.2.** Двомірні мапи  $S_{i=1;2;3;4}(x, y)$  і гістограми  $N(S_i)$  розподілів значень 1-го – 4-го параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідного зображення гістологічного зрізу передсердя міокарда. Пояснення у тексті роботи.

З одержаних даних видно, що сукупність двомірних розподілів параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(x, y)$  характеризується відмінними від нуля значеннями. Виявлений факт вказує на наявність різнополяризованих ділянок у площині мікроскопічного зображення гістологічного зрізу передсердя міокарда.

Фізично це пов'язано із проявами лінійного двопронезаломлення міозинових фібрил міокарда. В залежності від напрямку оптичної осі та величини фазового зсуву між лінійно та ортогонально поляризованими складовими амплітуди перетвореної лазерної хвилі формується набір еліптично поляризованих хвиль з різними значеннями  $\alpha$  і  $\beta$  [52-63, 250, 254, 282-287].

Кількісно такі розподіли поляризаційних параметрів ілюструють двомірні  $\alpha(x, y)$  і  $\beta(x, y)$  та статистичні  $N(\alpha); N(\beta)$  залежності, що наведені на рис. 4.3.



**Рис. 4.3.** Поляризаційні мапи та гістограми розподілів поляризаційних параметрів мікроскопічного зображення гістологічного зрізу передсердя міокарда. Пояснення у тексті роботи.

Одержані результати вказують на виразну поляризаційну неоднорідність граничного об'єктного поля оптично-анізотропного шару міокарда:

1. діапазон зміни випадкових значень азимута поляризації складає  $0^{\circ} \leq \alpha \leq 180^{\circ}$ ;

2. діапазон зміни випадкових значень еліптичності поляризації складає  $0^{\circ} \leq \beta \leq 90^{\circ}$ .

При накладанні плоскополяризованої з азимутом  $\alpha = 0^{\circ}$  опорної хвилі на таке поляризаційно-неоднорідне поле відбуваються два основних механізми утворення поляризаційно-інтерференційного поля у площині зображення гістологічного зрізу міокарда:

1. Формування інтерференційного розподілу інтенсивності за наступним алгоритмом

$$I_i(x, y) = I_0 + \tilde{I}(x, y) \cos^2 \alpha (1 + \operatorname{tg}^2 \beta) + 2\sqrt{I_0 \tilde{I}(x, y) \cos^2 \alpha (1 + \operatorname{tg}^2 \beta)} \cos \delta(x, y) \quad (4.4)$$

Тут  $I_0$  - інтенсивність опорної хвилі;  $\tilde{I}(x, y)$  - інтенсивність об'єктного поля у точці з координатами  $(x, y)$  і станом поляризації  $\alpha, \beta$  і фазовим зсувом  $\delta(x, y)$ .

2. Формування розподілу поляризаційних еліпсів за наступним алгоритмом

$$\begin{aligned} \frac{X}{E_x} + \frac{Y}{E_y} - \frac{2XY}{E_x E_y} \cos \delta_{xy} &= \sin^2 \delta_{xy}; \\ E_x &= \sqrt{\tilde{I} \cos^2 \alpha (1 + \operatorname{tg}^2 \beta)}; \\ E_y &= \sqrt{\tilde{I} \sin^2 \alpha (1 + \operatorname{tg}^2 \beta)}. \end{aligned} \quad (4.5)$$

Отже, в площині зображення оптично-анізотропного біологічного шару формується інтерференційне поле із складним топографічним розподілом

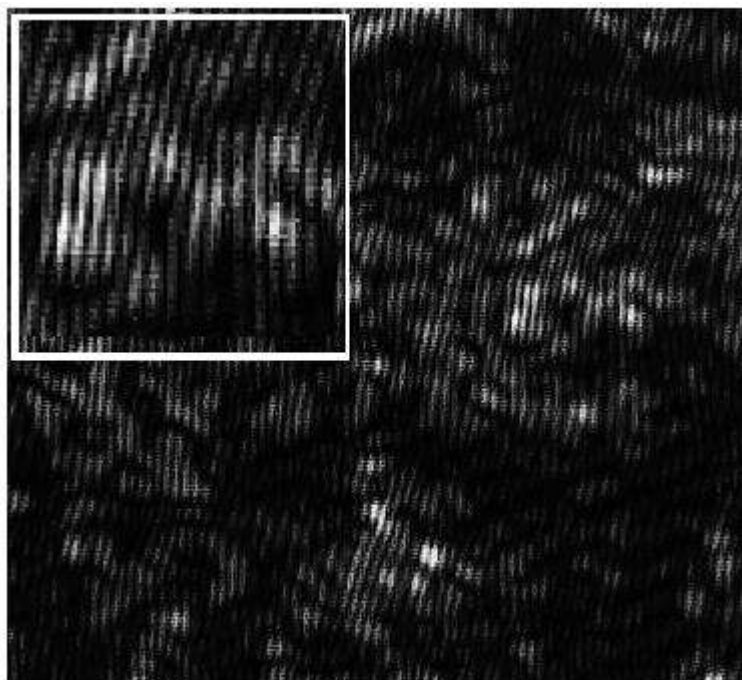
величини локального контрасту  $W = \frac{I_i^{\max}(x, y) - I_i^{\min}(x, y)}{I_i^{\max}(x, y) + I_i^{\min}(x, y)}$  (співвідношення

(4.10)), а також поляризаційними розподілами азимута  $\alpha(E_x, E_y, \delta_{xy})$  та еліптичності  $\beta(E_x, E_y, \delta_{xy})$  (співвідношення (4.5)).

На цьому етапі дисертаційного дослідження з метою візуалізації поляризаційно-неоднорідної структури інтерференційної картини (4.4), (4.5) ми розмістили перед світлочутливою площадкою цифрової камери лінійний поляризатор-аналізатор. Площина пропускання поляризаційного фільтра складала  $45^\circ$  відносно площин поляризації опорної та об'єктної хвиль.

#### 4.2.2. Поляризаційно-інтерференційні мапи міокарда зі структурованою двопронезаломлюючої мережею

На рис. 4.4. представлено мікроскопічне поляризаційно-інтерференційне зображення гістологічного зрізу передсердя міокарда зі структурованою двопронезаломлюючої мережею.



**Рис. 4.4.** Поляризаційно-інтерференційне зображення гістологічного зрізу передсердя міокарда зі структурованою двопронезаломлюючої мережею. Пояснення у тексті роботи.

З одержаних даних видно, що координатний розподіл інтенсивності інтерференційних смуг у площині зображення характеризується топографічною неоднорідністю і широким діапазоном зміни величини локального контрасту. Це можна пов'язати із наступними фізичними міркуваннями.

По-перше, величина локального контрасту  $W(x_1, x_2)$  визначається трьома факторами:

- співвідношенням інтенсивності об'єктного  $\tilde{I}(x, y)$  і опорного полів  $I_0$   
 $\tilde{I} = I_0 \Leftrightarrow W(x_1, x_2) \rightarrow \max;$
- фазовою узгодженістю між опорною (фазовий зсув  $\varphi$ ) та об'єктною (фазовий зсув  $\delta(x, y)$ ) хвилями -  
 $\tilde{I}_{\max} \Leftrightarrow \varphi - \delta = 2k\pi; k = 0; 1; 2; \dots$   
 $\tilde{I}_{\min} \Leftrightarrow \varphi - \delta = (2k + 1)\pi/2; k = 0; 1; 2; \dots$
- поляризаційною узгодженістю станів поляризації опорної ( $\Omega$ ) та об'єктної ( $\alpha, \beta$ ) хвилі -  
 $\alpha \rightarrow \Omega;$   
 $\beta \rightarrow 0.$

По-друге, за рахунок дисперсії напрямів укладання та геометричних розмірів двопротенезаломлюючих фібрил формуються координатно-неоднорідні розподіли напрямів оптичних осей та фазових зсувів між ортогональними лінійно поляризованими складовими амплітуди лазерної хвилі. При проходженні лазерного пучка крізь такий оптично-анізотропний шар відбувається складна топографічна модуляція його амплітуди (інтенсивності), фази ( $\delta$ ) і поляризації ( $\alpha, \beta$ ).

По-третє, накладання монополяризованої лазерної опорної хвилі з постійною амплітудою  $\Delta\delta(x_1, x_2)$  і фазою  $\varphi \equiv 0$  на поляризаційно- ( $\tilde{\alpha}, \tilde{\beta}$ ), амплітудно- ( $\tilde{E}$ ) та фазово- ( $\tilde{\delta}$ ) неоднорідне об'єктне когерентне поле відбувається багатопараметрична інтерференція. Результатом додавання амплітуд  $E_0$  і  $\tilde{E}$  у різних ділянках  $(x, y)$  площини зображення оптично-анізотропного шару є формування топографічно-складного



інтерференційного розподілу з ділянками максимального і мінімального локального контрасту.

Ми вже зазначали, що величина такого контрасту дуже чутлива до зміни амплітуди фазової модуляції  $\Delta\delta(x_1, x_2)$ . Тому, координатний розподіл значень локального контрасту  $W(x_1, x_2)$  стає інтегральним носієм інформації про оптичні прояви фазової анізотропії фібрилярних мереж біологічних шарів.

### **4.3. Поляризаційно-інтерференційні зображення структурованих біологічних тканин з розупорядкованою фібрилярною мережею**

#### **4.3.1. Поляризаційні мапи двопротенезаломлюючої мережі розупорядкованої за напрямками оптичних осей**

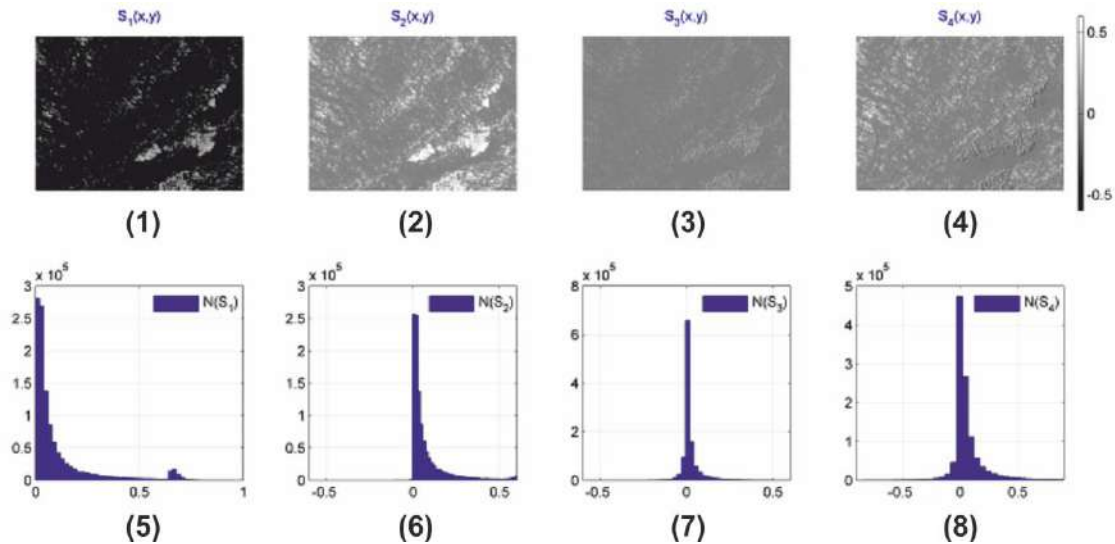
На рис. 4.5 наведено мікроскопічну фотографію фібрилярної мережі другого типу – розупорядковані за напрямками міозинові фібрили шлуночка міокарда.



**Рис. 4.5.** Поляризаційне зображення гістологічного зрізу шлуночка міокарда. Пояснення у тексті роботи

Як видно, морфологічна структура даного зразку є просторово розорієнтованою сукупністю міозинових фібрил, яка суттєво відрізняється від аналогічної просторово впорядкованої за напрямками укладання мережі передсердя міокарда, що наведена на рис. 4.1.

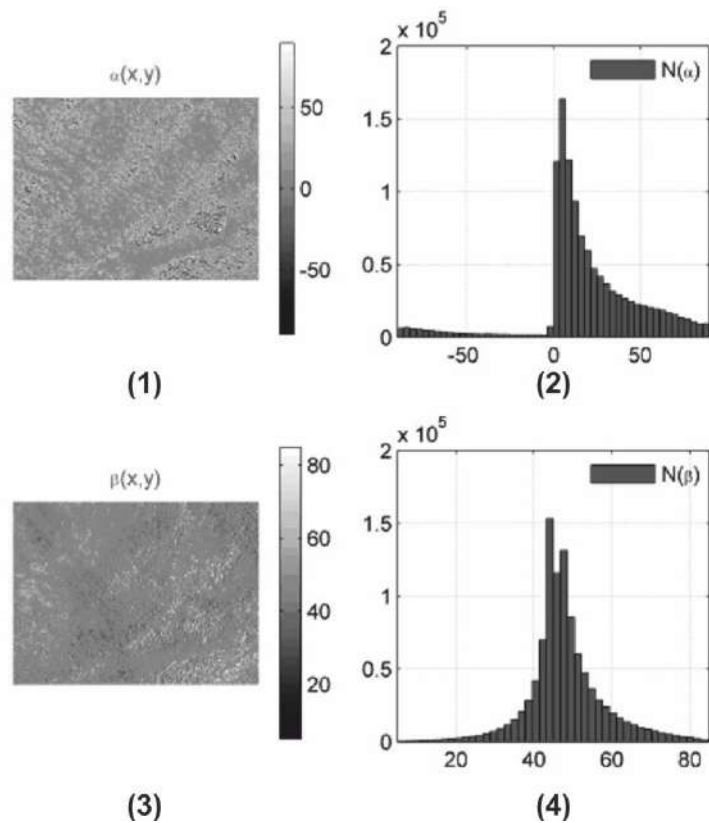
Результати дослідження поляризаційної структурності мікроскопічного зображення даного зразка оптично-анізотропного біологічного шару представлені у вигляді координатних розподілів величини параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(x, y)$  (рис. 4.6), а також поляризаційних мап азимута  $\alpha(x, y)$  і еліптичності  $\beta(x, y)$  (рис. 4.7).



**Рис. 4.6.** Двомірні мапи  $S_{i=1;2;3;4}(x, y)$  і гістограми  $N(S_i)$  розподілів значень 1-го – 4-го параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідного зображення гістологічного зрізу шлуночка міокарда. Пояснення у тексті роботи.

З одержаних даних видно, що сукупність двомірних розподілів параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(x, y)$ , як і у випадку просторово впорядкованої мережі (рис. 4.2) характеризує поляризаційну неоднорідність мікроскопічного зображення гістологічного зрізу розорієнтованої двопроренезаломлюючої мережі шлуночка міокарда.

Кількісно такі розподіли поляризаційних параметрів ілюструють двомірні  $\alpha(x, y)$  і  $\beta(x, y)$  та статистичні  $N(\alpha), N(\beta)$  залежності, що наведені на рис. 4.7.



**Рис. 4.7.** Поляризаційні мапи та гістограми розподілів поляризаційних параметрів мікроскопічного зображення гістологічного зрізу передсердя міокарда. Пояснення у тексті роботи.

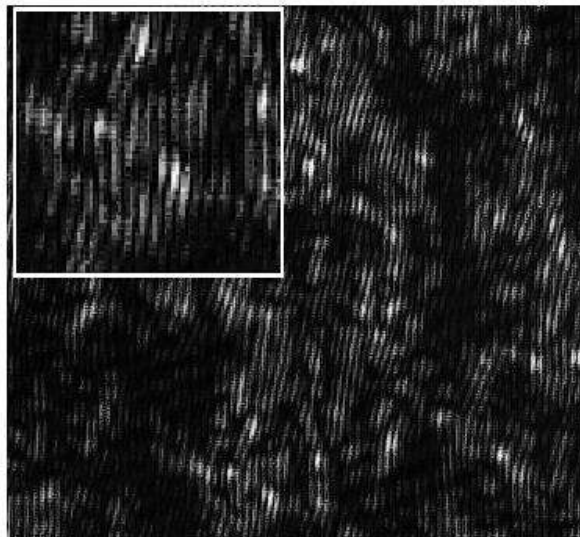
Одержані результати вказують на широкі діапазони зміни випадкових значень азимута ( $0^\circ \leq \alpha \leq 180^\circ$ ) і еліптичності ( $0^\circ \leq \beta \leq 90^\circ$ ) поляризації.

З порівняльного аналізу двомірних розподілів поляризаційних параметрів мікроскопічних зображень зразків міокарда обох типів впливає дещо вищий рівень поляризаційної однорідності мікроскопічного зображення гістологічного зрізу міокарда з просторово-впорядкованою двоприменезаломлюючої мережею (рис. 4.3). Об'єктивно це впливає з того, що основні екстремуми ( $N_{\max}(\alpha = \beta = 0)$  - кількість пікселів із незмінним станом поляризації) гістограм розподілів азимута та еліптичності поляризації у зображенні даного об'єкту (рис. 4.3, фрагменти (2),(4)) в 1,5 разів більші за аналогічні параметри гістограм, обчислених для зразка шлуночка міокарда (рис. 4.7, фрагменти (2),(4)).

Фізично це пов'язано із більшою дисперсією напрямів укладання міозинових фібрил шлуночка міокарда (рис. 4.5). При практично однаковій фазовій модуляції зразками обох типів рівень еліптичності визначається напрямом оптичної осі [75-81].

#### 4.3.2. Поляризаційно-інтерференційні мапи розупорядкованих мереж біологічних кристалів

Проаналізований у параграфі 4.3.1 сценарій формування поляризаційно-неоднорідного поля призводить до зростання рівня декореляції окремих його ділянок з плоскополяризованою опорною хвилею, - рис. 4.8.



**Рис. 4.8.** Поляризаційно-інтерференційне зображення гістологічного зрізу шлуночка міокарда з розупорядкованою за напрямками оптичних осей двоприменезаломлюючої мережею. Пояснення у тексті роботи.

Аналіз топографічної структури одержаного інтерференційного розподілу виявив:

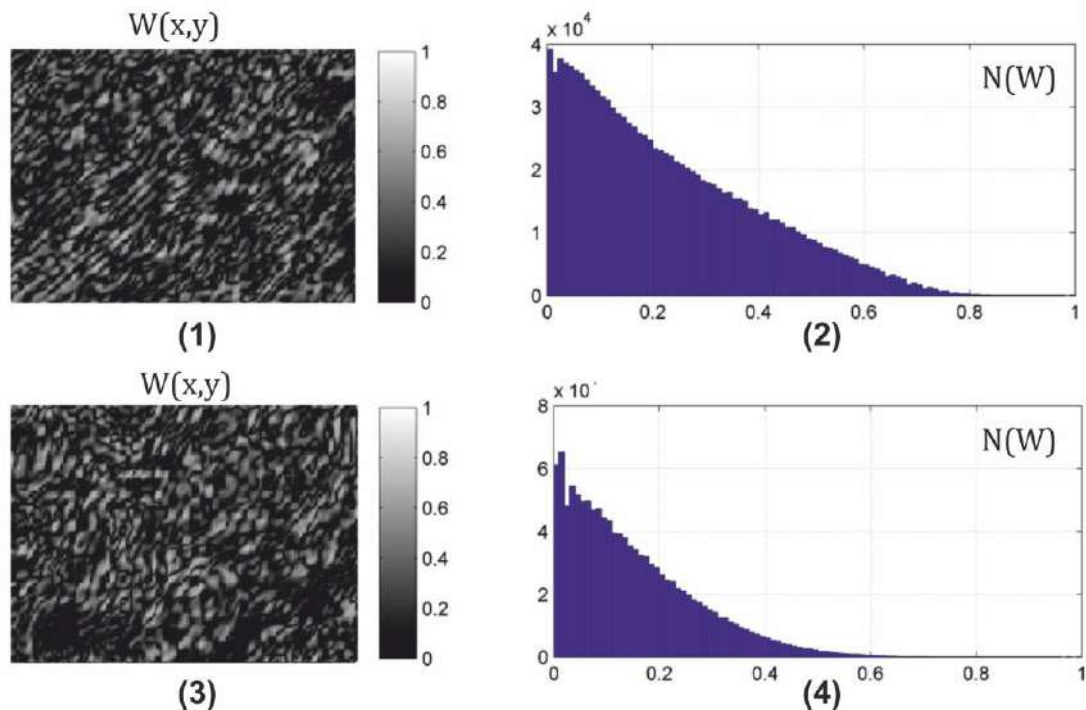
- наявність як і у випадку інтерференційного розподілу поля в площині зображення гістологічного зрізу передсердя міокарда (рис. 4.4) ділянок із різним рівнем локального контрасту;
- зменшення кількості ділянок з максимальним рівнем локального контрасту у порівнянні з топографічною картиною інтерференції, ка

наведена для зразка з просторово впорядкованою двопроренезаломлюючої мережею (рис. 4.4).

#### 4.4. Мапи локального контрасту поляризаційно-інтерференційних розподілів у площині зображення структурованих біологічних тканин

##### 4.4.1. Статистична структура мап локального контрасту

Відмінності поляризаційно-інтерференційних розподілів у площині зображень оптично-анізотропних біологічних тканин з різною орієнтаційною будовою ілюструють залежності, що наведені на рис. 4.9.



**Рис. 4.9.** Двомірні мапи (лівий стовпчик) і гістограми (правий стовпчик) розподілів значень локального контрасту інтерференційних розподілів у площині поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів міокарда з просторово впорядкованою (верхній рядок) і розупорядкованою (нижній рядок) фібрилярною мережею.

Порівняльний аналіз одержаних гістограм розподілів значень локального контрасту поляризаційно-інтерференційних картин оптично – анізотропних

шарів міокарда з різною морфологією двопротенезаломлюючих міозинових мереж виявив:

- різний діапазон зміни величини локального контрасту (рис. 4.9, фрагменти (1),(3)) - для впорядкованих мереж гістологічних зрізів міокарда  $0 \leq W \leq 0,8$  (рис. 4.9, фрагмент (2)), для розупорядкованих мереж -  $0 \leq W \leq 0,6$  (рис. 4.9, фрагмент (4));
- гістограми  $N(W)$  розподілів випадкових значень локального контрасту  $W$  для обох інтерференційних розподілів мають достатньо симетричну структуру з головним екстремумом -  $N_{\max}(W) \approx 0$  (рис. 4.9, фрагменти (2),(4));
- для гістограми  $N(W)$ , обчисленої для поляризаційно-інтерференційного розподілу у площині мікроскопічного зображення гістологічного зрізу міокарда з просторово-впорядкованою за напрямками оптичних осей двопротенезаломлюючої мережею, притаманна більша ймовірність значень високого локального контрасту та більша дисперсія розкиду таких значень – рис. 4.9, фрагменти (2) і (4), відповідно.

Ми вже зазначали, що для обох зразків міокарда (рис. 4.1, рис. 4.5) рівень фазової модуляції  $\tilde{\delta}(x, y)$  лазерного випромінювання двопротенезаломлюючими фібрилами з однаковою дисперсією геометричних розмірів є близьким. Тому, слід очікувати, що розподіли мапи локального контрасту (розділ 2, параграф 2.6.2, співвідношення (2.81)) інтерференційних розподілів об'єктного поля є достатньо подібними.

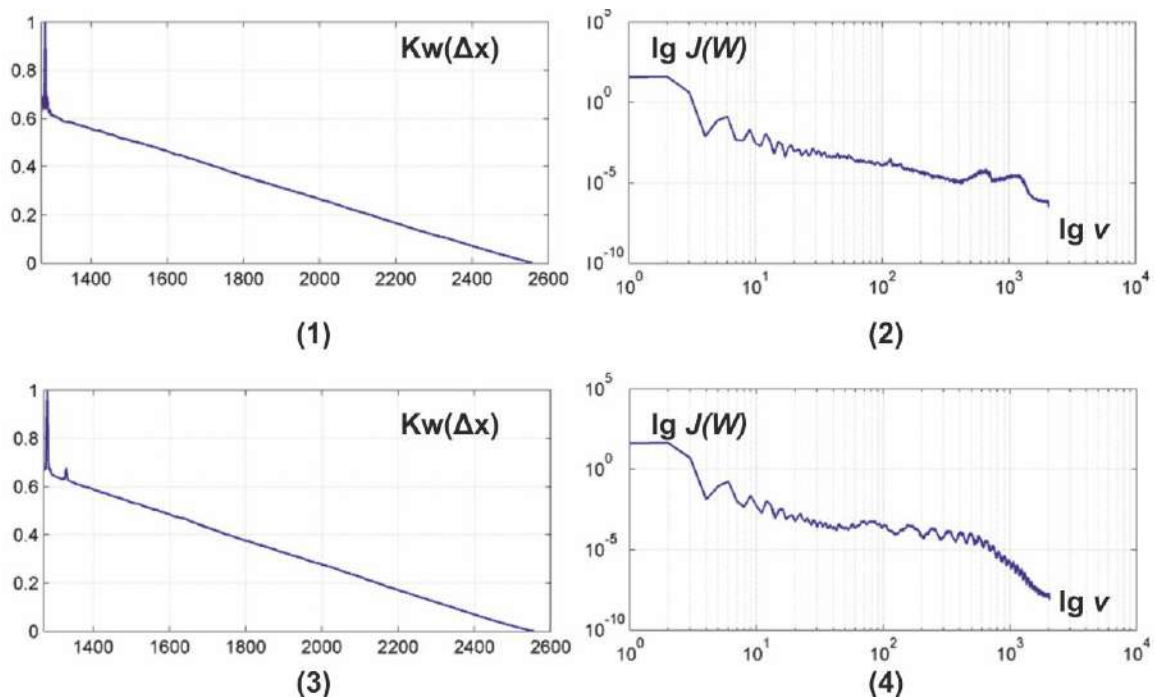
З фізичної точки зору відмінність одержаних результатів можна пов'язати з більшим рівнем поляризаційної неоднорідності інтерференційного розподілу (рис. 4.8) в площині зображення гістологічного зрізу міокарда з розупорядкованою двопротенезаломлюючою мережею міозинових фібрил (рис. 4.5 – рис. 4.7). За рахунок цього зростає декореляція між станом поляризації опорної хвилі ( $\Omega$ ) і локальними станами поляризації ( $\alpha, \beta$ ) у точках  $(x, y)$  мікроскопічного зображення (розділ 2, співвідношення

(2.81)). Виходячи з цього більш ймовірним є формування менших значень локального контрасту (розділ 2, співвідношення (2.81) ).

#### 4.4.2. Кореляційна і фрактальна структура мап локального контрасту поляризаційно-інтерференційних зображень шарів структурованих біологічних тканин

З метою одержання додаткової інформації про координатну і топографічну структуру поляризаційно-інтерференційних розподілів у площині зображень біологічних тканин зі структурованими двопронезаломлюючими мережами (рис. 4.1 і рис. 4.5) ми застосували кореляційний та фрактальний аналіз (розділ 2, параграф 2.8.2, 2.8.3 і [8,9, 169-173,215,217, 237,249]) двовірних мап локального контрасту (рис. 4.9).

На рис. 4.10 приведені залежності автокореляційних функцій  $K_w(\Delta x)$  (фрагменти (1),(3)) і логарифмічних залежностей  $\log J(W) - \log v$  спектрів потужності  $J(W)$  (фрагменти (2),(4)) розподілів локального контрасту  $W$  (рис. 4.9, фрагменти (1),(3)).



**Рис. 4.10.** Кореляційні та фрактальні параметри двовірних розподілів локального контрасту поляризаційно-інтерференційних картин у площині

мікроскопічних зображень гістологічних зрізів передсердя і шлуночка міокарда. Пояснення у тексті роботи.

Аналіз одержаних автокореляційних  $K_w(\Delta x)$  і логарифмічних залежностей  $\log J(W) - \log \nu$  виявив:

- автокореляційні функції  $K_w(\Delta x)$ , що обчислені для координатних розподілів локального контрасту  $W$ , умовно складаються з двох частин – “статистичної” (швидко спадаючої) і “стохастичної” (монотонно спадаючої);
- для більш координатно-неоднорідного (рис. 4.9, фрагмент (3)) розподілу  $W(x, y)$  поляризаційно-інтерференційного зображення гістологічного зрізу розупорядкованої двопронезаломлюючої фібрилярної мережі міокарда (рис. 4.5) статистична складова  $K_w(\Delta x)$  (рис. 4.10, фрагмент (3)) у порівнянні з аналогічною залежністю автокореляційної функції, що обчислена для  $W(x, y)$  зображення міокарда з просторово впорядкованою мережею (рис. 4.10, фрагмент (1));
- логарифмічні залежності  $\log J(W) - \log \nu$  для обох мап локального контрасту характеризуються одним нахилом апроксимуючої кривої (рис. 4.10, фрагменти (2),(4));
- дисперсія розкиду  $\log J(W) - \log \nu$  вища для розподілу  $W(x, y)$  у площині зображення гістологічного зрізу впорядкованої двопронезаломлюючої мережі міозинових фібрил передсердя міокарда (рис. 4.10, фрагмент (3)).

Виявлені закономірності з фізичної точки зору можна пояснити тим, що двомірні розподіли локального контрасту  $W(x, y)$  містять координатно-неоднорідно розподілені ділянки стаціонарних значень локального контрасту  $W(\Delta x, \Delta y) \approx const$ . Для різних типів орієнтаційної будови фібрилярних мереж зразків міокарду масштаб  $W(\Delta x, \Delta y)$  різний. Зокрема для розупорядкованої за напрямками оптичних осей міозинової сітки масштаб таких



“інтерференційних” кластерів  $W(x, y) \approx const$  менший за рахунок більшої поляризаційної неоднорідності відповідного об’єктного поля. Тому швидкість спадання відповідних автокореляційних функцій  $K_w(\Delta x)$  при незначних координатних зсувах, які відповідають масштабам  $W(x, y) \approx const$ , вища ніж для залежностей, що обчислені для мап локального контрасту інтерференційних розподілів мікроскопічного зображення міокарда з впорядкованою фібрилярною сіткою.

При подальшому збільшенні геометричного зсуву  $\Delta x$  координатно-віддалені кластери з однаковими значеннями величини локального контрасту “перенакладаються”. За рахунок цього швидкість наростання декореляції структур мап локального контрасту інтерференційних розподілів в площині мікроскопічних зображень гістологічних зрізів обох типів міокарда уповільнюється. Кількісно це ілюструють ділянки монотонного спадання автокореляційних функцій  $K_w(\Delta x)$ , - рис. 4.10, фрагменти (1),(3). Тому, найбільш чутливим до зміни просторової структури двопротенезаломлюючих мереж міокарда є гострота піку та півширина автокореляційних залежностей, які характеризуються кореляційними моментами 4-го і 2-го порядків (розділ 2, параграф 2.8.2).

Фрактальність розподілів величини локального контрасту  $W(x, y)$  можна пояснити тим, що геометрія будови окремих фібрил і сформованих ними фібрилярних мереж для фізіологічно нормальних біологічних тканин є масштабно-самоподібною [61-67].

Тому, поляризаційно-кореляційні прояви оптичних властивостей таких структур, які ми детектуємо у вигляді мап локального контрасту інтерференційних розподілів об’єктних полів, також фрактальні, що було підтверджено у низці лазерно-поляриметричних досліджень [171-176,250,282-286].

Порівняльний масштабно-самоподібний аналіз логарифмічних залежностей спектрів потужності розподілів величини локального контрасту

інтерференційних зображень обох типів зразків міокарда виявив зростання дисперсії розкиду  $\log J(W) - \log \nu$  для розподілу  $W(x, y)$  у площині зображення гістологічного зрізу впорядкованої двопроренезаломлюючої мережі міозинових фібрил передсердя міокарда.

Даний факт можна пояснити більшими геометричними масштабами такої оптично-анізотропної сітки. За рахунок цього, у спектрі потужності  $J(W)$  збільшується амплітуда низьких просторових частот  $\nu$ , які характеризують великі розміри структурних елементів  $W(\Delta x, \Delta y)$  відповідної мапи локального контрасту  $W(x, y)$ .

Кількісно такі відмінності найбільш виразно характеризує статистичний момент 2-го порядку – дисперсія ( $D^f$ , - розділ 2, параграф 2.8.3) розкиду  $\log J(W) - \log \nu$ .

#### **4.4.3. Об'єктивні статистичні, кореляційних і фрактальних параметрів мап локального контрасту шарів структурованих біологічних тканин**

Раніше ми зазначали, що обрані для дослідження об'єкти володіють дуже близькою фазовомодулюючою здатністю, але різною поляризаційною структурністю мікроскопічних зображень за рахунок відмінностей розподілів напрямів оптичних осей двопроренезаломлюючих фібрил у площині гістологічних зрізів. Даний факт призводить до трансформації розподілів величини локального контрасту інтерференційних розподілів об'єктного поля в площині мікроскопічних зображень шарів міокарда різної морфологічної будови.

В таблиці 4.1 приведені величини статистичних (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків  $Z_{i=1;2;3;4}$ ), кореляційних (кореляційні моменти 2-го і 4-го порядків  $K_{j=2;4}$ ) і фрактальних ( $D^f$ ) параметрів, які характеризують координатні розподіли величини локального контрасту  $W$  поляризаційно-

інтерференційних розподілів у площині мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда з різною морфологією двопронезаломлюючих мереж оптично-анізотропних двопронезаломлюючих міозинових фібрил.

**Таблиця 4.1**

Статистичні, кореляційні та фрактальні параметри мап локального контрасту

Параметри	Передсердя міокарда	Шлуночок міокарда
$Z_1$	0,32	0,21
$Z_2$	0,29	0,18
$Z_3$	0,21	0,29
$Z_4$	0,35	0,46
$Z_2^k$	0,07	0,05
$Z_4^k$	1,32	1,99
$D^f$	0,33	0,21

Аналіз одержаних даних виявив найбільш чутливі (виділено сірим) до зміни розподілів величини локального контрасту інтерференційних картин в площині мікроскопічних зображень орієнтаційної структури полікристалічних фібрилярних сіток міокарду параметри:

- статистичні моменти 1-го і 2-го порядків -  $Z_{i=1;2}$  (відмінності складають 1,5 – 1,6 рази);
- кореляційний момент 4-го порядку -  $Z_4^k$  (відмінності складають 1,5 рази);
- дисперсія -  $D^f$  (відмінності складають 1,6 рази).

#### **4.5. Поляризаційно-інтерференційні зображення паренхіматозних біологічних тканин**

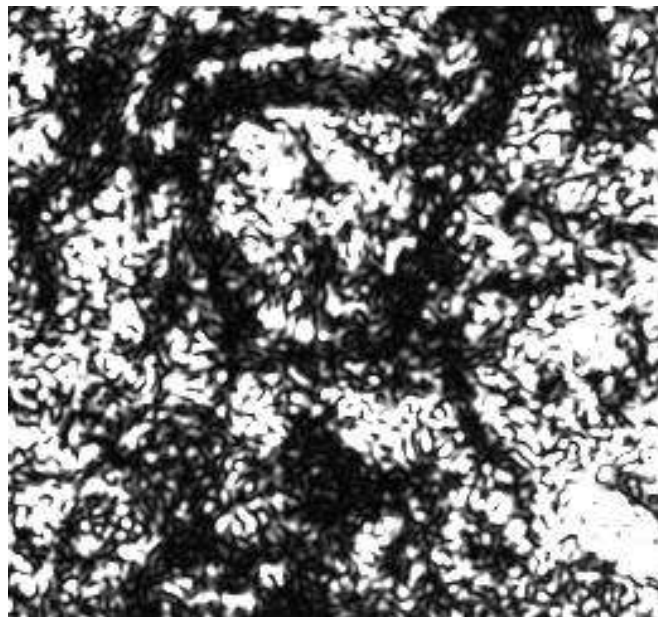
В цьому параграфі наведено результати досліджень поляризаційної та інтерференційної структури лазерних полів, перетворених оптично-анізотропним шаром полікристалічна структура якого має острівкову будову.

Розглянуто два типи тканин одного органу людини:

- гістологічний зріз біопсії стінки здорової матки;
- гістологічний зріз біопсії доброякісної пухлини (фіброміоми) матки.

##### **4.5.1. Поляризаційні мапи мікроскопічного зображення полікристалічного паренхіматозного шару - стінки здорової матки**

На рис. 4.11 наведено мікроскопічне зображення біологічного шару даного типу – гістологічного зрізу стінки здорової матки.

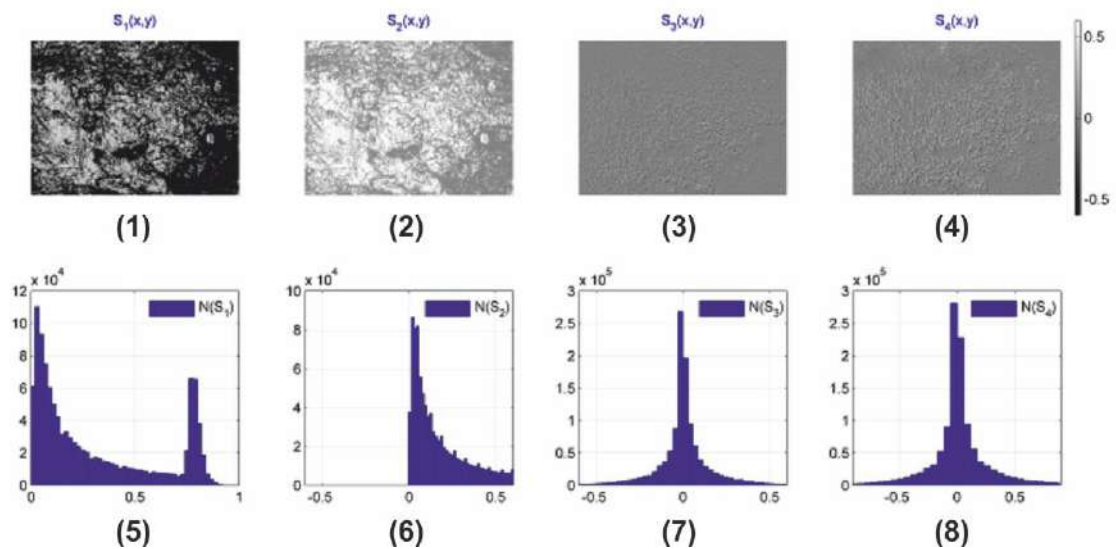


**Рис. 4.11.** Поляризаційне зображення гістологічного зрізу тканини стінки матки. Пояснення у тексті роботи.

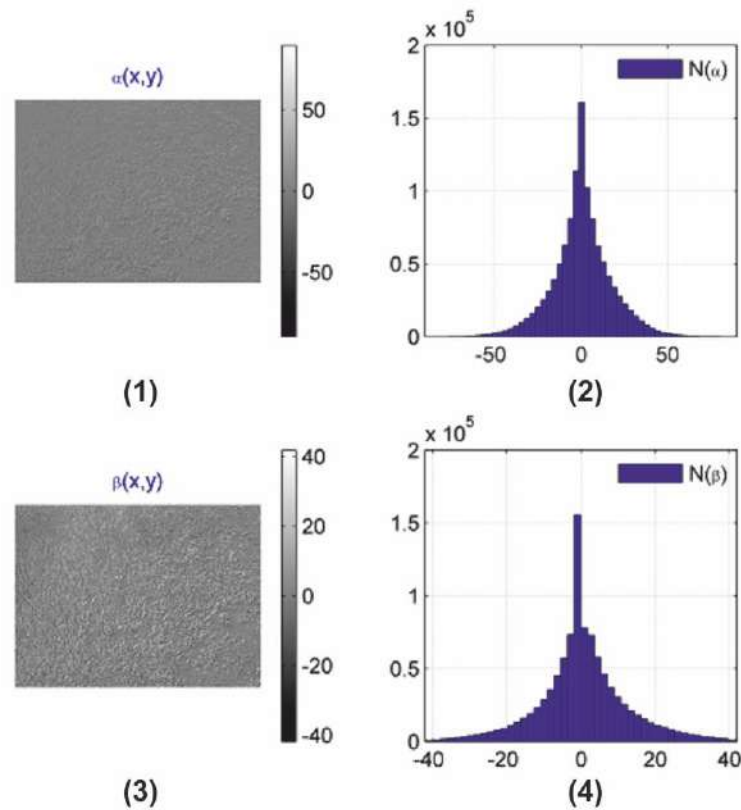
Результати дослідження поляризаційної структурності мікроскопічного зображення даного зразка паренхіматозного оптично-анізотропного біологічного шару представлені у вигляді координатних розподілів величини

параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(x, y)$  (рис. 4.12), а також поляризаційних мап азимута  $\alpha(x, y)$  і еліптичності  $\beta(x, y)$  (рис. 4.13).

З одержаних даних видно, що сукупність двомірних розподілів параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(x, y)$ , як і у випадку структурованих двопроренезаломлюючих мереж, (рис. 4.2, рис. 4.6) свідчить про поляризаційну неоднорідність мікроскопічного зображення гістологічного зрізу паренхіматозної тканини.



**Рис. 4.12.** Двомірні мапи  $S_{i=1;2;3;4}(x, y)$  і гистограми  $N(S_i)$  розподілів значень 1-го – 4-го параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідного зображення гістологічного зрізу стінки матки. Пояснення у тексті роботи.



**Рис. 4.13.** Поляризаційні мапи та гістограми розподілів поляризаційних параметрів мікроскопічного зображення гістологічного зрізу стінки матки. Пояснення у тексті роботи.

Одержані результати вказують на звуження діапазонів зміни випадкових значень азимута ( $0^{\circ} \leq \alpha \leq 100^{\circ}$ ) і еліптичності ( $0^{\circ} \leq \beta \leq 70^{\circ}$ ) поляризації у порівнянні з розподілами поляризаційних параметрів мікроскопічних зображень зразків міокарда обох типів (рис. 4.3 і рис. 4.7).

Фізично це пов'язано із впливом двох факторів. Перше, - зменшення двопронезаломлення за рахунок відсутності оптично-анізотропних полікристалічних структур з далеким порядком – ниткоподібні протеїнові фібрили, волокна та пучки. Наявна острівкова структура паренхіми з оптичної точки зору зберігає лише близький порядок – клубочки поліпептидних ланцюгів і мікрофібрил [79-85]. Тому рівень двопронезаломлення малий і відповідно зменшується фазова модуляція лазерного випромінювання, що пройшло крізь такий полікристалічний шар.

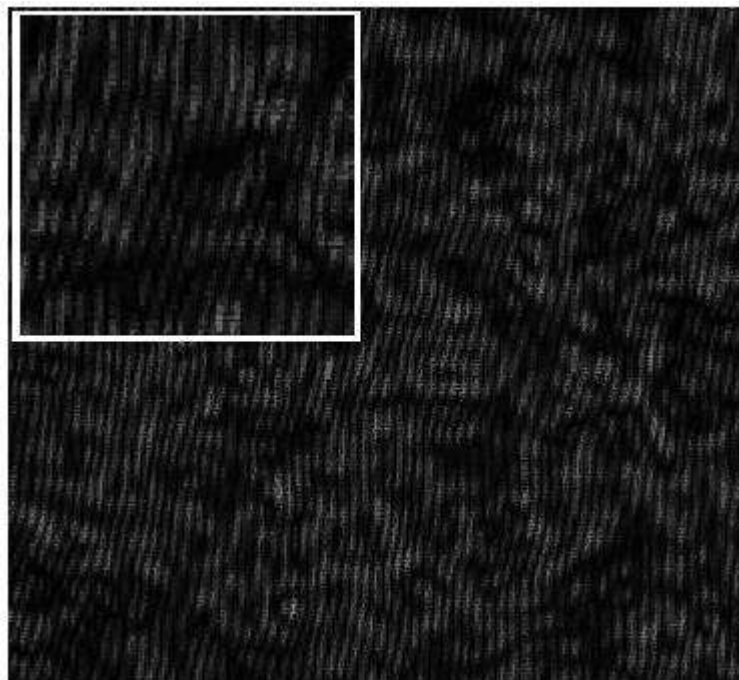
Друге, - більшою дисперсією напрямів укладання протеїнових мікрофібрил стінки матки (рис. 4.11). Внаслідок цього, слід очікувати зменшення рівня контрасту інтерференційної картини в площині мікроскопічного зображення та, навпаки, зростання топографічної однорідності розподілу параметра локального контрасту.

#### **4.5.2. Поляризаційно-інтерференційні мапи полікристалічного паренхіматозного шару – стінка здорової матки**

На рис. 4.14 приведений приклад поляризаційно-інтерференційного розподілу лазерного поля в площині зображення гістологічного зрізу паренхіматозного полікристалічного шару фізіологічно нормальної біологічної тканини стінки матки.

Аналіз топографічної структури одержаного інтерференційного розподілу виявив:

- зменшення рівня контрасту у порівнянні з інтерференційними розподілами поля в площині зображень гістологічних зрізів передсердя (рис. 4.4) і шлуночка (рис. 4.8) міокарда;



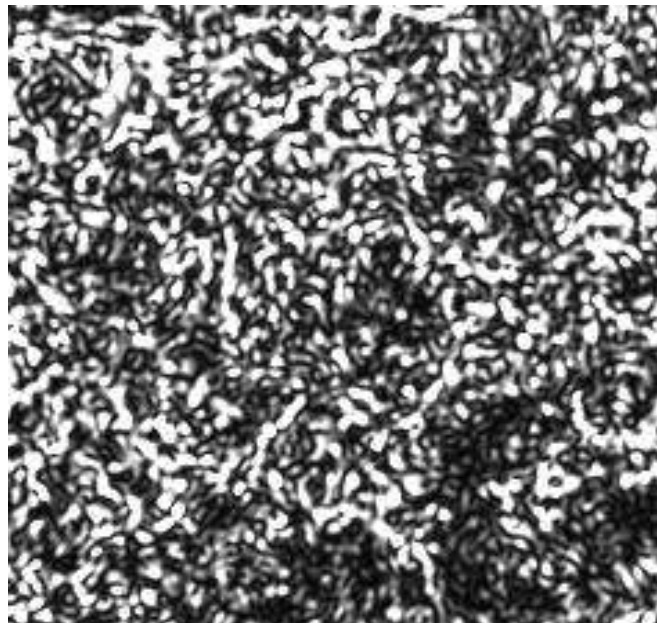
**Рис. 4.14.** Поляризаційно-інтерференційне зображення гістологічного зрізу біопсії стінки здорової матки. Пояснення у тексті роботи.

- зростання топографічної однорідності мапи локального контрасту у порівнянні з топографічними картинами інтерференції у площині зображень зразків міокарда з просторово впорядкованою (рис. 4.4) та розупорядкованою (рис. 4.8) двопротенезаломлюючими мережами.

#### **4.5.3. Поляризаційні мапи мікроскопічного зображення полікристалічного паренхіматозного шару - фіброміоми матки**

На рис. 4.15 наведено мікроскопічне зображення біологічного шару другого типу – гістологічного зрізу доброякісної пухлини (фіброміоми) матки.

Співставлення поляризаційних зображень гістологічних зрізів стінки здорової матки (рис. 4.11) і фіброміоми (рис. 4.15) виявляє більш дрібнодисперсну полікристалічну структури тканини доброякісної пухлини. Даний факт відповідає процесам патологічної деструкції морфологічної будови паренхіми стінки матки [6,7,250,285-288,295,298].

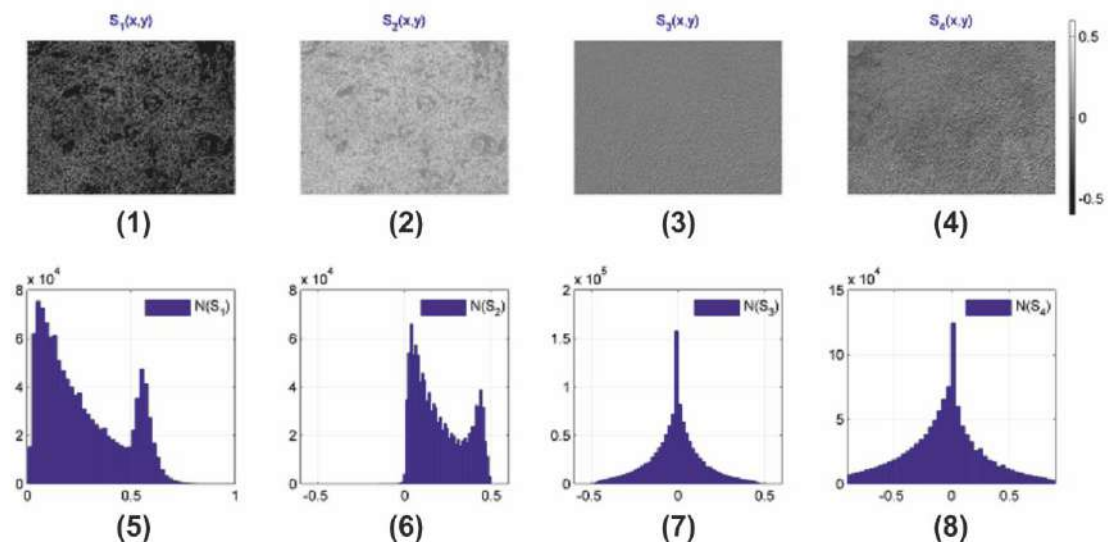


**Рис. 4.15.** Поляризаційне зображення гістологічного зрізу стінки матки.

Результати дослідження поляризаційної структурності мікроскопічного зображення шару фіброміоми представлені у вигляді координатних

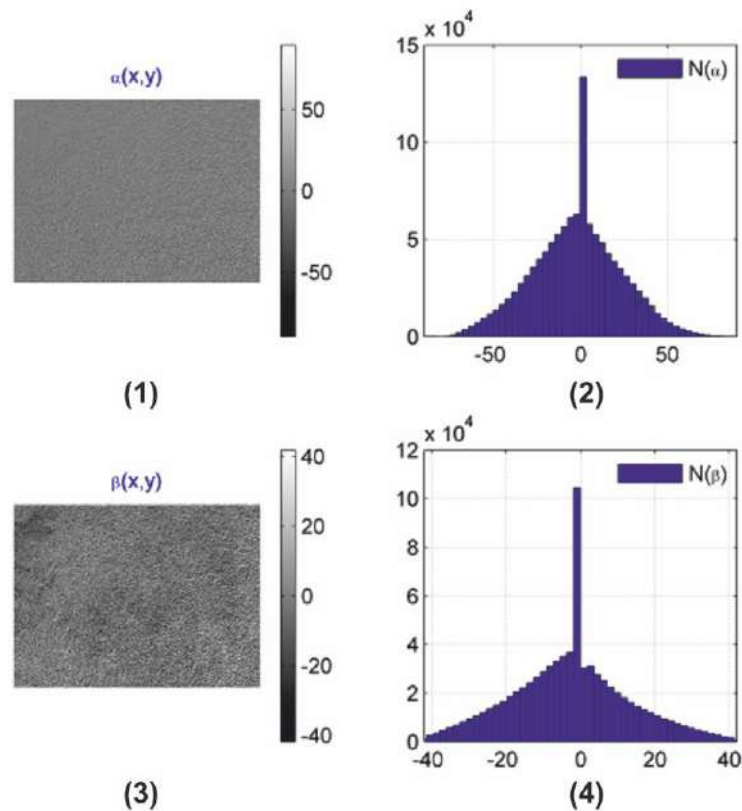


розподілів величини параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(x, y)$  (рис. 4.16), а також поляризаційних мап азимута  $\alpha(x, y)$  і еліптичності  $\beta(x, y)$  (рис. 4.17).



**Рис. 4.16.** Двомірні мапи  $S_{i=1;2;3;4}(x, y)$  і гістограми  $N(S_i)$  розподілів значень 1-го – 4-го параметрів вектора Стокса поляризаційно-неоднорідного зображення гістологічного зрізу фіброміоми матки. Пояснення у тексті роботи.

Аналіз наведених на рис. 4.16 двомірних розподілів параметрів вектора Стокса  $S_{i=1;2;3;4}(x, y)$  виявив поляризаційну неоднорідність мікроскопічного зображення гістологічного зрізу доброякісної пухлини. Проте, має місце подальше зменшення поляризаційної неоднорідності даного зображення – головні екстремуми ( $\alpha = 0^0; \beta = 0^0$ ) гістограм розподілів поляризаційних параметрів набагато більші ніж попередньо одержані гістограми розподілу величини азимута і еліптичності поляризації (рис. 4.1, рис. 4.5 і рис. 4.13).



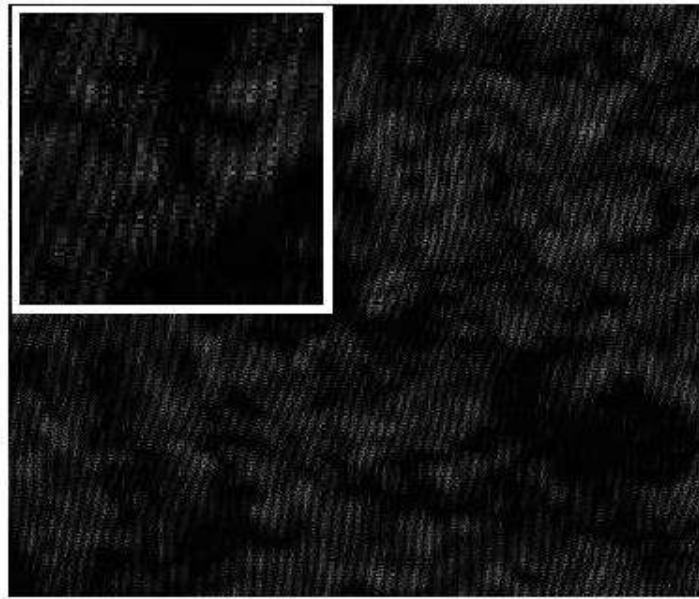
**Рис. 4.17.** Поляризаційні мапи та гістограми розподілів поляризаційних параметрів мікроскопічного зображення гістологічного зрізу фіброміоми матки. Пояснення у тексті роботи.

Фізично це можна пояснити зменшенням двопронезаломлення за рахунок деструкції полікристалічної структури стінки матки.

Наявна острівкова оптично анізотропна структура тканини даного типу більш дрібномасштабна у порівнянні із здоровою тканиною стінки матки (рис. 4.11 і рис. 4.15). Тому слід очікувати подальші зменшення рівня контрасту інтерференційної картини при зростанні її топографічної однорідності.

#### **4.5.4. Поляризаційно-інтерференційні мапи полікристалічного паренхіматозного шару – стінка здорової матки.**

На рис. 4.18 приведений поляризаційно-інтерференційний розподіл лазерного поля в площині зображення гістологічного зрізу паренхіматозного полікристалічного шару фіброміоми стінки матки.



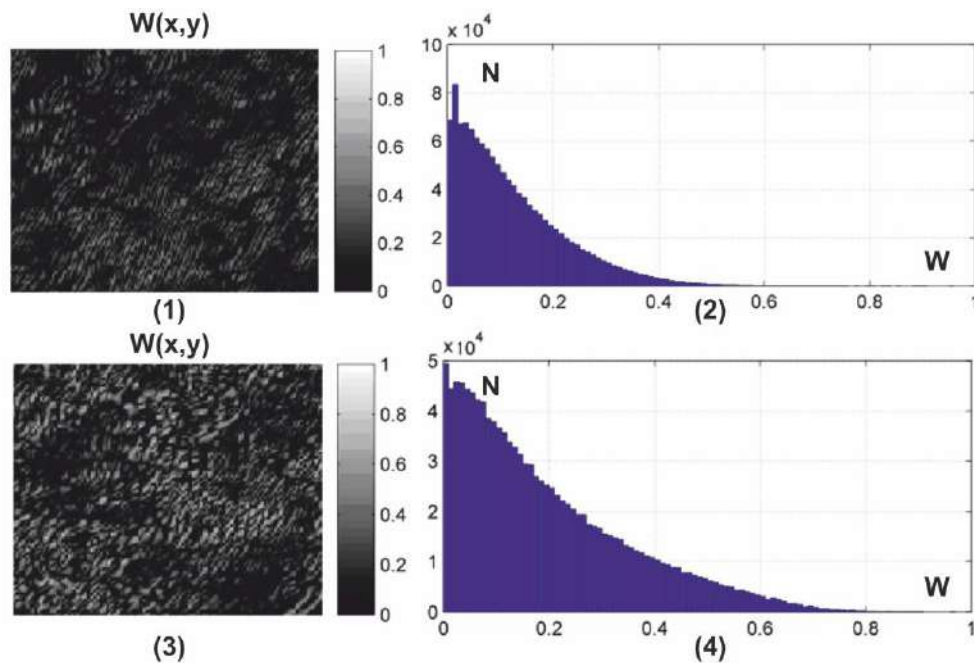
**Рис. 4.18.** Поляризаційно-інтерференційне зображення гістологічного зрізу біопсії стінки здорової матки. Пояснення у тексті роботи.

Аналіз топографічної структури одержаного інтерференційного розподілу підтвердив зменшення рівня контрасту зростання топографічної однорідності мапи локального контрасту у порівнянні з інтерференційними розподілами поля в площині зображень гістологічних зрізів передсердя (рис. 4.4) і шлуночка (рис. 4.8) міокарда, а також біопсії стінки здорової матки (рис. 4.14).

#### **4.6. Мапи локального контрасту поляризаційно-інтерференційних розподілів у площині зображення шарів паренхіматозних оптично-анізотропних біологічних тканин**

##### **4.6.1. Статистична структура мап локального контрасту**

Відмінності двох поляризаційно-інтерференційних розподілів у площині зображень паренхіматозних оптично-анізотропних біологічних тканин ілюструють залежності, що наведені на рис. 4.19.



**Рис. 4.19.** Двомірні мапи (лівий стовпчик) і гістограми (правий стовпчик) розподілів значень локального контрасту інтерференційних розподілів у площині поляризаційно-неоднорідних зображень гістологічних зрізів стінки здорової матки (верхній рядок) і фіброміоми (нижній рядок).

Порівняльний аналіз одержаних гістограм розподілів значень локального контрасту поляризаційно-інтерференційних картин оптично – анізотропних паренхіматозних шарів стінки здорової матки і фіброміоми, як і у випадку структурованих тканин міокарда (рис. 4.9) виявив значні діапазони зміни величини локального контрасту  $0 \leq W \leq 0,5$  і  $0 \leq W \leq 0,7$  (рис. 4.19, фрагменти (2),(4)).

Гістограми  $N(W)$  розподілів випадкових значень локального контрасту  $W$  мають більш асиметричну структуру (рис. 4.19, фрагменти (1),(3)) у порівнянні з аналогічними залежностями мап локального контрасту інтерференційних розподілів в площині зображень гістологічних зрізів міокарда (рис. 4.9, фрагменти (1),(3)).

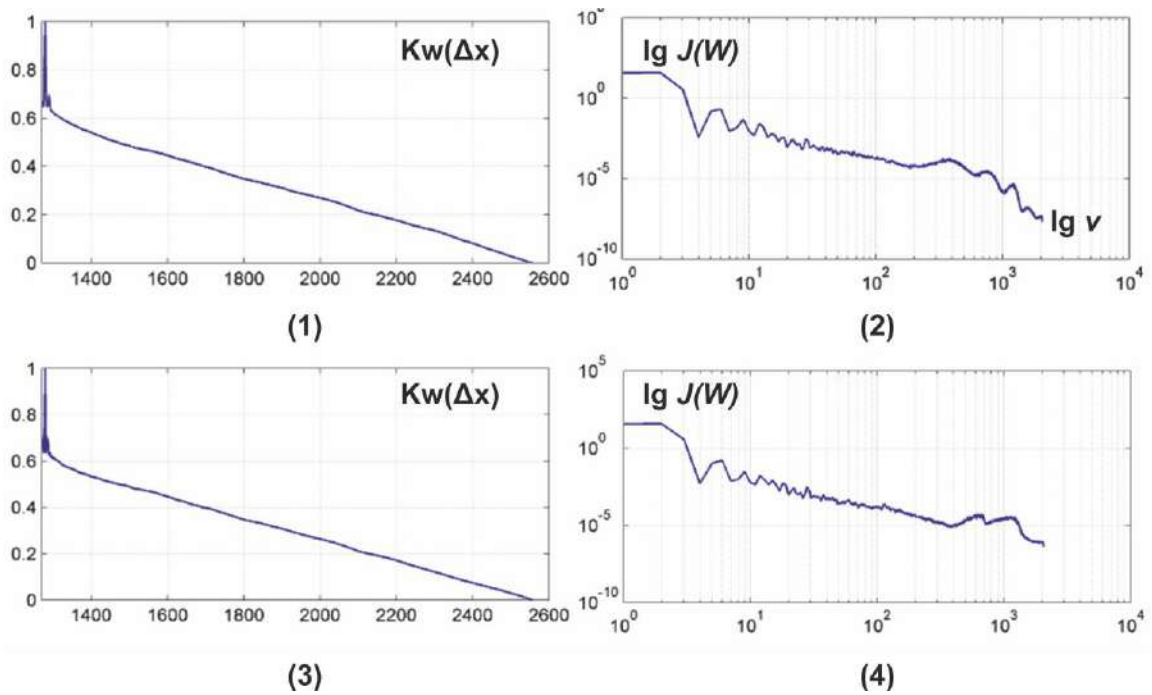
Для гістограми  $N(W)$  поляризаційно-інтерференційного розподілу у площині мікроскопічного зображення стінки здорової матки притаманна

менша ймовірність значень високого локального контрасту – головний екстремум змінюються за сценарієм -  $N_{\max}(W) \approx 0 \uparrow$ .

З фізичної точки зору відмінність одержаних результатів можна пов'язати з більшим рівнем поляризаційної однорідності інтерференційного розподілу (рис. 4.18) в площині зображення гістологічного зрізу фіброміоми (рис. 4.15 – рис. 4.17). За рахунок цього зростає кореляція між станом поляризації опорної хвилі ( $\Omega$ ) і превалюючими локальними станами поляризації ( $\alpha, \beta \rightarrow \Omega$ ) у точках  $(x, y)$  відповідного мікроскопічного зображення. Тому більш ймовірним стає сценарій формування більших значень локального контрасту (розділ 2, параграф 2.6.2, співвідношення (2.77)).

#### **4.6.2. Кореляційна і фрактальна структура мап локального контрасту поляризаційно-інтерференційних зображень шарів паренхіматозних біологічних тканин**

На рис. 4.20 приведені залежності автокореляційних функцій  $K_w(\Delta x)$  (фрагменти (1),(2)) і логарифмічних залежностей  $\log J(W) - \log \nu$  спектрів потужності  $J(W)$  (фрагменти (3),(4)) розподілів локального контрасту  $W$  (рис. 4.19, фрагменти (1),(3)) інтерференційних картин об'єктних полів гістологічних зрізів біопсії тканин стінки матки різного фізіологічного стану.



**Рис. 4.20.** Кореляційні та фрактальні параметри двомірних розподілів локального контрасту поляризаційно-інтерференційних картин у площині мікроскопічних зображень гістологічних зрізів стінки матки і фіброміоми. Пояснення у тексті роботи.

Аналіз одержаних даних виявив, що обчислені для координатних розподілів локального контрасту  $W$  автокореляційні функції  $K_w(\Delta x)$ , як і у випадку поляризаційно-інтерференційних розподілів зображень фібрилярних мереж міокарда (рис. 4.19, фрагменти (1),(3)), монотонно спадають. Причому швидкість спадання більша ніж у випадку аналогічних залежностей, які характеризують координатну однорідність мап  $W(x, y)$  гістологічних зрізів міокарда (рис. 4.9, фрагменти (1),(3)).

Для більш координатно-неоднорідного (рис. 4.19, фрагмент (3)) розподілу  $W(x, y)$  поляризаційно-інтерференційного зображення стінки здорової матки залежність  $K_w(\Delta x)$  спадає більш швидко (рис. 4.20, фрагмент (3)) у порівнянні з аналогічною залежністю автокореляційної функції, що обчислена для  $W(x, y)$  зображення фіброміоми (рис. 4.20, фрагмент (1)).

Дисперсія розкиду логарифмічних залежностей  $\log J(W) - \log \nu$  обох мап локального контрасту вища для розподілу  $W(x, y)$  у площині зображення гістологічного зрізу стінки матки (рис. 4.20, фрагмент (3)).

Виявлені закономірності з фізичної точки зору можна пояснити тим, що двомірні розподіли локального контрасту  $W(x, y)$  поляризаційно-інтерференційних зображень полікристалічних шарів паренхіматозних тканин містять більш дрібні (у порівнянні із поляризаційно-інтерференційними мапами зображень структурованих шарів міокарда) за масштабами ділянки стаціонарних значень локального контрасту  $W(\Delta x, \Delta y) \approx const$ . Тому і півширина автокореляційних функцій  $K_w(\Delta x)$  менша ( $Z_2^k \downarrow$ ), а відповідна гострота піку ( $Z_4^k \uparrow$ ) більша.

Фрактальність розподілів величини локального контрасту  $W(x, y)$  можна пояснити тим, що геометрія будови оптично-анізотропних мереж фізіологічно нормальних біологічних тканин є масштабно-самоподібною [61-67]. Тому, поляризаційно-кореляційні прояви оптичних властивостей таких двопроренезаломлюючих структур також фрактальні, що було підтверджено у низці лазерно-поляриметричних досліджень [171-176, 250, 282-286]. Онкологічні зміни призводять до руйнації оптично-анізотропних комплексів з наступним формуванням дрібномасштабних структур, що і виявляється у зростанні модуляції ( $D^f \uparrow$ ) відповідних залежностей  $\log J(W) - \log \nu$  на високих просторових частотах  $\nu$ .

#### **4.6.3. Об'єктивні статистичні, кореляційних і фрактальних параметрів мап локального контрасту шарів паренхіматозних біологічних тканин**

В таблиці 4.2 приведені усереднені у межах двох груп зразків гістологічних зрізів (по 27 зразків) величини статистичних (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків  $Z_{i=1;2;3;4}$ ), кореляційних (кореляційні моменти 2-

го і 4-го порядків  $K_{j=2;4}$ ) і фрактальних ( $D^f$ ) параметрів, які характеризують координатні розподіли величини локального контрасту  $W$  поляризаційно-інтерференційних розподілів у площині мікроскопічних зображень гістологічних зрізів стінки матки різного фізіологічного стану.

**Таблиця 4.2**

Статистичні, кореляційні та фрактальні параметри мап локального контрасту мікроскопічних зображень гістологічних зрізів стінки матки

Параметри	Норма ( $n = 27$ )	Фіброміома ( $n = 27$ )
$Z_1$	$0,18 \pm 0,011$	$0,29 \pm 0,017$
$Z_2$	$0,14 \pm 0,008$	$0,22 \pm 0,013$
$Z_3$	$0,49 \pm 0,029$	$0,39 \pm 0,021$
$Z_4$	$0,64 \pm 0,043$	$0,48 \pm 0,032$
$Z_2^k$	$0,04 \pm 0,003$	$0,06 \pm 0,004$
$Z_4^k$	$2,19 \pm 0,13$	$1,48 \pm 0,09$
$D^f$	$0,21 \pm 0,014$	$0,24 \pm 0,015$

Аналіз одержаних даних виявив чутливість наступних об'єктивних параметрів до диференціації зразків здорової тканини і доброякісної пухлини:

- статистичні моменти 1-го, і 2-го порядків  $Z_{i=1;2}$  - відмінності лежать у межах 1,45 – 1,54 разів;

- кореляційний момент 4-го порядку  $Z_4^k$  - відмінність значень складає 1,48 разів.

Нами проведено дослідження порівняльної ефективності методів лазерної поляриметрії (картографування розподілів значень азимута та еліптичності поляризації) та поляризаційно-інтерференційного картографування мікроскопічних зображень гістологічних зрізів здорової тканини стінки матки та її фіброміоми.



В якості головного діагностичного параметру слугувала збалансована точність методу  $A_c, \%$  (розділ 2, параграф 2.8.5, співвідношення (2.97) – (2.99)).

**Таблиця 4.3**

Точність методів поляризаційно-інтерференційного картографування та лазерної поляриметрії тканини стінки матки у диференціальній діагностиці доброякісних пухлин

Параметри	$A_c(W), \%$	$A_c(\alpha), \%$	$A_c(\beta), \%$
$Z_1$	86	72	76
$Z_2$	77	70	74
$Z_3$	88	84	87
$Z_4$	90	84	86
$Z_2^k$	72	71	68
$Z_4^k$	90	88	86
$D^f$	82	78	74

Отже, проведений цикл досліджень поляризаційно-інтерференційної структури мікроскопічних зображень полікристалічних біологічних шарів з різною орієнтаційно-фазовою будовою двоприменезаломлюючої компоненти виявив співрозмірну збалансовану точність розглянутих методів на хорошому рівні ( $80\% \leq A_c(W) \leq 90\%$ ) у диференціації змін оптичної анізотропії, що обумовлені патологічними змінами структури біологічних тканин.

Разом з тим, клінічне застосування таких методик потребує травматичної операції біопсії, що суттєво обмежує їх застосування на ранніх етапах діагностики морфологічних і фізіологічних змін різноманітних органів людини.

Тому наступним кроком нашого дисертаційного дослідження стало вивчення можливостей розширення функціональних можливостей даного

методу шляхом визначення можливостей методу поляризаційно-інтерференційного картографування більш доступних для клінічної практики полікристалічних плівок біологічних рідин у диференціальній діагностиці патологічних станів органів людини.

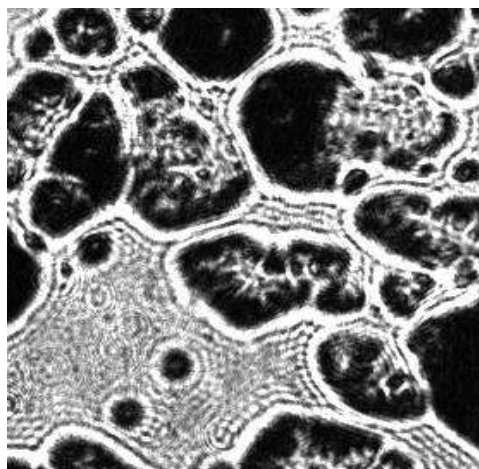
#### **4.7. Поляризаційно-інтерференційні зображення полікристалічних плівок біологічних рідин**

У даному параграфі приведено результати дослідження взаємозв'язків між сукупністю статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують мапи локального контрасту поляризаційно-інтерференційних розподілів, та слабкими змінами фазової анізотропії, які реалізуються у полікристалічних плівках біологічних рідин органів людини з різною патологією.

На першому етапі розглядалися поляризаційні та інтерференційні прояви полікристалічної структури плівки плазми крові донора.

##### **4.7.1. Поляризаційно-інтерференційна структура мікроскопічного зображення плазми крові**

Полікристалічну структуру плівки плазми крові донора ілюструє мікроскопічне зображення, що наведене на рис. 4.21.



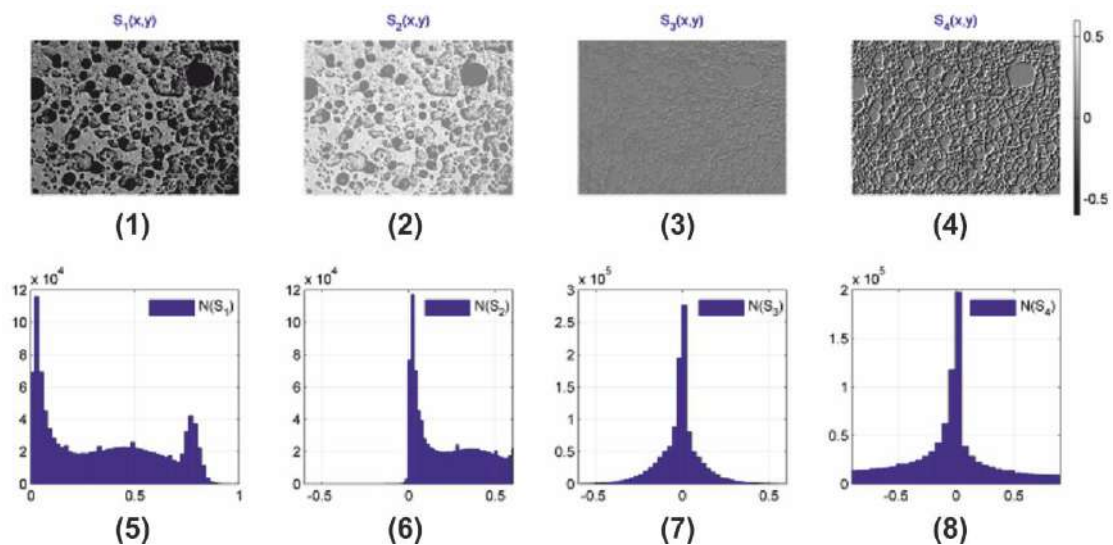
**Рис. 4.21.** Поляризаційне зображення полікристалічної плівки плазми крові здорового донора.

Полікристалічна мережа плівки плазми крові складається переважно з голчастих кристалів альбуміну (лінійне двопронезаломлення), сферолітичних кристалів глобуліну (циркулярне двопронезаломлення), а також ниткоподібного фібрину (лінійне двопронезаломлення).

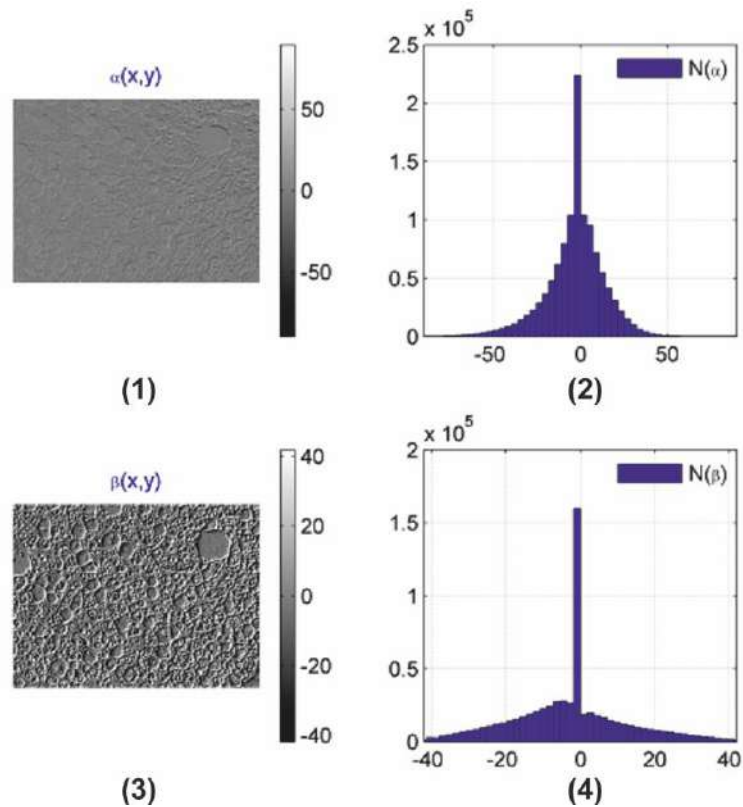
Оптичні прояви такого полікристалічного шару детально вивчалися у багаточисельних наукових працях [6-10,250,282-290]. Наявність лінійно двопронезаломлюючих структур забезпечує формування еліптично поляризованих хвиль, а циркулярно двопронезаломлююча кристали обертають площину поляризації лазерного випромінювання.

Таким чином, формується поляризаційно-неоднорідне зображення плівки плазми крові.

На рис. 4.22 і рис. 4.23 приведені розподіли параметрів вектора Стокса та поляризаційні мапи такого зображення.



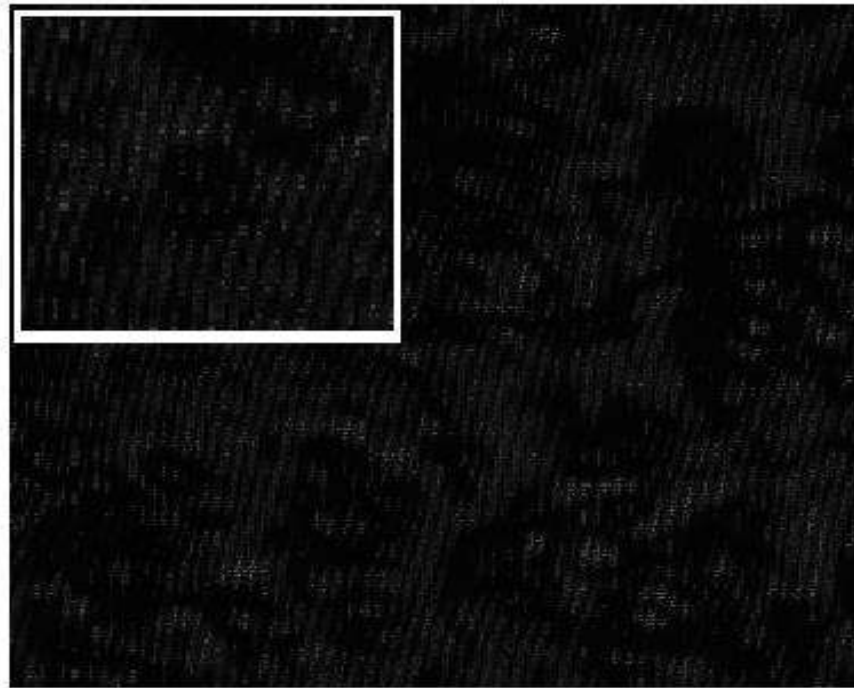
**Рис. 4.22.** Мапи і гістограми розподілу значень параметрів вектора Стокса полікристалічної плівки плазми крові. Пояснення у тексті роботи.



**Рис. 4.23.** Поляризаційні мапи та гістограми розподілів значень азимута та еліптичності мікроскопічного зображення полікристалічної плівки плазми крові. Пояснення у тексті роботи.

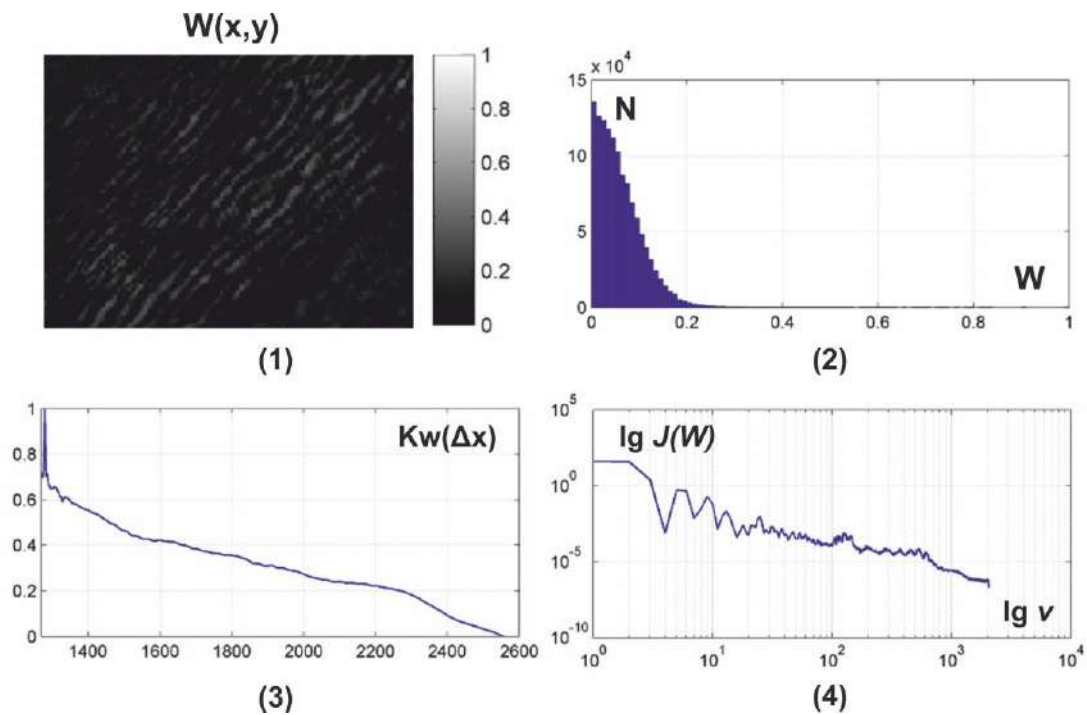
Одержані результати з одного боку свідчать про наявність поляризаційної структурності мікроскопічного зображення полікристалічного шару плазми крові. З іншого боку, переважна більшість точок одержаного зображення “монополяризована” з азимутом і еліптичністю, які співпадають зі станом поляризації опромінюючої зразок лазерної хвилі. Фізично такий факт можна пов’язати з оптично-тонкою геометричною товщиною зразка та незначною концентрацією оптично-анізотропних сполук у плівці плазми крові. За рахунок цього фазова модуляція лазерного випромінювання таким полікристалічним шаром також незначна.

При накладанні опорної хвилі на таке мікроскопічне зображення формується достатньо поляризаційно-однорідний інтерференційний розподіл з невисоким загальним рівнем локального контрасту, - рис. 4.24.



**Рис. 4.24.** Поляризаційно-інтерференційний розподіл у площині зображення полікристалічної плівки плазми крові. Пояснення у тексті роботи.

Кількісно статистичні, кореляційні і фрактальні параметри такого поляризаційно-інтерференційного розподілу поля комплексних амплітуд в площині мікроскопічного зображення полікристалічної плівки плазми крові характеризують мапа (фрагмент (1)), гістограма (фрагмент (2)), автокореляційна функція (фрагмент (3)) і логарифмічна залежність спектру потужності розподілу величини локального контрасту, що наведені на рис. 4.25.



**Рис. 4.25.** мапа (фрагмент (1)), гістограма (фрагмент (2)), автокореляційна функція (фрагмент (3)) і логарифмічна залежність спектру потужності розподілу величини локального контрасту поляризаційно-інтерференційного розподілу у площині полікристалічної плівки плазми крові для орієнтації площини пропускання лінійного аналізатора  $\Omega = 0^\circ$ .

Аналіз одержаних розподілів локального контрасту поляризаційно-інтерференційного розподілу зображення полікристалічної плівки плазми крові підтвердив незначну фазову модуляцію лазерного випромінювання та високий рівень монополяризованого фону. Кількісно це ілюструє структура гістограм  $N(W)$ , які обчислені для двох “поляризаційних проєкцій” ( $\Omega = 0^\circ$  (фрагмент (2)) і  $\Omega = 90^\circ$  (фрагмент (4))) інтерференційного розподілу у площині полікристалічного шару біологічної рідини.

Порівняльний аналіз одержаних гістограм  $N(W)$  у випадку  $\Omega = 0^\circ$  виявив широкий діапазон зміни величини локального контрасту  $0 \leq W \leq 1$  (рис. 4.25, фрагмент (2)). Особливістю даного розподілу є зсув серії локальних екстремумів  $W$  у ділянку малих значень  $0 \leq N_{\max}(W) \leq 0,25$ .

Для орієнтації площини пропускання поляризатора-аналізатора  $\Omega = 90^\circ$  гістограма  $N(W)$  поляризаційно-інтерференційного розподілу трансформується у сукупність малочисельних, близьких до нуля екстремумів (рис. 4.25, фрагмент (2)).

З фізичної точки зору одержані результати можна пов'язати з наявністю слабкої фазової модуляції ( $0 \leq N_{\max}(W) \leq 0,25$ ) на тлі поляризаційно-однорідного фону в площині зображення полікристалічної плівки плазми крові. За рахунок цього зростає ймовірність мінімальних значень локального контрасту (рис. 4.25, фрагмент (4)). З іншого діагностично-актуальним для детектування фазової модуляції полікристалічними структурами плівки плазми крові залишається флуктуація значень локального контрасту ( $1 \leq W \leq 0,85$ ) у достатньо широкому діапазоні (рис. 4.25, фрагмент (4)).

Такий сценарій було покладено в основу диференціації полікристалічних плівок синовіальної рідини суглоба людини з післяопераційною патологією різної важкості, а також часового моніторингу некротичних змін полікристалічної структури плівок ліквору у завданні визначення давності настання смерті.

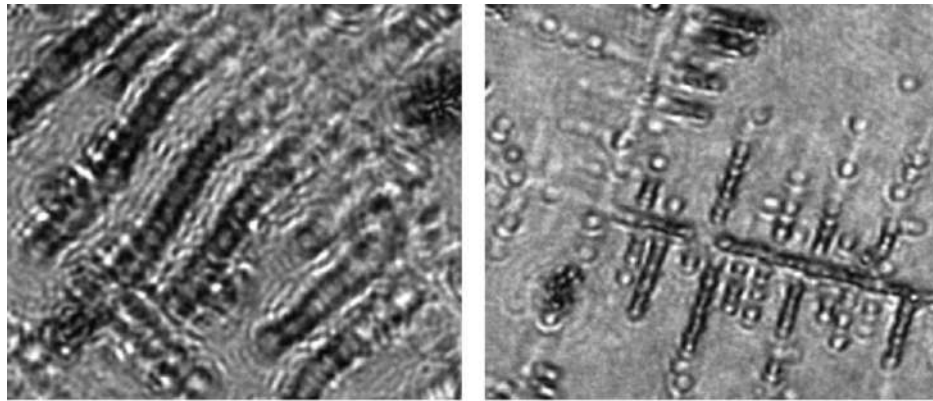
#### **4.8. Диференціальна поляризаційно-інтерференційна діагностика слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок біологічних рідин**

##### **4.8.1. Поляризаційно-інтерференційна диференціальна діагностика слабких змін фазової анізотропії полікристалічних плівок синовіальної рідини**

У даному параграфі наведено матеріали дослідження поляризаційно-фазової та інтерференційної диференціації полікристалічних плівок синовіальної рідини суглоба людини двох типів:

- реактивний синовіт (24 зразка), - група 1;
- асептичний синовіт (29 зразків), - група 2.

На рис. 4.26 представлені поляризаційні фотографії полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба людини з післяопераційними реактивному (фрагмент (1)) та асептичному (фрагмент (2)) синовіті.



(1)

(2)

**Рис. 4.26.** Поляризаційні зображення полікристалічних плівок синовіальної рідини суглоба людини з післяопераційними реактивному (фрагмент (1)) та асептичному (фрагмент (2)) синовіті.

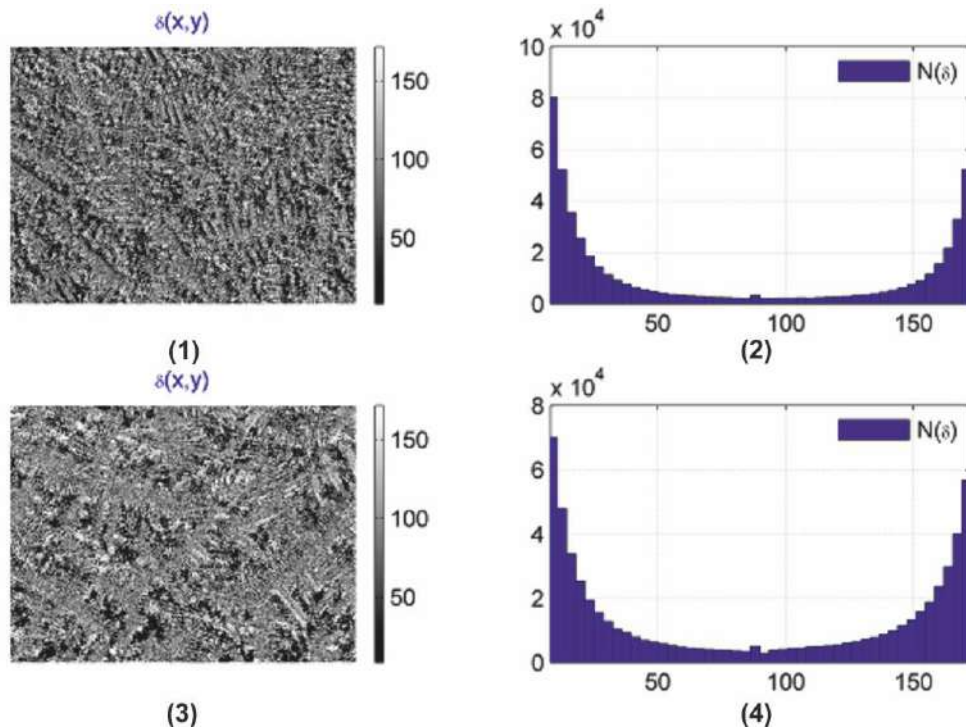
Порівняльний аналіз приведених зображень виявив подібну за орієнтаційною будовою полікристалічну структуру плівок синовіальної рідини. Основними оптично-анізотропними складовими такої рідини є двопроренезаломлюючі альбумін, глобулін та колагенові волокна. За рахунок лінійного двопроренезаломлення формується координатний розподіл фазових зсувів між лінійно-поляризованими ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання у різних точках мікроскопічного зображення полікристалічної плівки синовіальної рідини.

Вимірювання фазовозсуваючої здатності таких зразків виконувалося за поляризаційною методикою (вимірювання координатних розподілів величини азимута та еліптичності поляризації), яка детально описана у циклі наукових праць [6-10,100,166,250,288-292].

На рис. 4.27 приведені фазові мапи (фрагменти (1),(3)) і гістограми розподілу значень фазових зсувів (фрагменти (2),(4)) у площині мікроскопічних зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини



колінного суглоба людини з післяопераційними реактивному (фрагменти (1),(2)) та асептичному (фрагмент (3),(4)) синові.

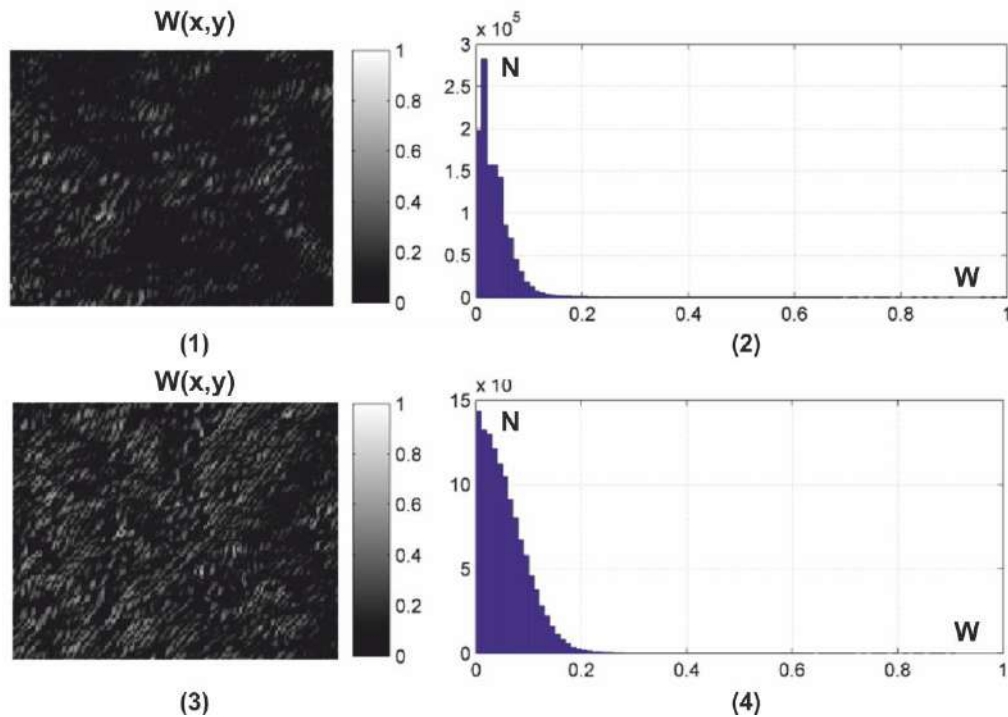


**Рис. 4.27.** Мапи та гістограми розподілу значень фазових зсувів, які вносяться полікристалічними плівками синовіальної рідини суглоба людини з післяопераційними реактивному (фрагменти (1),(3)) та асептичному (фрагмент (2),(4)) синовіті. Пояснення у тексті роботи.

З порівняльного аналізу фазових розподілів у мікроскопічних зображеннях зразків обох типів впливає:

- фазова мапа складається з двох компонентів – однорідної, що сформована “оптично-ізотропою” складовою ( $\delta(x,y)=0$ ), та неоднорідної, яка сформована флуктуаціями ( $\tilde{\delta}(x,y) \neq 0$ ) фази за рахунок наявності “оптично-анізотропної” полікристалічної складової;
- розподіли локальних екстремумів ймовірності того чи іншого значення фазового зсуву в точках зображень полікристалічних плівок обох типів дуже близькі за структурою (рис. 4.27, фрагменти (2),(4)).

Результати більш чутливого до слабких флуктуацій фази (параграф 4.1) поляризаційно-інтерференційного картографування мікроскопічних зображень полікристалічних плівок плазми крові приведені на рис. 4.28.



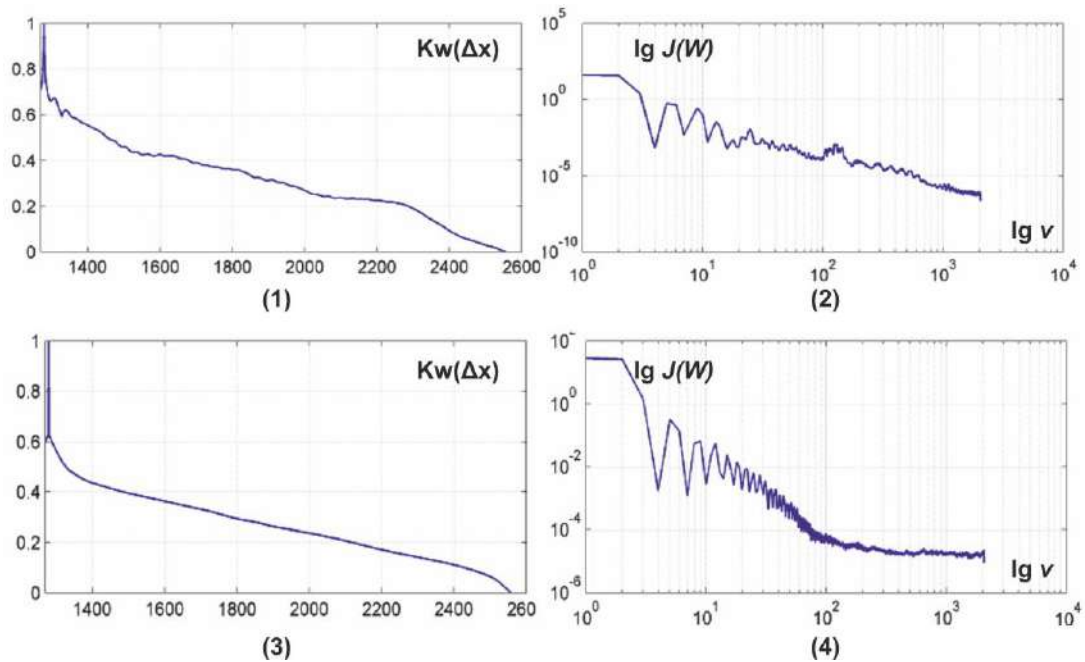
**Рис. 4.28.** Мапи і гістограми розподілу значень локального контрасту поляризаційно-інтерференційних розподілів у площині зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини суглоба людини з післяопераційними реактивному (фрагменти (1),(3)) та асептичному (фрагмент (2),(4)) синовіті. Пояснення у тексті роботи.

З одержаних даних випливає значно більша відмінність між статистичною структурою мап локального контрасту інтерференційних розподілів у площині зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини суглоба людини з післяопераційними реактивним (фрагменти (1),(3)) та асептичним (фрагмент (2),(4)) синовіті.

Виявлено зростання загального рівня і діапазону зміни значень  $W$  для поляризаційно-інтерференційного розподілу в площині зображення полікристалічної плівки синовіальної рідини при асептичному синовіті (рис.

4.28, фрагмент (4)). Даний факт можна пов'язати із зростанням рівня кристалізації плівки синовіальної рідини приданій післяопераційній патології колінного суглоба.

Відмінності між мапами локального контрасту у межах кореляційного та фрактального підходів ілюструють залежності, що наведені на рис. 4.29.



**Рис. 4.29.** Автокореляційні функції та логарифмічні залежності розподілів значень локального контрасту поляризаційно-інтерференційних розподілів у площині зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини суглоба людини з післяопераційними реактивному (фрагменти (1),(3)) та асептичному (фрагмент (2),(4)) синовіті. Пояснення у тексті роботи.

Аналіз одержаних даних виявив, що автокореляційні функції  $K_w(\Delta x)$  для обох розподілів локального контрасту монотонно спадають.

Для більш координатно-однорідного (рис. 4.28, фрагмент (1)) розподілу  $W(x, y)$  поляризаційно-інтерференційного зображення полікристалічної плівки синовіальної рідини при реактивному синовіті залежність  $K_w(\Delta x)$  спадає повільніше (рис. 4.29, фрагмент (1)) у порівнянні з аналогічною

залежністю автокореляційної функції, що обчислена для  $W(x, y)$  зображення шару біологічної рідини при асептичному синовіті (рис. 4.29, фрагмент (2)).

Логарифмічні залежності  $\log J(W) - \log \nu$  для обох мап локального контрасту характеризуються різними (для “норми” і “пухлини”) амплітудами флуктуацій власних значень. При цьому дисперсія розкиду  $\log J(W) - \log \nu$  вища для розподілу  $W(x, y)$  у площині зображення плівки синовіальної рідини при асептичному синовіті (рис. 4.20, фрагмент (3)).

Такий факт можна пов'язати із більшими розмірами оптично-анізотропних структур ( $10\mu m \div 50\mu m$ ) і відповідними до них масштабами кластерів  $W(\Delta x, \Delta y) \approx const$  у середньому ( $\nu = 10^1 \div 10^2$ ) діапазоні просторових частот  $\nu$  спектру потужності розподілу  $W(x, y)$  зображення плівки синовіальної рідини при асептичному синовіті.

#### **4.8.2. Об'єктивні параметри фазових розподілів і мап локального контрасту плівок синовіальної рідини**

В таблиці 4.4 приведені величини:

- статистичних (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків  $Z_{i=1;2;3;4}$ );
- кореляційних (кореляційні моменти 2-го і 4-го порядків  $K_{j=2;4}$ );
- фрактальних ( $D^f$ )

параметрів, які характеризують координатні розподіли величини:

- фазових зсувів (рис. 4.27, фрагменти (2),(4));
- локального контрасту  $W$  поляризаційно-інтерференційних розподілів (рис. 4.28, фрагменти (2),(4)) у площині мікроскопічних зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба людини з післяопераційними реактивним і асептичним синовітом.

Таблиця 4.4

Статистичні, кореляційні та фрактальні параметри фазових мап і розподілів локального контрасту плівок синовіальної рідини

Параметри	$\delta(x, y)$		$W(x, y)$	
	реактивний синовіт	асептичний синовіт	Реактивний синовіт	асептичний синовіт
$Z_1$	$0,072 \pm 0,004$	$0,083 \pm 0,005$	$0,14 \pm 0,008$	$0,19 \pm 0,011$
$Z_2$	$0,12 \pm 0,007$	$0,145 \pm 0,008$	$0,11 \pm 0,006$	$0,16 \pm 0,009$
$Z_3$	$0,21 \pm 0,014$	$0,15 \pm 0,008$	$0,84 \pm 0,049$	$0,73 \pm 0,041$
$Z_4$	$0,77 \pm 0,042$	$0,65 \pm 0,039$	$1,06 \pm 0,053$	$0,81 \pm 0,048$
$Z_2^k$	$0,098 \pm 0,006$	$0,077 \pm 0,005$	$0,03 \pm 0,002$	$0,05 \pm 0,003$
$Z_4^k$	$1,28 \pm 0,07$	$1,69 \pm 0,09$	$2,31 \pm 0,18$	$1,53 \pm 0,11$
$D^f$	$0,14 \pm 0,008$	$0,19 \pm 0,011$	$0,21 \pm 0,014$	$0,29 \pm 0,017$

Аналіз одержаних даних виявив:

- неоднозначність диференціації зразків полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба людини з різною післяопераційною патологією методом поляризаційно-фазового контрасту – відмінності між всіма об'єктивними параметрами не перевищує 25% - 30%;

- дещо більшу чутливість об'єктивних параметрів, обчислених для розподілів локального контрасту, до зміни полікристалічної структури плівок синовіальної рідини – відмінності між ними лежать у межах 1,45 – 1,6 разів.

Нами проведено дослідження порівняльної ефективності методів:

- лазерної поляриметрії (картографування розподілів значень азимута та еліптичності поляризації);

- поляризаційно-інтерференційного картографування мікроскопічних зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба людини з різною ступенем важкості післяопераційного стану.

Таблиця 4.5

Точність методів поляризаційно-інтерференційного картографування та лазерної поляриметрії полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба людини з різною ступенем важкості післяопераційного стану

Параметри	$Ac(W),\%$	$Ac(\alpha),\%$	$Ac(\beta),\%$
$Z_1$	72	72	76
$Z_2$	68	70	74
$Z_3$	76	80	76
$Z_4$	84	82	78
$Z_2^k$	70	71	68
$Z_4^k$	84	80	74
$D^f$	72	72	70

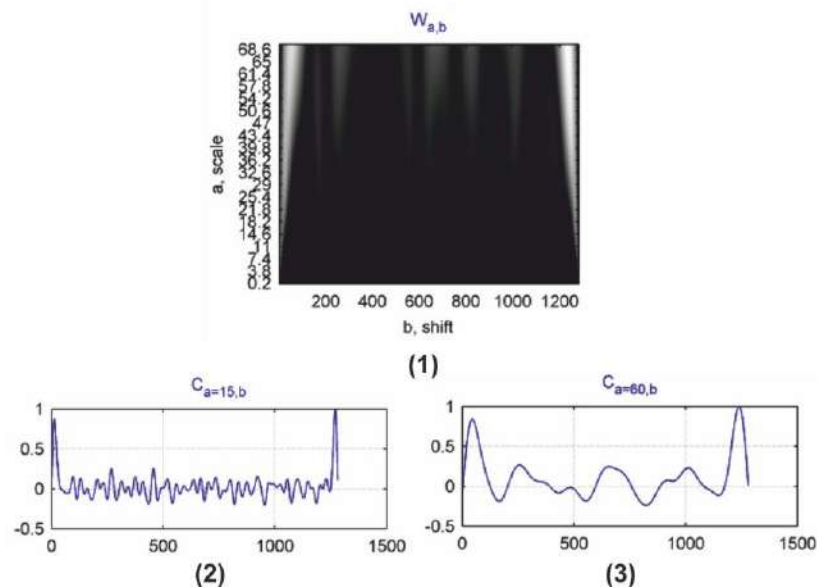
Отже, проведений цикл порівняльних досліджень поляризаційної та інтерференційної структури мікроскопічних зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини виявив більш високу (на 5% - 10%) діагностичну чутливість до слабких змін оптичної анізотропії плівок синовіальної рідини колінного суглоба людини з різним ступенем важкості патології ніж сукупність традиційних методів поляризаційного картографування.

Проте, збалансована точність статистичного аналізу мап локального контрасту інтерференційних розподілів поля комплексних амплітуд в площині мікроскопічного зображення біологічних шарів не перевищує задовільного рівня  $Ac \leq 84\%$ .

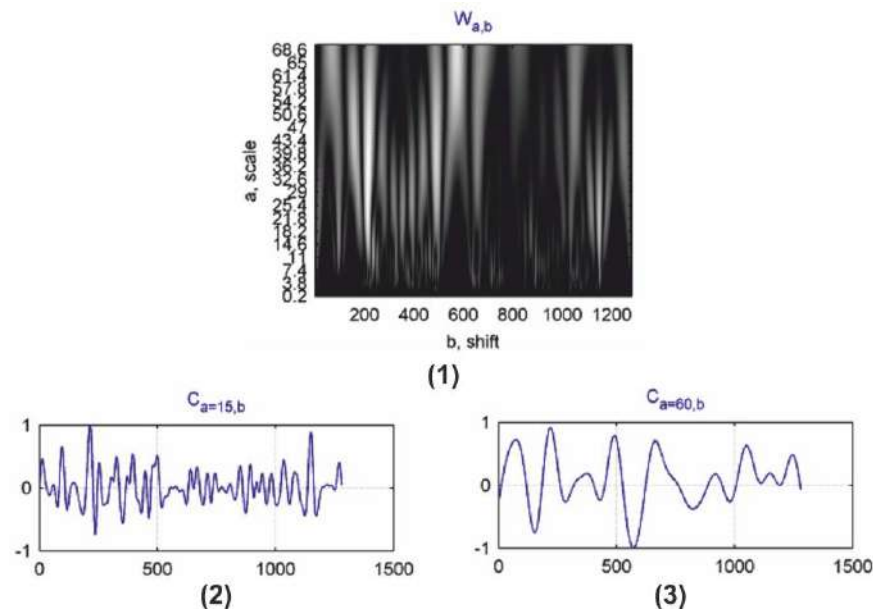
#### 4.9. Масштабно-селективний аналіз мап локального контрасту інтерференційних розподілів мікроскопічних зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини

У даній частині роботи досліджено додаткові можливості розширення функціональних можливостей та підвищення чутливості методу поляризаційно-інтерференційного картографування слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок синовіальної рідини з використанням вейвлет-аналізу координатних розподілів величини локального контрасту (розділ 2, параграф 2.8.4) об'єктного поля.

Результати масштабного-селективного вейвлет-аналізу (розділ 2, параграф 2.8.4, співвідношення (2.94), (2.95), (2.96)) розподілів локального контрасту  $W(x, y)$  інтерференційного розподілу зображення плівок синовіальної рідини колінного суглоба з реактивним та асептичним синовітом представлені на рис. 4.30 і рис. 4.31 серією двомірних (фрагменти (1)) і лінійних (фрагменти (2),(3)) залежностей амплітуд вейвлет-коефіцієнтів.



**Рис. 4.30.** Мапа (фрагмент (1)) і лінійні перерізи (фрагменти (2),(3)) вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини локального контрасту  $W$  інтерференційного розподілу в площині мікроскопічного зображення полікристалічної плівки синовіальної рідини колінного суглоба з реактивним синовітом . Пояснення у тексті.



**Рис. 4.31.** Мапа (фрагмент (1)) і лінійні перерізи (фрагменти (2),(3)) вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини локального контрасту  $W$  інтерференційного розподілу в площині мікроскопічного зображення полікристалічної плівки синовіальної рідини колінного суглоба з асептичним синовітом. Пояснення у тексті.

Аналіз одержаних даних виявив індивідуальну структуру мап вейвлет-коефіцієнтів (рис. 4.30, рис. 4.31, фрагменти (1) та їх лінійних залежностей  $C_{a=15,b}$  і  $C_{a=55,b}$  на різних масштабах ( $a=15$  і  $a=55$ ) МНАТ функції, які одержані для координатних розподілів величини локального контрасту  $W$  інтерференційної картини в площині мікроскопічного зображення полікристалічної плівки синовіальної рідини колінного суглоба з реактивним і асептичним синовітом - рис. 4.30, рис. 4.31, фрагменти (2),(3).

Для інтерференційного розподілу поляризаційно-неоднорідного поля полікристалічної плівки синовіальної рідини колінного суглоба з асептичним синовітом флуктуації амплітуди лінійних залежностей вейвлет-коефіцієнтів  $C_{a=15,b}$  координатного розподілу  $W(x, y)$  зменшується (рис. 4.31, фрагмент (2)); для великомасштабних коефіцієнтів зростає  $C_{a=55,b} \uparrow$ , - рис. 4.31, фрагмент (3).



Установлені закономірності можна пов'язати з тим, що амплітуда вейвлет-коефіцієнта  $C_{a,b}$  визначається ступенем кореляційної узгодженості розмірів структурного елементу мапи локального контрасту ( $W(\Delta x, \Delta y) \approx const$  з розмірами вікна МНАТ функції, що по рядках сканує координатний розподіл  $W(x, y)$ ).

У випадку асептичної патології колінного суглоба для полікристалічної мережі плівок синовіальної рідини зростає кількість великомасштабних колагенових волокон. Тому у мапах локального контрасту інтерференційних розподілів поля комплексних амплітуд таких зразків формується більший рівень кореляції ( $-0,35 \leq C_{a=55,b} \leq 0,75$ , - рис. 4.30, фрагмент (3)) ніж для аналогічних розподілів  $W(x, y)$  в площині об'єктного поля зразків плівок синовіальної рідини колінного суглоба з реактивним синовітом ( $-0,75 \leq C_{a=55,b} \leq 0,85$ , - рис. 4.31, фрагмент (3)). Навпаки, для менших масштабів МНАТ функції діапазон зміни амплітуди відмінності між флуктуаціями розподілів величини вейвлет-коефіцієнтів  $C_{a=15,b}$  не такі виразні., - рис. 4.30 ( $-0,15 \leq C_{a=15,b} \leq 0,15$ , - фрагмент (3)) і рис. 4.31 ( $-0,25 \leq C_{a=15,b} \leq 0,25$ , - фрагмент (3)). Даний факт можна пов'язати з тим, що концентрація, а відповідно і кількість дрібномасштабних оптично-анізотропних утворень, практично однакова для зразків синовіальної рідини хворих обох патологій. Внаслідок цього кількість ділянок  $W(\Delta x, \Delta y) \approx const$  та їхні геометричні розміри незначно змінюються в інтерференційних розподілах об'єктного поля лазерного випромінювання полікристалічних плівок синовіальної рідини обох типів. У результаті рівень кореляційної узгодженості між розмірами вікна ( $a=15$ ) МНАТ функції та площею  $W(\Delta x, \Delta y) \approx const$  близький як для реактивного, так і асептичного синовіту.

Величини статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$  моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли амплітуд залежностей  $C_{a=15,b}$  і  $C_{a=55,b}$  амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини  $W(x, y)$  приведені в таблиці 4.6.

Таблиця 4.6.

Статистичні моменти  $Z_{i=1;2;3;4}$ , які характеризують лінійні залежності амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини  $W(x, y)$

$W(x, y)$	$C_{a=0,15,b}$		$C_{a=0,55,b}$	
	Реактивний синовіт	Асептичний синовіт	Реактивний синовіт	Асептичний синовіт
$Z_1$	0,05 ± 0,003	0,06 ± 0,004	0,09 ± 0,006	0,12 ± 0,008
$Z_2$	0,09 ± 0,006	0,11 ± 0,007	0,13 ± 0,008	0,16 ± 0,009
$Z_3$	0,67 ± 0,041	0,56 ± 0,036	0,77 ± 0,048	0,46 ± 0,029
$Z_4$	0,58 ± 0,033	0,43 ± 0,024	0,55 ± 0,031	0,76 ± 0,046

Порівняльний аналіз зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків (таблиця 4.6), які характеризують розподіли амплітуди вейвлет-коефіцієнтів множин значень локального контрасту на різних масштабах ( $a=15$  і  $a=55$ ) МНАТ функції, що сканує мапи  $W(x, y)$  інтерференційних розподілів в площині мікроскопічних зображень полікристалічних мереж плівок синовіальної рідини обох груп пацієнтів, виявив наступні відмінності, що пов'язані з різною післяопераційною патологією колінного суглоба

$$W = \begin{cases} a = 15 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 1,2; \Delta Z_2(\varphi) = 1,2; \Delta Z_3(\varphi) = 1,2; \Delta Z_4(\varphi) = 1,3; \\ a = 55 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 1,3; \Delta Z_2(\varphi) = 1,2; \Delta Z_3(\varphi) = 1,7; \Delta Z_4(\varphi) = 1,4. \end{cases}$$

В таблиці 4.7 приведені дані інформаційного аналізу (розділ 2, параграф 2.8.5, співвідношення (2.97) - (2.99)) діагностичних можливостей додаткового вейвлет-аналізу мап модуля СКС.

**Таблиця 4.7**

Збалансована точність вейвлет-аналізу даних методу 3D картографування МСКС об'єктних полів полікристалічних плівок сечі

$Z_i$	$C_{a=0,15,b}, Ac, \%$	$C_{a=0,55,b}, Ac, \%$
$Z_1$	68	76
$Z_2$	72	74
$Z_3$	74	88
$Z_4$	74	86

З даних, які наведені в таблиці 4.7 випливає, що застосування масштабного-селективного вейвлет-аналізу (рис. 4.30, рис. 4.31) координатних розподілів локального контрасту (рис. 4.29, фрагменти (1),(3)) інтерференційних розподілів в площині мікроскопічних зображень полікристалічних плівок синовіальної рідини забезпечує підвищення чутливості методу поляризаційно-інтерференційного картографування на 5%-6% (таблиця 4.5 і таблиця 4.7).

Максимальний рівень точності диференціації слабких змін оптичної анізотропії досягає майже хорошого рівня  $Ac(Z_3) \sim 88\%$ .

#### **4.10. Висновки до розділу 4**

1. Розглянуто та обґрунтовано ефективність і більш високу чутливість методу поляризаційно-інтерференційної діагностики оптично-анізотропної структури біологічних шарів.

2. Виявлено взаємозв'язки між поляризаційною (розподіли параметрів вектора Стокса, азимута та еліптичності поляризації) та інтерференційною (розподіли величини локального контрасту) структурою об'єктного поля в площині мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин з різною архітектурою оптично-анізотропної складової:

- впорядковані лінійно двопронезаломлюючі мережі – шлуночок міокарда;
- розупорядковані фібрилярні міозинові сітки – передсердя міокарда;
- острівкові двопронезаломлюючі паренхіматозні структури – стінка матки.

3. Установлені величини та діапазони зміни набору об'єктивних параметрів, які характеризують випадкову (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційну (кореляційні моменти 2-го і 4-го порядків) та масштабно-самоподібну (дисперсія розподілу логарифмічних залежностей спектрів потужності) структуру мап локального контрасту інтерференційних картин в площині поляризаційно-неоднорідних мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин зі структурованою та паренхіматозною оптично-анізотропними складовими.

4. Виявлені найбільш чутливі параметри (статистичні моменти 3-го і 4-го порядків, кореляційний момент 4-го порядку) до зміни структури розподілів величини локального контрасту інтерференційних картин в площині мікроскопічних зображень гістологічних зрізів здорової та доброякісно-зміненої (фіброміома) тканини стінки матки. На цій основі методом поляризаційно-інтерференційного картографування реалізовано диференціацію змін оптичної анізотропії таких зразків з хорошою збалансованою точністю  $A_c \sim 85\%$ , яка на 5% - 10% вища за точність методів прямого поляризаційного картографування.

5. Апробовано поляризаційно-інтерференційну методику в диференціації слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба людини з різною післяопераційною патологією – реактивний та асептичний синовіт. Установлені найбільш чутливі параметри (статистичні моменти 3-го і 4-го порядків, кореляційний момент 4-го порядку) до зміни структури розподілів величини локального контрасту інтерференційних картин в площині мікроскопічних зображень

плівок синовіальної рідини обох типів та досягнуто задовільної збалансованої точності  $A_c \sim 80\%$ .

6. Визначено ефективність у диференціації слабких фазових змін масштабно-селективного вейвлет-аналізу мап локального контрасту інтерференційних розподілів мікроскопічних зображень полікристалічних плівок біологічних рідин і установлені взаємозв'язки між статистичними моментами 1-го – 4-го порядків, які характеризують лінійні залежності амплітуди вейвлет-коефіцієнтів на різних масштабах МНАТ функції та розподіли оптичної анізотропії мереж біохімічних кристалів плівок синовіальної рідини.

7. Досягнуто хорошої збалансованої точності  $A_c \sim 85\%$  методу поляризаційно-інтерференційного картографування розподілів комплексних амплітуд об'єктного поля полікристалічних плівок ліквору у диференціації слабких змін оптичної анізотропії, що пов'язані з різним ступенем важкості післяопераційної патології колінного суглоба людини.

## РОЗДІЛ 5.

### 3D ПОЛЯРИЗАЦІЙНЕ КАРТОГРАФУВАННЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ ПЛІВОК БІОЛОГІЧНИХ РІДИН

Даний розділ містить матеріали експериментальної апробації методу Стокс-поляриметрії з використанням опорної лазерної хвилі.

Наведено результати пошарового вимірювання координатних розподілів величини еліптичності поляризації лазерного випромінювання перетвореного полікристалічними плівками біологічних рідин з різною симетрією оптично-анізотропних мереж біохімічних сполук – ліквор і жовч.

У межах статистичного і кроскореляційного підходів визначено величини та діапазони зміни статистичних і кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації лазерного випромінювання, перетвореного дендритними та сферолітними полікристалічними мережами у різних фазових перерізах.

Розглянуто ефективність методу 3D поляризаційного картографування полікристалічних мереж у диференціації оптично-анізотропних плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію.

Досліджено додаткові можливості розширення функціональних можливостей та підвищення чутливості методу 3D поляризаційного картографування полікристалічних мереж з використанням техніки просторово-частотної фільтрації на основі прямого та зворотного Фур'є перетворення об'єктних полів плівок біологічних рідин органів людини.

Актуальність таких досліджень в рамках нашої дисертаційної роботи пов'язана з наступними фундаментальними та прикладними аспектами:

1. Полікристалічні плівки біологічних рідин являють собою сукупність послідовно розташованих планарних шарів з мережами біохімічних кристалів різної просторової симетрії. Така структура полегшує пошук алгоритмів розв'язання обернених фізичних задач кристалооптики на основі визначення сукупності взаємозв'язків між розподілами напрямів оптичних осей

біологічних кристалів, величиною їх фазової анізотропії (лінійного та циркулярного двопроренезаломлення) та розподілами параметрів поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля таких полікристалічних шарів.

2. Відомі методи лазерної поляриметрії з використанням техніки поляризаційного картографування мікроскопічних зображень оптично-анізотропних біологічних шарів несуть усереднену по всьому об'єму інформацію про оптичні прояви фазової анізотропії у вигляді усереднених за величинами розподілів параметрів вектора Стокса і відповідних до них значень азимута та еліптичності поляризації. Тому у випадку слабких змін лінійного та циркулярного двопроренезаломлення точність детектування та диференціації на цій основі трансформації структури полікристалічних мереж різних біологічних шарів суттєво знижується до незадовільного для лабораторної практики рівня (розділ 3, параграф 3.4, таблиця 3.9 і таблиця 3.10).

3. Розроблення та експериментальна апробація техніки тривимірного поляризаційного картографування з використанням опорної лазерної хвилі на основі цифрового голографічного відтворення пошарових розподілів комплексних амплітуд об'єктного поля відкривають нові фундаментальні та прикладні можливості дослідження 3D структури полікристалічних мереж на основі об'єктивного аналізу сукупності пошарових розподілів параметрів поляризації об'єктного поля лазерного випромінювання.

4. Нарешті, біологічні рідини та їх плівки є легкодоступними об'єктами, що відкриває нові можливості поляриметричної діагностики у скринінгових дослідженнях.

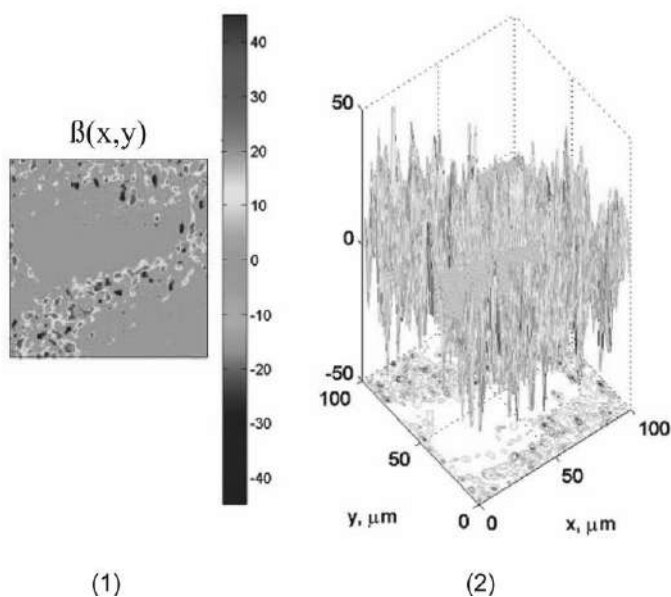
### 5.1. Тривимірні мапи еліптичності поляризації дендритних полікристалічних мереж плівок ліквору

В якості дослідних зразків було використано оптично - тонкі плівки ліквору з оптичними товщинами  $\tau = 0,089 \div 0,096$ , в межах яких реалізується умова однократного розсіювання лазерного випромінювання дендритною мережею голчастих кристалів.

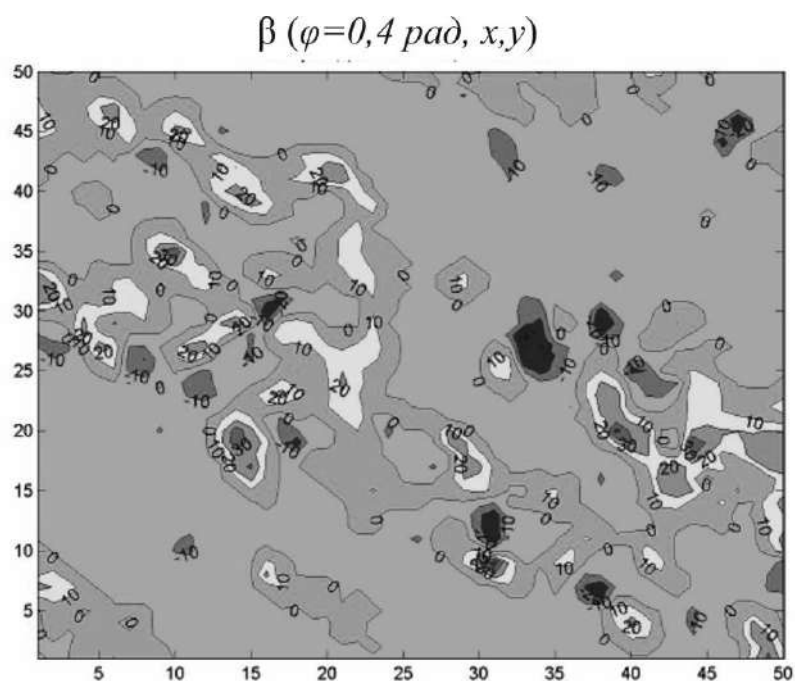
Експериментальні вимірювання виконувалися в розташуванні поляризаційно-інтерференційного Стокс-корелометра (розділ 2, параграф 2.6.3, рис. 2.11) за методикою, представленою в розділі 2, параграф 2.6.3, співвідношення (2.78), (2.79), (2.80). В якості головного інформаційного параметру (без зниження повноти аналізу) було обрано еліптичність поляризації, величина якої інтегрально визначається як двопронезаломленням біохімічних кристалів, так і напрямками оптичних осей. “Опорними” фазовими площинами (розділ 2, параграф 2.6.3, співвідношення (2.79), (2.80)) в процесі 3D відтворення розподілів величини еліптичності поляризації слугували -  $\varphi = 0,4 \text{ рад}; 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$ . Результати пошарового відтворення поляризаційних мап еліптичності приведені на серії залежностей рис. 5.1, рис. 5.4 і рис. 5.7.

Рис. 5.2, рис. 5.5 і рис. 5.8 ілюструють топографічну структуру ( $50 \text{ пікс} \times 50 \text{ пікс}$ ) мапи еліптичності поляризації лазерного випромінювання в товщі полікристалічної плівки ліквору у різних фазових перерізах. Дані кроскореляційного аналізу пошарових розподілів величини еліптичності поляризації представлені у вигляді серії автокореляційних функцій на рис. 5.3, рис. 5.6 і рис. 5.9.

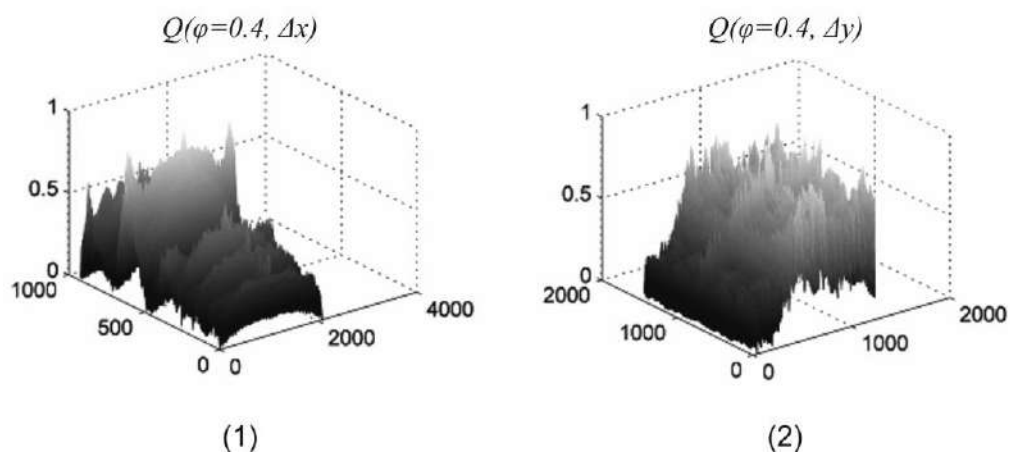




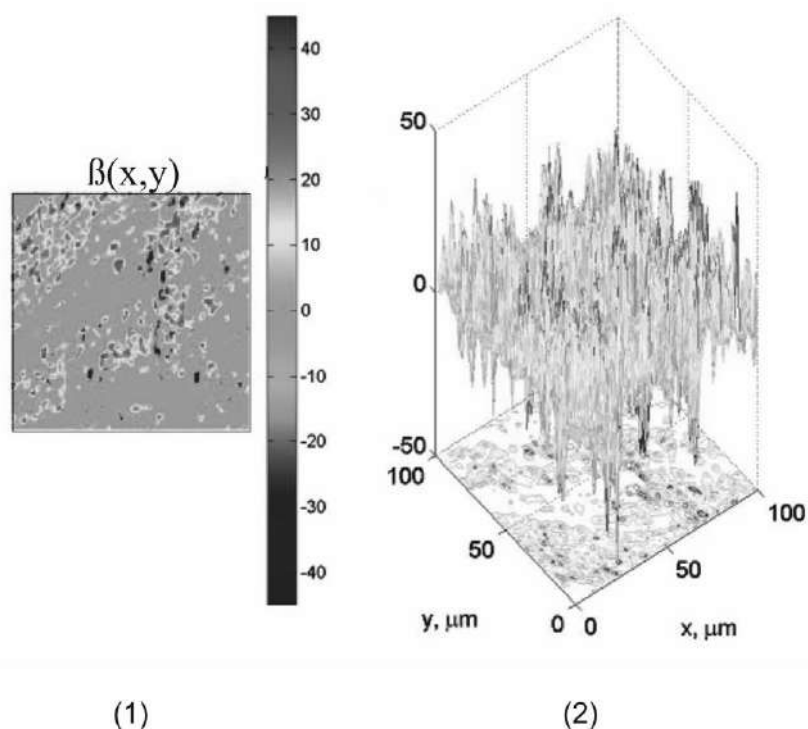
**Рис. 5.1.** Координатна (фрагмент (1)) та об'ємна (фрагмент (2)) структура мапа еліптичності поляризації полікристалічної плівки ліквору у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 5.2.** Топографічна структура ( $50 \text{ pix} \times 50 \text{ pix}$ ) мапи еліптичності поляризації полікристалічної плівки ліквору у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.

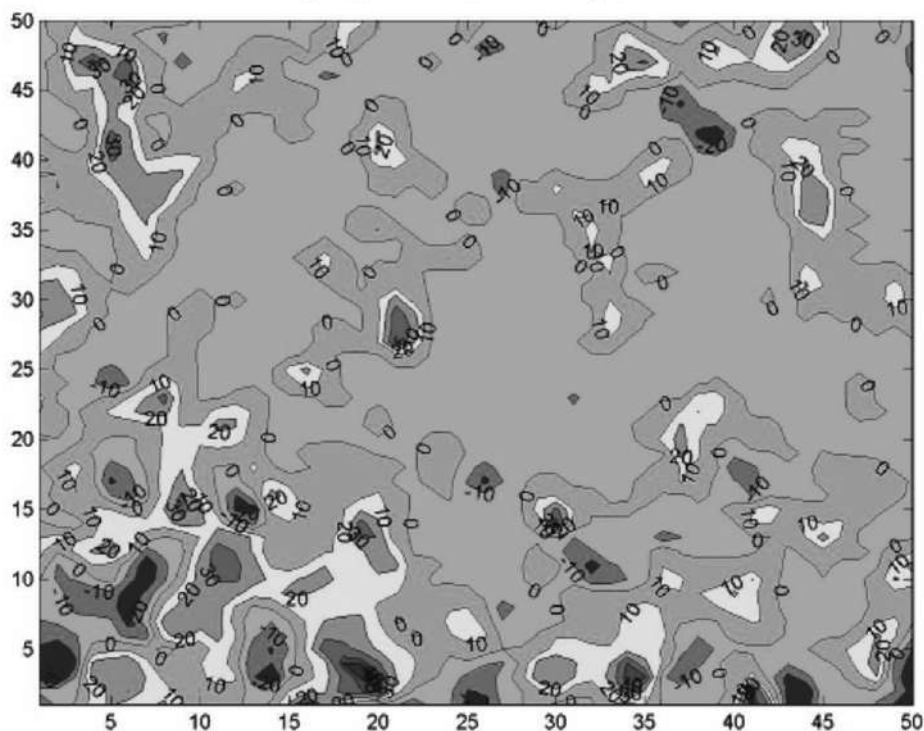


**Рис. 5.3.** Кроскореляційні функції розподілу величини еліптичності поляризації полікристалічної плівки ліквору у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.

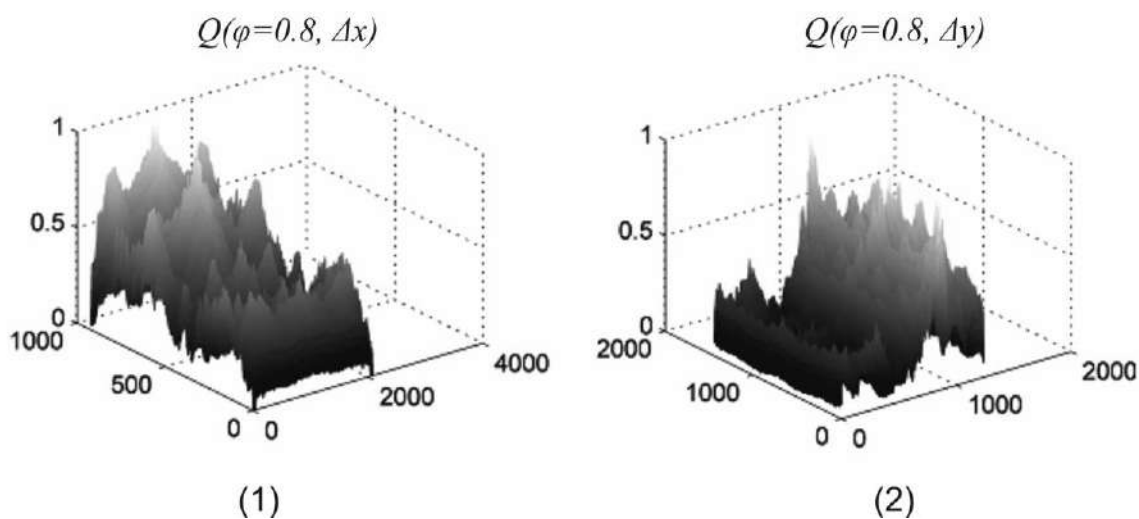


**Рис. 5.4.** Координатна (фрагмент (1)) та об'ємна (фрагмент (2)) структура мапа еліптичності поляризації полікристалічної плівки ліквору у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.

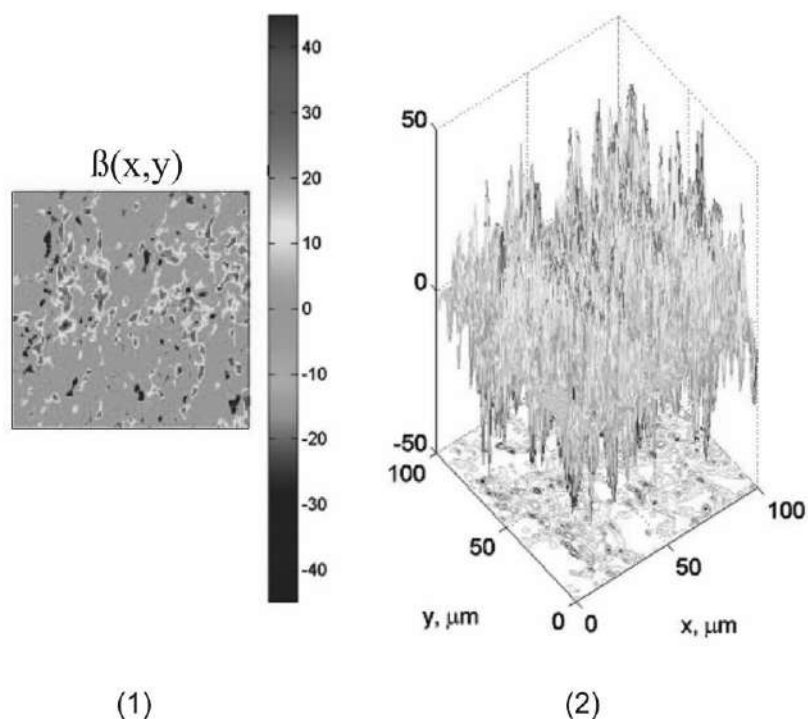
$$\beta (\varphi=0.8 \text{ рад}, x,y)$$



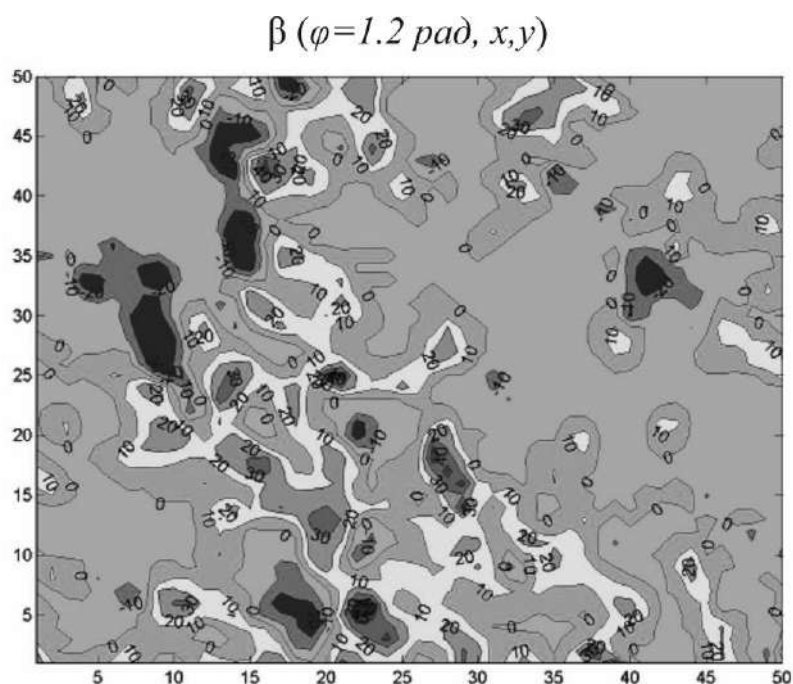
**Рис. 5.5.** Топографічна структура ( $50 \text{ pix} \times 50 \text{ pix}$ ) мапи еліптичності поляризації полікристалічної плівки ліквору у фазовому перерізі  $\varphi=0,8$ .



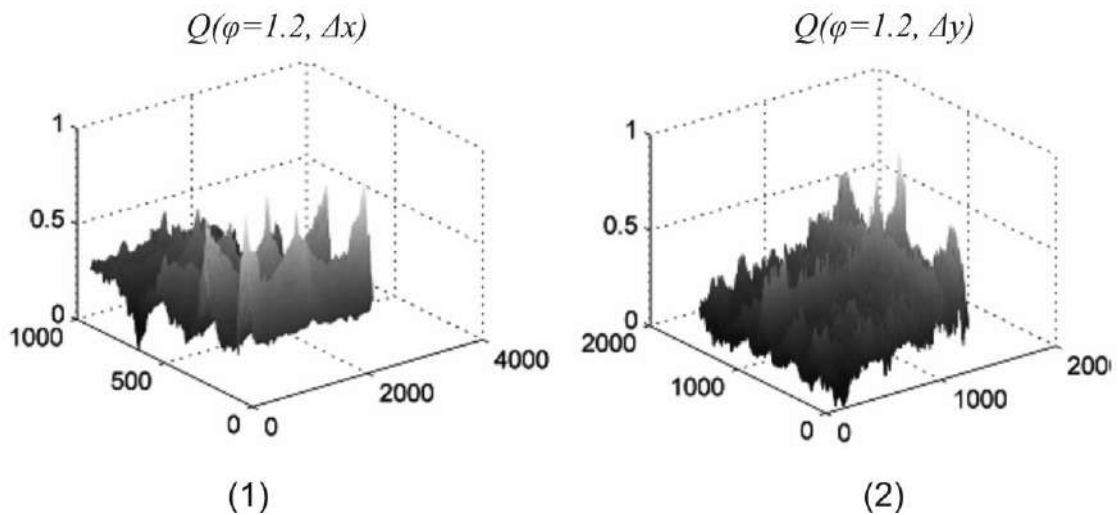
**Рис. 5.6.** Кроскореляційні функції розподілу величини еліптичності поляризації полікристалічної плівки ліквору у фазовому перерізі  $\varphi=0,8$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 5.7.** Координатна (фрагмент (1)) та об'ємна (фрагмент (2)) структура мапа еліптичності поляризації полікристалічної плівки ліквору у фазовому перерізі  $\varphi=1,2$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 5.8.** Топографічна структура ( $50 \text{ pix} \times 50 \text{ pix}$ ) мапи еліптичності поляризації полікристалічної плівки ліквору у фазовому перерізі  $\varphi=1,2$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 5.9.** Кроскореляційні функції розподілу величини еліптичності поляризації полікристалічної плівки ліквору у фазовому перерізі  $\varphi=1,2$ . Пояснення у тексті.

Аналіз одержаних даних поляризаційного картографування в різних фазових перерізах поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічною мережею дендритних кристалів плівки ліквору (рис. 5.1 – рис. 5.9) виявив:

1. Головними поляриметричними проявами полікристалічної структури оптично анізотропного шару ліквору є формування розподілів величини еліптичності поляризації (рис. 5.1, рис. 5.2, рис. 5.4, рис. 5.5, рис. 5.7, рис. 5.8, фрагменти (1),(2)).

2. Для кожного з координатних розподілів  $\beta(\varphi_i, x, y)$ , у межах парціальних фазових перерізів  $\varphi_i = 0,4 \text{ рад}$ ;  $0,8 \text{ рад}$ ;  $1,2 \text{ рад}$ , притаманна індивідуальна статистична (імовірність і діапазон зміни величини еліптичності поляризації – рис. 5.1, рис. 5.4, рис. 5.7, фрагменти (2)) та топографічна (особливості координатного розподілу значень  $\beta$ ) структура – рис. 5.2, рис. 5.5, рис. 5.8.

3. Топографічна структура мап еліптичності поляризації являє собою сукупність локальних доменів  $\beta(\Delta x, \Delta y) \approx const$ , які хаотично розташовані в

площині фазових перерізів  $\varphi_i$  перетвореного полікристалічною плівкою ліквору поля лазерного випромінювання - рис. 5.2, рис. 5.5, рис. 5.8.

4. Із зростанням ( $\uparrow$ ) величини фазового перерізу ( $\varphi \uparrow$ ) поляризаційно-неоднорідного поля ( $\beta(x, y)$ ) збільшуються діапазон зміни локальних значень еліптичності поляризації ( $\Delta\beta \uparrow$ ) і самі значення  $\beta$  - рис. 5.2, рис. 5.5, рис. 5.8, відповідно.

5. Автокореляційні функції  $Q(\varphi_i, \Delta x)$  і  $Q(\varphi_i, \Delta y)$ , що характеризують ступень узгодженості поляризаційних мап  $\beta(\varphi_i, x, y)$  в ортогональних напрямках ( $Ox$  і  $Oy$ ), являють собою складні спадаючі залежності із флуктуаціями ( $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta x)$  і  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta y)$ ) власних значень залежності – рис. 5.3, рис. 5.6, рис. 5.9.

6. Із зростанням ( $\uparrow$ ) величини фазового перерізу ( $\varphi \uparrow$ ) поляризаційно-неоднорідного поля ( $\beta(x, y)$ ) зменшується півширина залежностей кроскореляційних функцій  $Q(\varphi_i, \Delta x)$  і  $Q(\varphi_i, \Delta y)$ , а також амплітуда флуктуацій  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta x)$  і  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta y)$ .

Проаналізуємо одержані результати з фізичної точки зору у межах статистичного та кореляційного підходів.

*Статистичний аналіз.* Полікристалічна дендритна мережа формується планарно розташованими в площині плівки ліквору голкоподібними лінійно двопротенезаломлюючими ( $\delta$ ) кристалами альбуміну з хаотично розташованими напрямками ( $\rho$ ) оптичних осей (розділ 2, параграф 2.8). Таким чином зразок оптико-анізотропні властивості плівки ліквору визначаються розподілами фазових  $\Phi_\delta$  і орієнтаційних  $\Phi_\rho$  параметрів. При проходженні поляризованого лазерного випромінювання крізь локальний кристал з випадковими параметрами  $\rho_i, \delta_i$  формується випадкове значення еліптичності  $\beta_i$  поляризації (розділ 2, параграф 2.8.1). В результаті в певній парціальній площині формується двомірний розподіл випадкових значень

еліптичності  $\Phi_\beta$ , явний аналітичний вигляд якого приведений в [284-289]. Кількісною оцінкою такого розподілу є сукупність статистичних моментів 1-го – 4-го порядків  $Z_{i=1;2;3;4}(\beta)$  (розділ 2, параграф 2.8.1).

В нашій ситуації шляхом варіацій по наростаючій величини фазового перерізу  $\varphi_i$  можна послідовно детектувати розподіли  $\Phi_\beta(\varphi_i)$  в різних парціальних площинах полікристалічної плівки ліквору. Слід зазначити, що для малих значень  $\varphi_i$  (в нашому випадку  $\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ) найбільш імовірними є координатно-локалізовані окремі акти взаємодії лазерного випромінювання з окремими кристалами. За рахунок цього мапа розподілу еліптичності поляризації  $\beta(x, y)$  являє собою сукупність локальних поляризаційних доменів  $\beta(\Delta x, \Delta y) \approx \text{const}$  з незначним діапазоном зміни величини еліптичності ( $-20^\circ \leq \beta \leq 20^\circ$ ) на фоні найбільш імовірного лінійно поляризованого випромінювання ( $\beta = 0^\circ$ ), що відповідає оптично ізотропним ділянкам плівки ліквору - рис. 5.2. Тому такий розподіл  $\Phi_\beta(\varphi_i = 0,4 \text{ рад})$  в загальному характеризується малими значеннями статистичних моментів 1-го (середнє) і 2-го (дисперсія) порядків і, навпаки, значним рівнем асиметрії ( $Z_3(\beta)$ ) і ексцесу ( $Z_4(\beta)$ ).

Для більших значень фазового перерізу (в нашому випадку  $\varphi = 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$ ) зростає імовірність взаємодії з декількома оптично-анізотропними кристалічними утвореннями дендритної мережі. Внаслідок цього зростає кількість, площа, величина та діапазон зміни еліптичності в межах поляризаційних доменів – рис. 5.5 і рис. 5.8. Кількісно це виявляється у протилежних тенденціях зміни величини статистичних моментів -  $Z_1(\beta)$  і  $Z_2(\beta)$  - зростають; статистичні моменти вищих порядків, навпаки, зменшуються.

*Кореляційний аналіз.* Порівняльний аналіз координатної структури мап еліптичності поляризації  $\beta(\varphi_i, x, y)$  у різних фазових перерізах  $\varphi_i$  виявив наступні спільні особливості.

По-перше, координатну неоднорідність топографічної будови поляризаційних доменів.

По-друге, розташування таких поляризаційних ділянок ( $\beta(\Delta x, \Delta y) \approx const$ ) повторюється з певною періодичністю – рис. 5.2, рис. 5.5, рис. 5.8.

Перший чинник виявляється в достатньо швидкому спаданні власних значень автокореляційних функцій  $Q$ , які визначалися у двох взаємно перпендикулярних напрямках. Другий – призводить до формування квазіперіодичних флуктуацій ( $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta x)$  і  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta y)$ ) величини кроскореляційних функцій  $Q(\varphi_i, \Delta x)$  і  $Q(\varphi_i, \Delta y)$ .

Така структура автокореляційних залежностей поляризаційних мап голчастих мереж біохімічних кристалів плівки ліквору добре узгоджується з даними поляризаційного картографування гістологічних зрізів біологічних тканин з лінійно двопротенезаломлюючими фібрилярними сітками [8,9,215,237,249,283].

Зростання величини фазового перерізу (в нашому випадку  $\varphi = 0,8 rad; 1,2 rad$ ) призводить до зменшення півширини кроскореляційних функцій  $Q(\varphi_i, \Delta x)$  і  $Q(\varphi_i, \Delta y)$ , зростанню гостроти їх піку, а також зменшенню амплітуди їх флуктуацій  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta x)$ ,  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta y)$ . Причиною цього є зростання координатної неоднорідності поляризаційно-неоднорідного лазерного поля в даних площинах. А саме, збільшується кількість локальних поляризаційних доменів, в межах площі яких зростає величина та діапазон зміни еліптичності – рис. 5.5 і рис. 5.8 за рахунок збільшення імовірності взаємодії лазерного випромінювання з декількома оптично-анізотропними кристалічними утвореннями дендритної мережі.

З фізичної точки зору такий процес вказує на формування більш поляризаційно-неоднорідного поля лазерного випромінювання, перетвореного ансамблем кристалів дендритної мережі плівки ліквору.



Кількісно це виявляється у протилежних тенденціях зміни величини кореляційних моментів – середнє значення ( $K_1(\beta)$ ) і півширина ( $K_2(\beta)$ ) – кроскореляційних функцій  $Q(\varphi_i, \Delta x)$  і  $Q(\varphi_i, \Delta y)$  мап еліптичності поляризації  $\beta(\varphi_i, x, y)$  зменшуються. Кореляційні моменти вищих порядків ( $K_{3,4}(\beta)$  - асиметрія та ексцес крос кореляційних), навпаки, зростають із збільшенням величини фазового перерізу 3D розподілу величини еліптичності поляризації полікристалічної плівки ліквору.

Величини статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$  і кореляційних  $K_{j=1;2;3;4}$  моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли та кроскореляційні функції величини еліптичності  $\beta$  поляризації тривимірного мікроскопічного зображення полікристалічної дендритної мережі плівки ліквору у різних фазових перерізах  $\varphi$  приведені в таблиці 5.1.

**Таблиця 5.1.**

Статистичні ( $Z_{i=1;2;3;4}$ ) і кореляційні ( $K_{j=1;2;3;4}$ ) моменти, які характеризують розподіли величини еліптичності  $\beta$  поляризації мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору у різних фазових перерізах  $\varphi$

$Z_i(\beta)$			$K_j(\beta)$		
$\varphi = 0,4$	$Z_1$	0,09	$\varphi = 0,4$	$K_1$	0,19
	$Z_2$	0,11		$K_2$	0,12
	$Z_3$	1,18		$K_3$	0,47
	$Z_4$	1,57		$K_4$	0,65
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,13	$\varphi = 0,8$	$K_1$	0,12
	$Z_2$	0,15		$K_2$	0,08
	$Z_3$	0,87		$K_3$	1,03
	$Z_4$	1,09		$K_4$	1,49
$\varphi = 1,2$	$Z_1$	0,19	$\varphi = 1,2$	$K_1$	0,07
	$Z_2$	0,21		$K_2$	0,05
	$Z_3$	0,53		$K_3$	1,28
	$Z_4$	0,48		$K_4$	1,87

Порівняльний аналіз зміни величини статистичних і кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків у різних фазових перерізах 3D розподілу еліптичності поляризації об'єктного поля полікристалічної плівки ліквору виявив значні відмінності між ними:

- $\Delta Z_1(\varphi) = 2,1; \Delta Z_2(\varphi) = 1,9; \Delta Z_3(\varphi) = 2,3; \Delta Z_4(\varphi) = 2,3;$
- $\Delta K_1(\varphi) = 2,3; \Delta K_2(\varphi) = 2,4; \Delta K_3(\varphi) = 2,7; \Delta K_4(\varphi) = 2,9.$

Як видно, найбільш чутливими до зміни параметрів лінійного двопронезаломлення ( $\rho, \delta$ ) полікристалічної мережі дендритних кристалів в об'ємі плівки ліквору виявилися статистичні ( $Z_{i=3,4}$  - відмінності для різних фазових перерізів складають – 2,3 рази) і кореляційні ( $K_{i=3,4}$  - відмінності для різних фазових перерізів складають – 2,7 – 2,9 рази) моменти вищих порядків, які характеризують розподіли величини еліптичності  $\beta(\varphi, x, y)$  поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля лазерного випромінювання.

## **5.2. Тривимірні мапи еліптичності поляризації сферолітних полікристалічних мереж плівок жовчі**

Оптично-анізотропна структура плівок жовчі переважно формується за рахунок кристалізації трьох типів сполук:

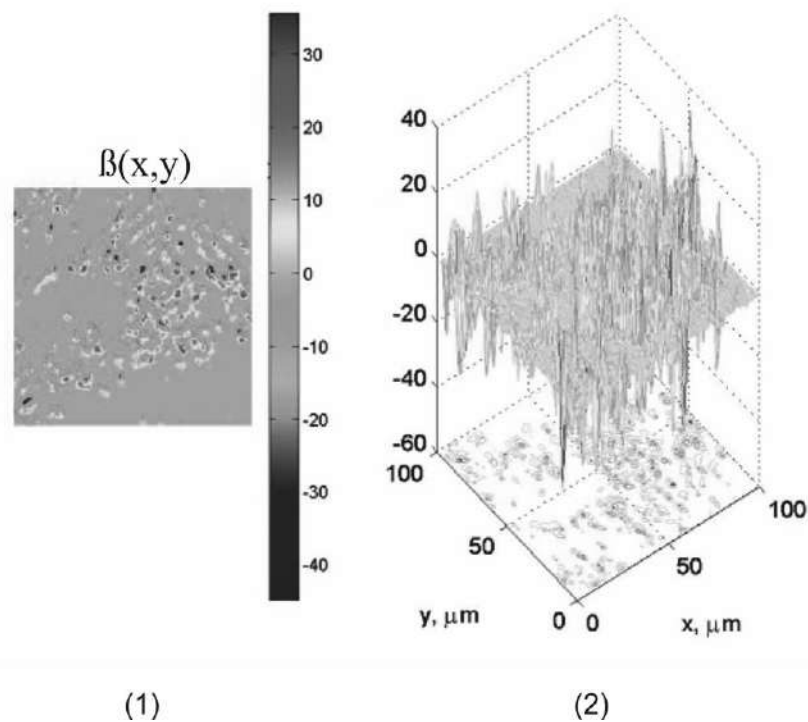
- глибокоподібні кристали моногідрату холестеролу і білірубінату кальцію;
- голчасті кристали жирних кислот.

Відомі наступні механізми кристалізації [72-78]:

- дендритний - призводить до перетворення рідкокристалічної оптико - анізотропної фракції у сукупність твердих голчастих оптично одновісних двопронезаломлюючих кристалів;
- дисклінаційний - фази призводить до формування твердокристалічної фракції у вигляді прямокутних, ромбовидних кристалів моногідрату холестеролу.

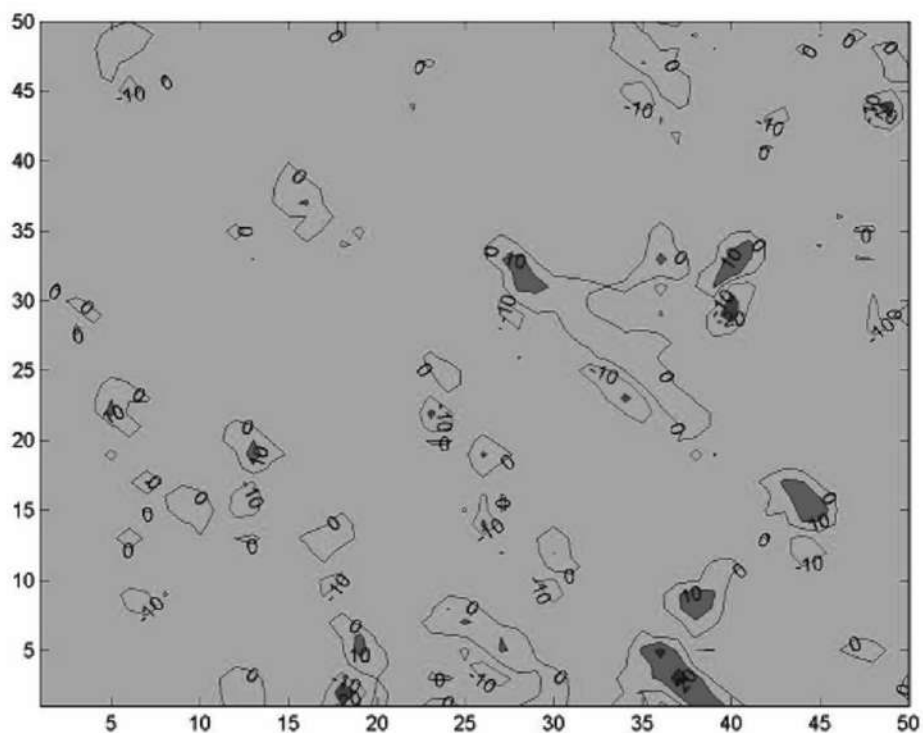
В результаті спостерігається утворення глибок білірубінату кальцію і мікросферолітів карбоната кальцію. Така структура полікристалічної мережі плівки жовчі володіє менш виразним (за рахунок значної разорієнтації напрямів оптичних осей локальних кристалів) лінійним двопронезаломленням у порівнянні з ансамблем структурованих за напрямками сукупності голчастих кристалів в об'ємі плівки ліквору.

Результати пошарового відтворення поляризаційних мап еліптичності об'ємного розподілу лазерного випромінювання, перетвореного сферолітною кристалічною мережею плівки жовчі приведені на серії залежностей рис. 5.10, рис. 5.13 і рис. 5.16. Рис. 5.11, рис. 5.14 і рис. 5.17 ілюструють топографічну структуру ( $50\text{pix} \times 50\text{pix}$ ) мапи еліптичності поляризації лазерного випромінювання в товщі полікристалічної плівки жовчі у різних фазових перерізах. Дані кроскореляційного аналізу пошарових розподілів величини еліптичності поляризації в об'ємі плівки жовчі представлені у вигляді серії автокореляційних функцій на рис. 5.12, рис. 5.15 і рис. 5.18.

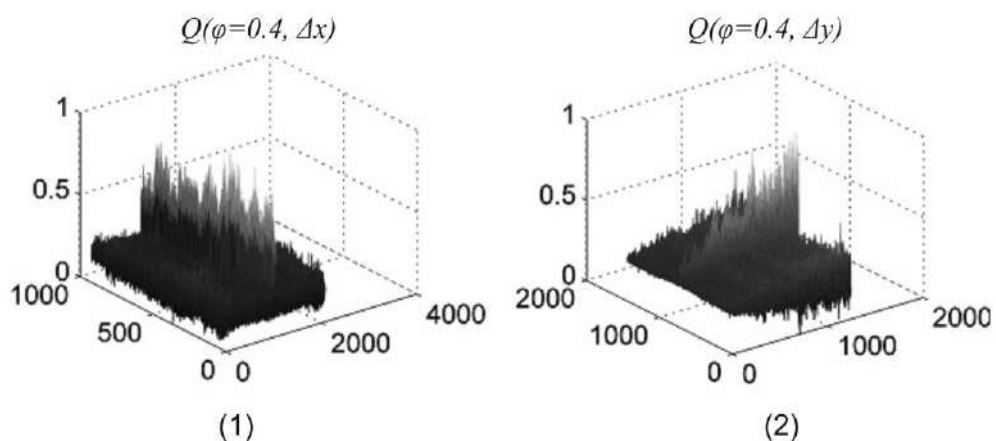


**Рис. 5.10.** Координатна (фрагмент (1)) та об'ємна (фрагмент (2)) структура мапа еліптичності поляризації полікристалічної плівки жовчі у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.

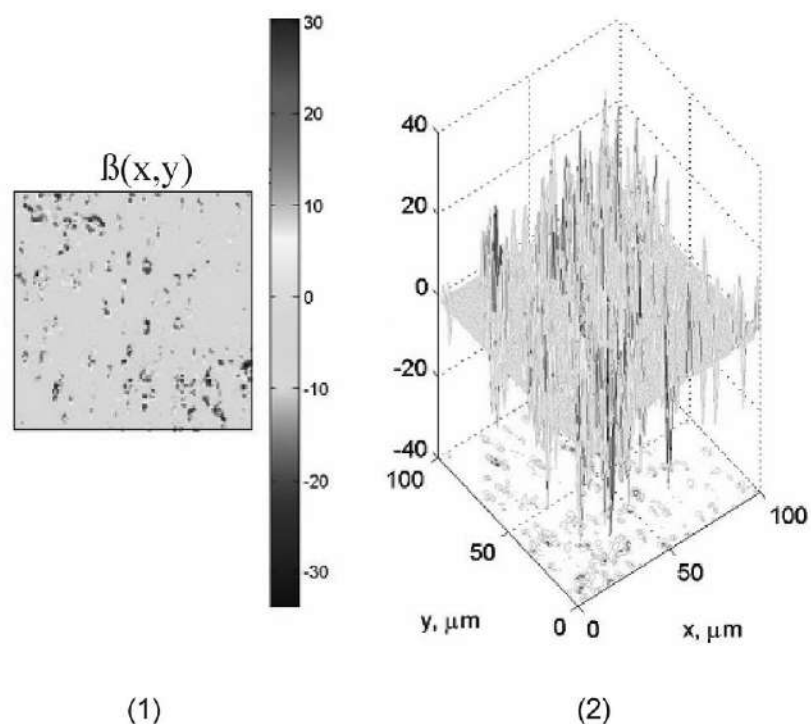
$$\beta (\varphi=0.4 \text{ рад}, x,y)$$



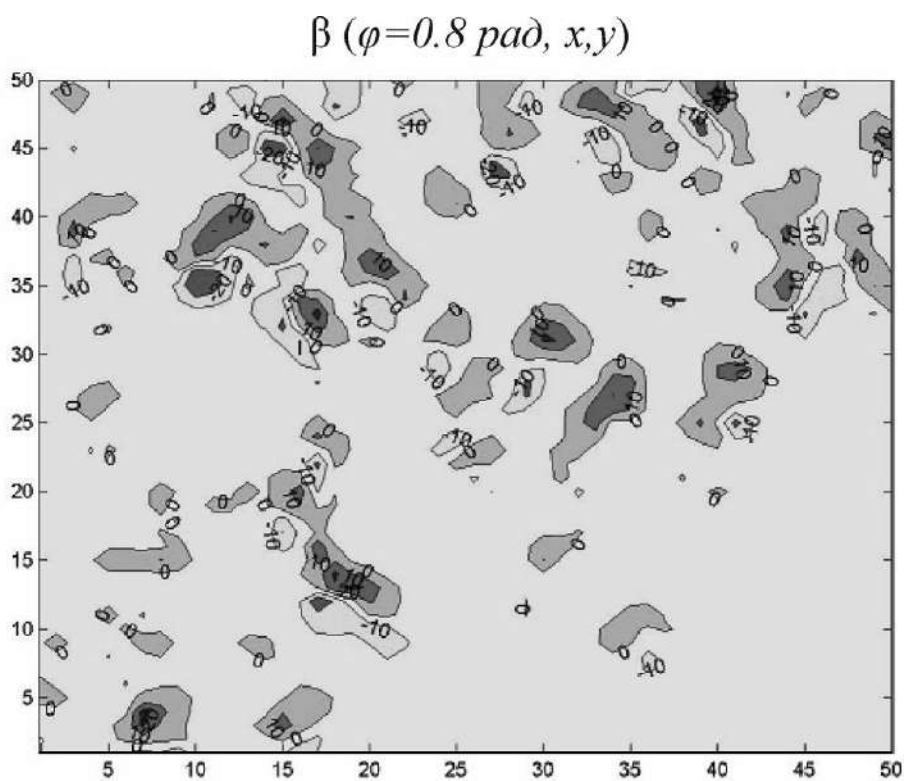
**Рис. 5.11.** Топографічна структура ( $50 \text{ pix} \times 50 \text{ pix}$ ) мапи еліптичності поляризації полікристалічної плівки жовчі у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.



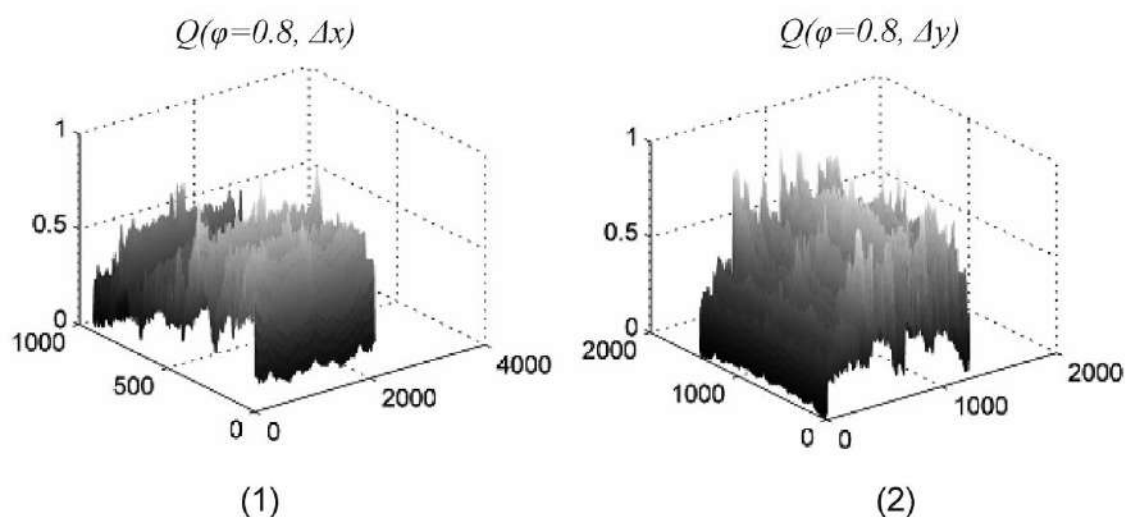
**Рис. 5.12.** Кроскореляційні функції розподілу величини еліптичності поляризації полікристалічної плівки жовчі у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.



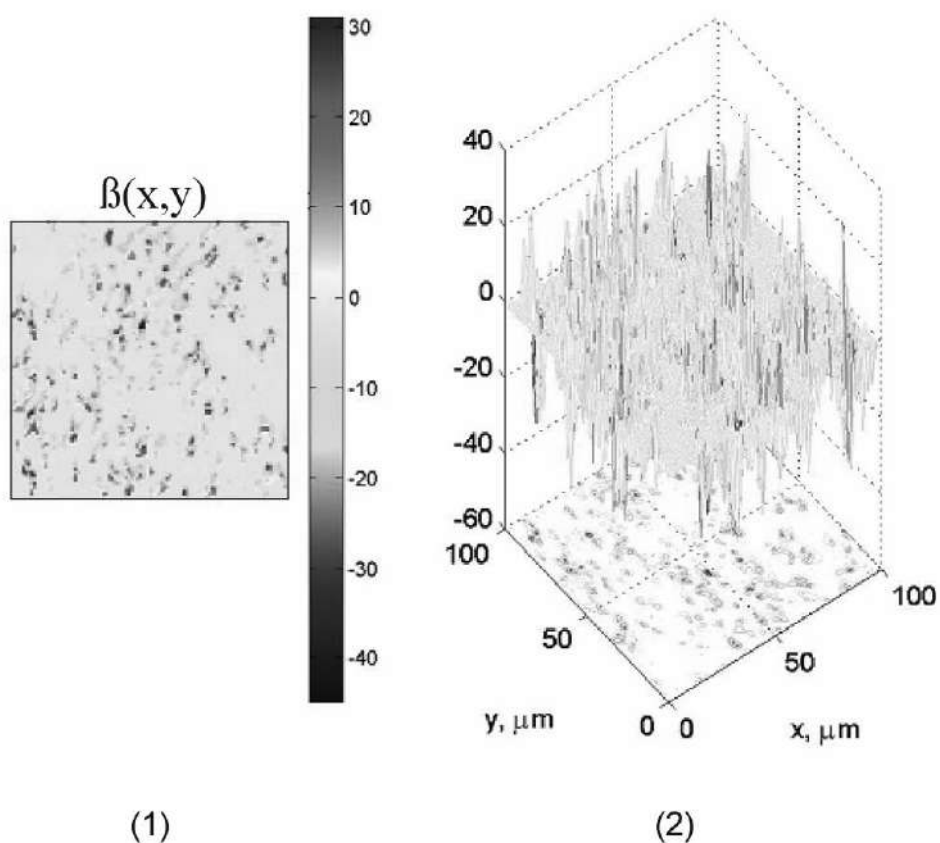
**Рис. 5.13.** Координатна (фрагмент (1)) та об'ємна (фрагмент (2)) структура мапа еліптичності поляризації полікристалічної плівки жовчі у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.



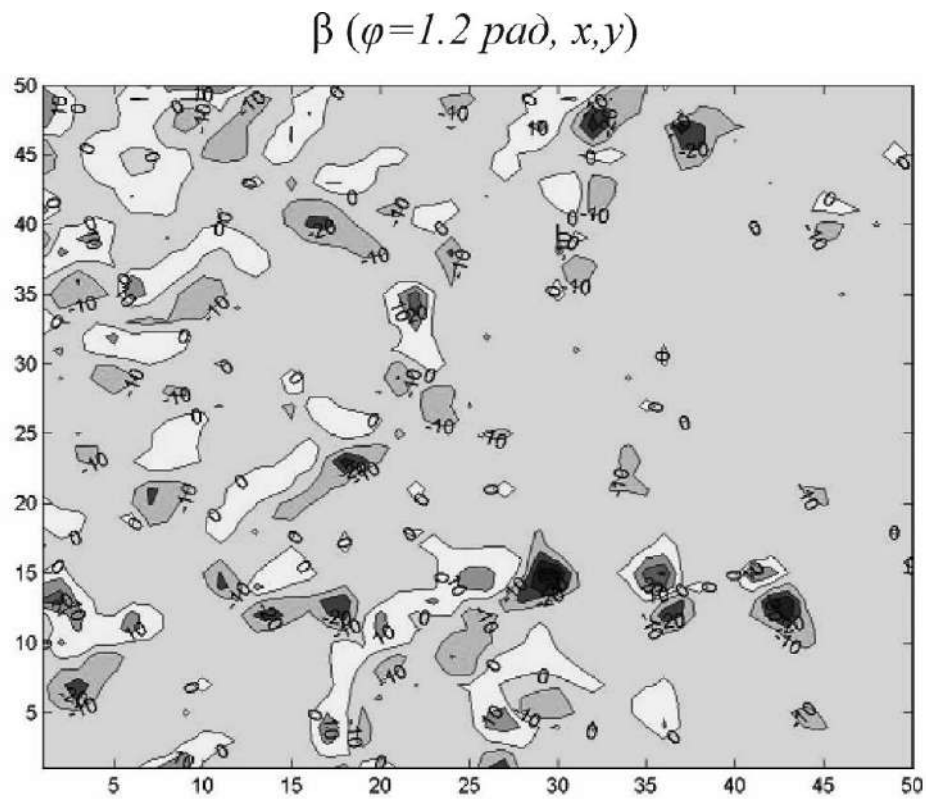
**Рис. 5.14.** Топографічна структура ( $50 \text{ pix} \times 50 \text{ pix}$ ) мапи еліптичності поляризації полікристалічної плівки жовчі у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$ .



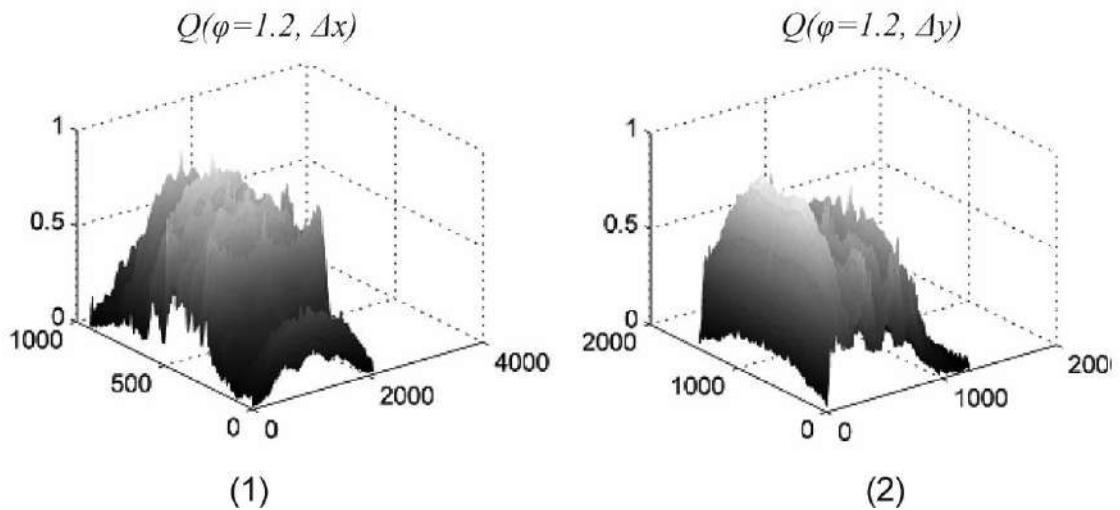
**Рис. 5.15.** Кроскореляційні функції розподілу величини еліптичності поляризації полікристалічної плівки жовчі у фазовому перерізі  $\varphi=0,8$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 5.16.** Координатна (фрагмент (1)) та об'ємна (фрагмент (2)) структура мапа еліптичності поляризації полікристалічної плівки жовчі у фазовому перерізі  $\varphi=1,2$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 5.17.** Топографічна структура ( $50 \text{ pix} \times 50 \text{ pix}$ ) мапи еліптичності поляризації полікристалічної плівки жовчі у фазовому перерізі  $\varphi=1,2$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 5.18.** Кроскореляційні функції розподілу величини еліптичності поляризації полікристалічної плівки жовчі у фазовому перерізі  $\varphi=1,2$ . Пояснення у тексті.

Порівняльний з даними (рис. 5.1 – рис. 5.9) поляризаційного картографування об'ємного розподілу еліптичності об'єктного поля полікристалічної плівки ліквору аналіз одержаних результатів в різних фазових перерізах поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічною мережею сферолітних кристалів плівки жовчі, (рис. 5.10 – рис. 5.18) виявив:

1. Як і для оптичних проявів дендритної мережі голчастих кристалів плівки ліквору (рис. 5.1, рис. 5.2, рис. 5.4, рис. 5.5, рис. 5.7, рис. 5.8, фрагменти (1),(2)) у кожному фазовому перерізі об'ємного поля лазерного випромінювання мережі сферолітних кристалів жовчі має місце формування поляризаційної неоднорідності у вигляді розподілів невеликих за розмірами острівкових доменів еліптичності поляризації (рис. 5.10, рис. 5.11, рис. 5.13, рис. 5.14, рис. 5.16, рис. 5.17, фрагменти (1),(2)).

2. У межах парціальних фазових перерізів  $\varphi_i = 0,4 \text{ рад}; 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$  для кожного з таких координатних розподілів  $\beta(\varphi_i, x, y)$  притаманна значна перевага поляризаційно-однорідних ділянок над індивідуальними за статистичною (рис. 5.10, рис. 5.13, рис. 5.16, фрагменти (2)) та топографічною структурою доменів з еліптичною поляризацією - рис. 5.11, рис. 5.14, рис. 5.17.

3. Топографічна структура мап еліптичності поляризації об'єктного поля полікристалічної плівки жовчі являє собою сукупність малочисельних (у порівнянні з даними 3D поляризаційного картографування плівки ліквору - рис. 5.2, рис. 5.5, рис. 5.8) локальних еліптично поляризованих доменів  $\beta(\Delta x, \Delta y) \approx const$ , які хаотично розташовані в площині фазових перерізів  $\varphi_i$  - рис. 5.11, рис. 5.14, рис. 5.17.

4. Зростання ( $\uparrow$ ) величини фазового перерізу ( $\varphi \uparrow$ ) поляризаційно-неоднорідного поля плівки жовчі (рис. 5.11, рис. 5.14, рис. 5.17) виявляє більш повільне збільшення діапазону зміни локальних значень еліптичності поляризації ( $\Delta\beta \uparrow$ ) і самі значення  $\beta$  у порівнянні з пошаровими мапами



еліптичності поляризації дендритної полікристалічної мережі плівки ліквору - рис. 5.2, рис. 5.5, рис. 5.8, відповідно.

5. Кроскореляційні функції  $Q(\varphi_i, \Delta x)$  і  $Q(\varphi_i, \Delta y)$ , обчислені для серії поляризаційних мап  $\beta(\varphi_i, x, y)$  сферолітної полікристалічної мережі плазми крові (рис. 5.12, рис. 5.15, рис. 5.18) в ортогональних напрямках ( $Ox$  і  $Oy$ ), характеризуються меншим спаданням і амплітудою флуктуацій ( $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta x)$  і  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta y)$ ) власних значень у порівнянні з аналогічними автокореляційними залежностями пошарових мап поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля плівки ліквору - рис. 5.3, рис. 5.6, рис. 5.9.

6. Із зростанням ( $\uparrow$ ) величини фазового перерізу ( $\varphi \uparrow$ ) об'ємного розподілу поляризаційно-неоднорідного поля ( $\beta(x, y)$ ) полікристалічної плівки жовчі незначно зменшується півширина залежностей кроскореляційних функцій  $Q(\varphi_i, \Delta x)$  і  $Q(\varphi_i, \Delta y)$ , а також амплітуда слабких флуктуацій  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta x)$  і  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta y)$ .

У межах статистичного та кореляційного підходів проведемо аналіз фізичних причин формування тривимірного розподілу поляризаційно-неоднорідного поля сферолітної мережі біохімічних кристалів плівки жовчі людини.

#### *Статистичний аналіз.*

Ми вже зазначали, що полікристалічна мережа плівки жовчі формується планарно розташованими сферолітними лінійно двопронезаломлюючими кристалами білірубінату кальцію і мікросферолітів карбоната кальцію.

За рахунок значної разорієнтації напрямів оптичних осей локальних кристалів полікристалічної мережі плівки жовчі володіє менш виразним лінійним двопронезаломленням у порівнянні з ансамблем структурованих за напрямками сукупності голчастих кристалів в об'ємі плівки ліквору. Тому при проходженні поляризованого лазерного випромінювання крізь

сферолітний кристал з випадковими параметрами  $\rho_i, \delta_i$  формується менше значення еліптичності  $\beta_i$  поляризації (розділ 2, параграф 2.8.1).

В результаті в фазових перерізах формуються двомірні розподіли випадкових значень еліптичності  $\Phi_\beta$  з незначним діапазоном зміни величини еліптичності ( $-20^\circ \leq \beta \leq 20^\circ$ ) на фоні найбільш імовірного лінійно поляризованого випромінювання ( $\beta = 0^\circ$ ), що відповідає оптично ізотропним ділянкам плівки жовчі – рис. 5.11, рис. 5.14, рис. 5.17.

Зростання величини фазового перерізу призводить ( $\varphi = 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$ ) до незначного зростання кількості, площі, величини та діапазону зміни еліптичності в межах поляризаційних доменів – рис. 5.14 і рис. 5.17. Тому розподіли  $\Phi_\beta(\varphi_i)$  в загальному характеризується малими значеннями статистичних моментів 1-го (середнє) і 2-го (дисперсія) порядків і, навпаки, значним рівнем асиметрії ( $Z_3(\beta)$ ) і ексцесу ( $Z_4(\beta)$ ).

Для більших значень фазового перерізу об'ємного розподілу поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля плівки жовчі за рахунок зростання імовірності взаємодії з кристалічними утвореннями сферолітної мережі середнє ( $Z_1(\beta)$ ) і дисперсія ( $Z_2(\beta)$ ) зростають. Статистичні моменти вищих порядків ( $Z_{3,4}(\beta)$ ), які характеризують асиметрію та гостроту піку автокреляційних функцій, навпаки, дещо зменшуються.

#### *Кореляційний аналіз.*

Порівняльний аналіз координатної структури мап еліптичності поляризації  $\beta(\varphi_i, x, y)$  об'єктного поля плівки плазми крові (рис. 5.11, рис. 5.14, рис. 5.17) виявив наступні відмінності від аналогічних пошарових розподілів лазерного випромінювання, перетвореного мережею голчастих кристалів плівки ліквору рис. 5.2, рис. 5.5, рис. 5.8:

- менші розміри поляризаційних доменів еліптичності на фоні значних поляризаційно-однорідних ділянок;

- хаотичне розташування таких поляризаційних-неоднорідних ділянок ( $\beta(\Delta x, \Delta y) \approx const$ ) в площині парціального фазового перерізу поля лазерного випромінювання.

Внаслідок цього значення автокореляційних функції  $Q$  спадають повільніше, мають менш гострий пік за рахунок більшої півширини, а також більш симетричні. Флуктуації ( $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta x)$  і  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta y)$ ) власних значень кроскореляційних функцій  $Q(\varphi_i, \Delta x)$  і  $Q(\varphi_i, \Delta y)$  пошарових мап еліптичності поляризації в усіх фазових перерізах незначні.

Виявлена структура автокореляційних залежностей  $Q(\varphi_i, \Delta x)$  і  $Q(\varphi_i, \Delta y)$  поляризаційних мап еліптичності  $\beta(\varphi_i, x, y)$  об'єктного поля сферолітних мереж біохімічних кристалів плівки жовчі добре узгоджується з даними поляризаційного картографування гістологічних зрізів паренхіматозних біологічних тканин з острівковими оптично анізотропними утвореннями протеїнових молекул [8,9, 266-268,283].

Із збільшенням ( $\varphi = 0,8 \text{ рад}$ ;  $1,2 \text{ рад}$ ) величини фазового перерізу об'єктного поля полікристалічної плівки жовчі за рахунок зростання координатної неоднорідності поляризаційно-неоднорідного лазерного поля в даних площинах має місце зменшення півширини кроскореляційних функцій  $Q(\varphi_i, \Delta x)$  і  $Q(\varphi_i, \Delta y)$  та амплітуди їх флуктуацій  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta x)$ ,  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta y)$ , а також зростання гостроти їх піку, – рис. 5.14 і рис. 5.17. Такі тенденції об'єктивно характеризують протилежні зміни величини кореляційних моментів –  $K_1(\beta) \downarrow$ ,  $K_2(\beta) \downarrow$  і, навпаки,  $K_{3;4}(\beta) \uparrow$ .

Величини статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$  і кореляційних  $K_{j=1;2;3;4}$  моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли та кроскореляційні функції величини еліптичності  $\beta$  поляризації тривимірною мікроскопічного зображення полікристалічної сферолітної мережі плівки жовчі у різних фазових перерізах  $\varphi$  приведені в таблиці 5.2.

Таблиця 5.2.

Статистичні ( $Z_{i=1;2;3;4}$ ) і кореляційні ( $K_{j=1;2;3;4}$ ) моменти, які характеризують розподіли величини еліптичності  $\beta$  поляризації мікроскопічного зображення полікристалічної плівки жовчі у різних фазових перерізах  $\varphi$

$Z_i(\beta)$			$K_j(\beta)$		
$\varphi = 0,4$	$Z_1$	0,06	$\varphi = 0,4$	$K_1$	0,31
	$Z_2$	0,09		$K_2$	0,22
	$Z_3$	1,41		$K_3$	0,37
	$Z_4$	1,95		$K_4$	0,51
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,09	$\varphi = 0,8$	$K_1$	0,27
	$Z_2$	0,11		$K_2$	0,18
	$Z_3$	1,18		$K_3$	0,53
	$Z_4$	1,59		$K_4$	0,64
$\varphi = 1,2$	$Z_1$	0,12	$\varphi = 1,2$	$K_1$	0,21
	$Z_2$	0,14		$K_2$	0,15
	$Z_3$	0,97		$K_3$	0,62
	$Z_4$	1,24		$K_4$	0,78

Порівняльний аналіз зміни величини статистичних і кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків у різних фазових перерізах 3D розподілу еліптичності поляризації об'єктного поля полікристалічної мережі дендритний і сферолітних кристалів плівок ліквору і жовчі виявив значні відмінності між ними. Параметри  $Z_{i=1;2;3;4}$  відрізняються в межах 1,2 – 1,8 разів;  $K_{i=1;2;3;4}$  - в 1,5 – 1,95 рази.

Виявлена різниця може стати підґрунтям для визначення та розробки об'єктивних критеріїв диференціації оптичних проявів полікристалічних мереж біологічних шарів з різними типами симетрії методом 3D поляризаційного картографування.

Окрім цього, нами встановлені наступні відмінності між статистичними і кореляційними параметрами мап еліптичності поляризації у різних фазових перерізах:

- $\Delta Z_1(\varphi)=1,9; \Delta Z_2(\varphi)=1,6; \Delta Z_3(\varphi)=1,5; \Delta Z_4(\varphi)=1,6;$
- $\Delta K_1(\varphi)=1,5; \Delta K_2(\varphi)=1,5; \Delta K_3(\varphi)=1,7; \Delta K_4(\varphi)=1,65.$

Як видно, найбільш чутливими до зміни параметрів структури полікристалічної мережі сферолітних кристалів в об'ємі плівки жовчі виявилися статистичні ( $Z_{i=1;2}$  - відмінності для різних фазових перерізів складають – 1,6 – 1,9 рази) і кореляційні ( $K_{i=3;4}$  - відмінності для різних фазових перерізів складають – 1,65 – 1,7 рази) моменти різних порядків, які характеризують розподіли величини еліптичності  $\beta(\varphi, x, y)$  поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля лазерного випромінювання.

Дана інформація про статистичну та топографічну структуру пошарових мап еліптичності поляризації може бути використана для визначення принципів диференціації змін оптичної анізотропії плівок біологічних рідин одного органу людини.

### **5.3. 3D – диференціація поляризаційних мап полікристалічних плівок сечі здорових донорів та хворих на альбумінурію**

В даній частині роботи наведені результати досліджень диференціації змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок сечі здорових донорів (36 зразків – група 1) і хворих на альбумінурію (36 зразків – група 2).

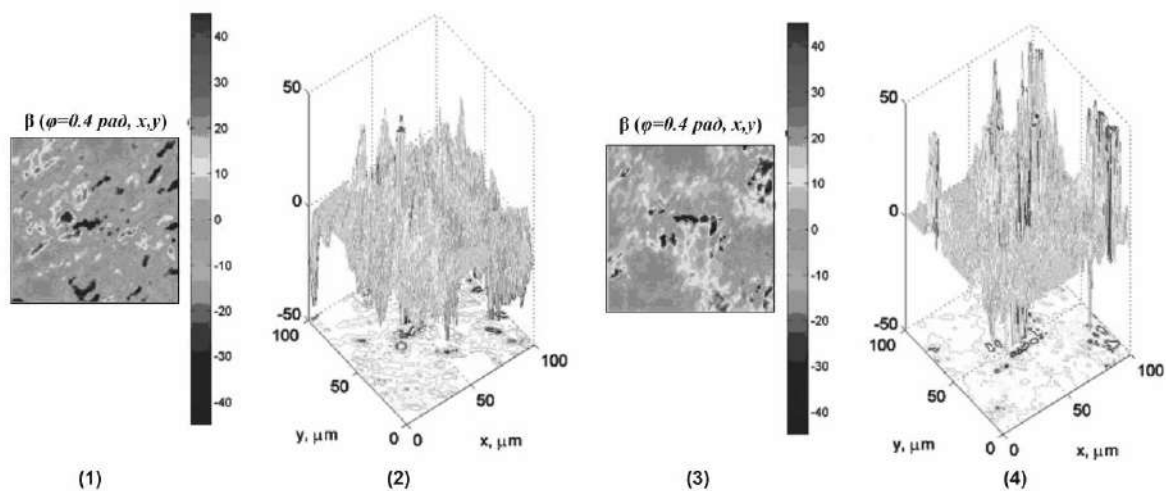
Полікристалічна структура плівок сечі здорових донорів являє собою суперпозицію і сферолітних (оксалати кальцію, кристали вуглекислого вапна, сечокислого амонію, трипельфосфатів) і незначної кількості голчастих (білкові епітеліальні та гіалінові циліндри, кров'яні циліндри) оптично анізотропних утворень [166,250,293,296]. Наявність патології нирок (альбумінурія) виявляється у появі в січі незначної кількості білків, які кристалізуються у вигляді лінійно двопророзломлюючих циліндрів.

На серії рис. 5.19, рис. 5.22 і рис. 5.25 представлені координатна (фрагменти (1),(3)) та об'ємна (фрагменти (2),(4)) структура мап еліптичності поляризації полікристалічних плівок сечі здорових донорів (фрагменти

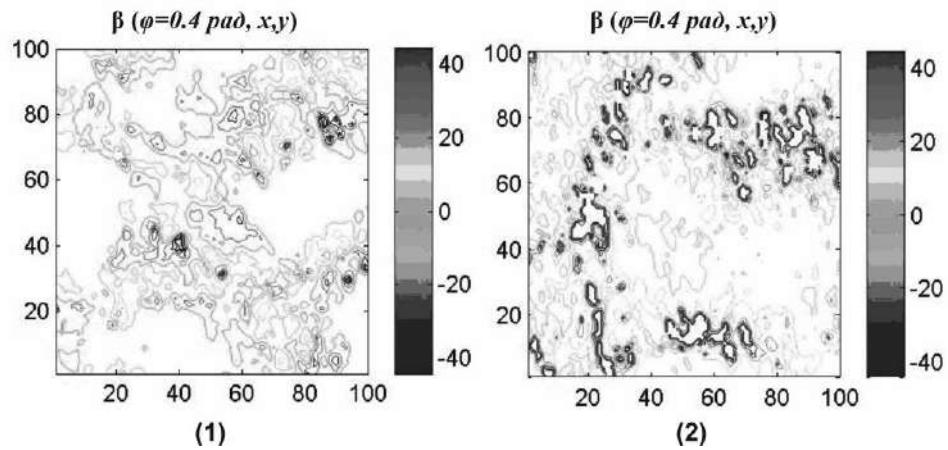
(1),(2)) та хворих на альбумінурію (фрагменти (2),(4)) у різних фазових перерізах  $\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ;  $0,8 \text{ рад}$ ;  $1,2 \text{ рад}$  об'ємного розподілу поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля лазерного випромінювання.

Рис. 5.20, рис. 5.23 і рис. 5.25 ілюструють топографічну структуру пошарових мап еліптичності поляризації полікристалічних плівок сечі з групи 1 і групи 2.

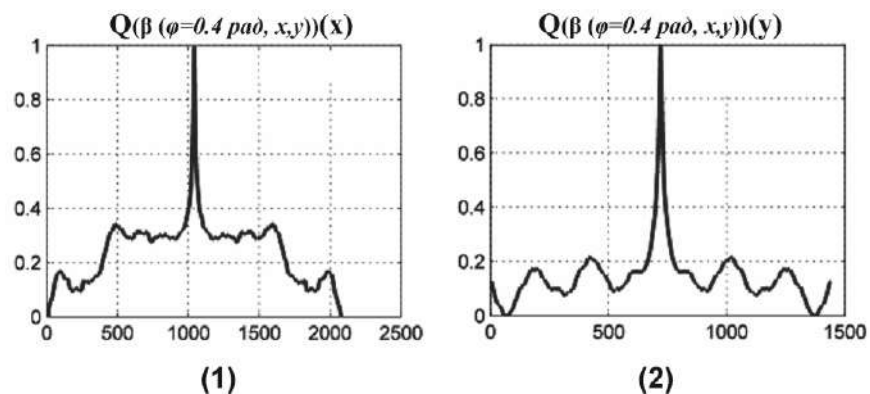
Результати кроскореляційного аналізу пошарових розподілів ( $\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ;  $0,8 \text{ рад}$ ;  $1,2 \text{ рад}$ ) величини еліптичності поляризації полікристалічних плівок сечі здорових донорів (фрагменти (1)) та хворих на альбумінурію (фрагменти (2)) приведені на серії рис. 5.21, рис. 5.24 і рис. 5.27.



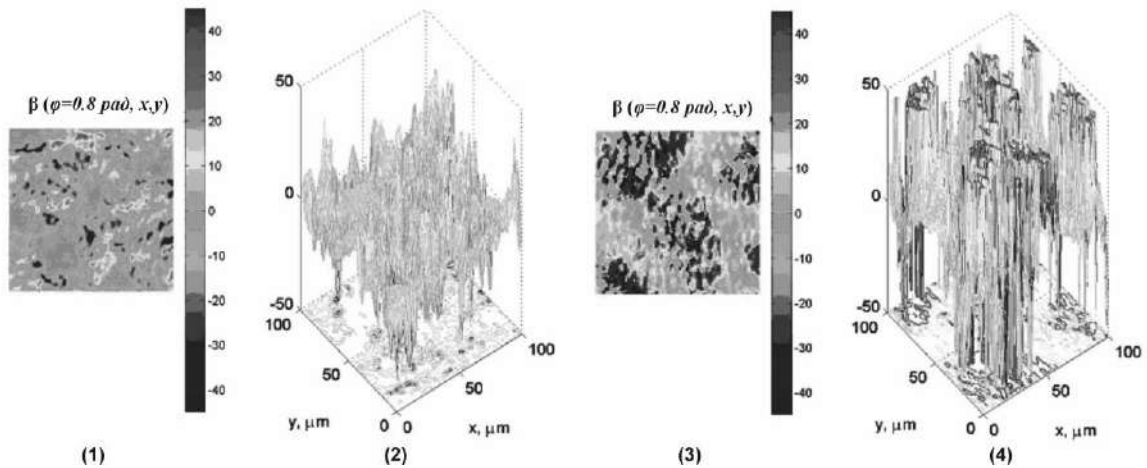
**Рис. 5.19.** Координатна (фрагменти (1),(3)) та об'ємна (фрагменти (2),(4)) структура мапа еліптичності поляризації полікристалічних плівок сечі здорових донорів (фрагменти (1),(2)) та хворих на альбумінурію (фрагменти (3),(4)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.



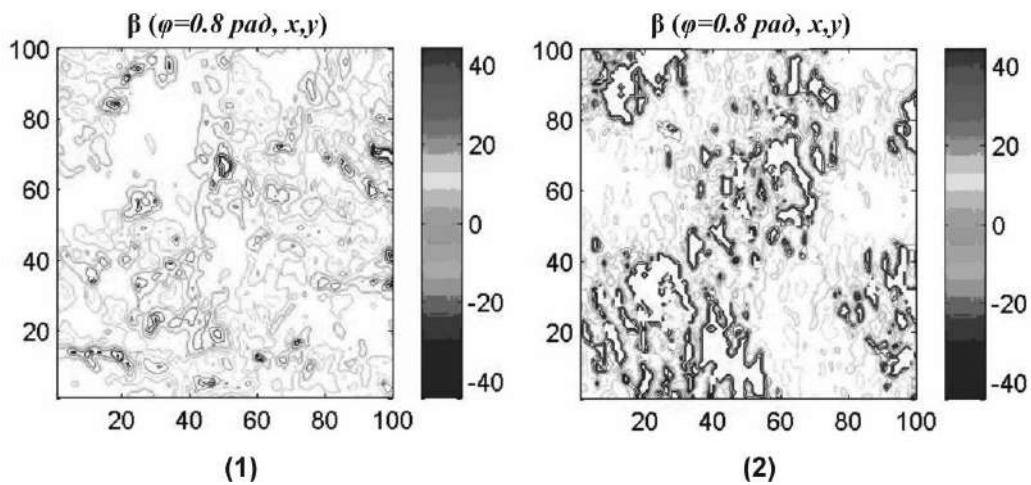
**Рис. 5.20.** Топографічна структура ( $100\text{pix} \times 100\text{pix}$ ) мап еліптичності поляризації полікристалічних плівок сечі здорових донорів (фрагмент (1)) та хворих на альбумінурію (фрагмент (2)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 5.21.** Автокореляційні функції розподілу величини еліптичності поляризації полікристалічних плівок сечі здорових донорів (фрагмент (1)) та хворих на альбумінурію (фрагмент (2)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.

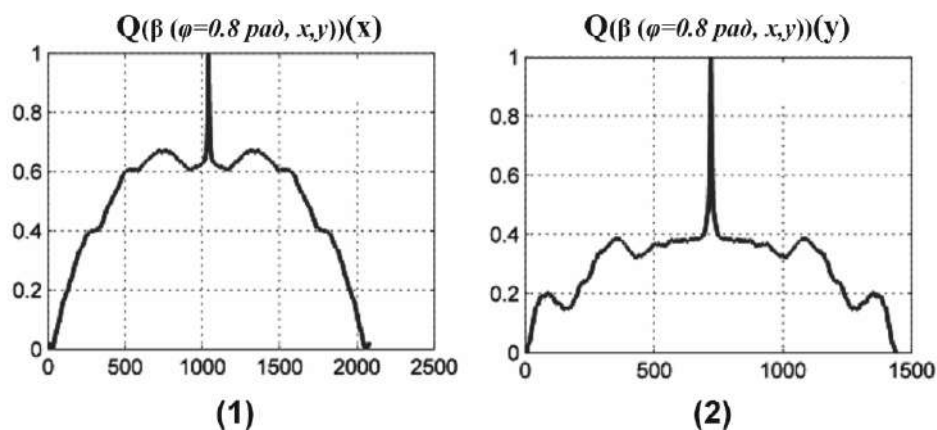


**Рис. 5.22.** Координатна (фрагменти (1),(3)) та об'ємна (фрагменти (2),(4)) структура мапа еліптичності поляризації полікристалічних плівок сечі здорових донорів (фрагменти (1),(2)) та хворих на альбумінурію (фрагменти (2),(4)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.

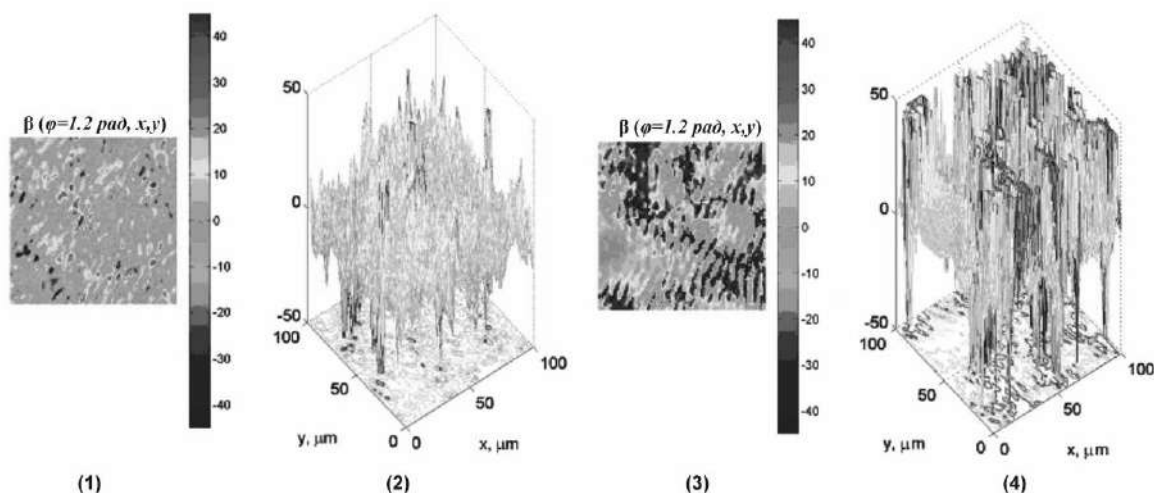


**Рис. 5.23.** Топографічна структура ( $100\text{pix} \times 100\text{pix}$ ) мап еліптичності поляризації полікристалічних плівок сечі здорових донорів (фрагмент (1)) та хворих на альбумінурію (фрагмент (2)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.

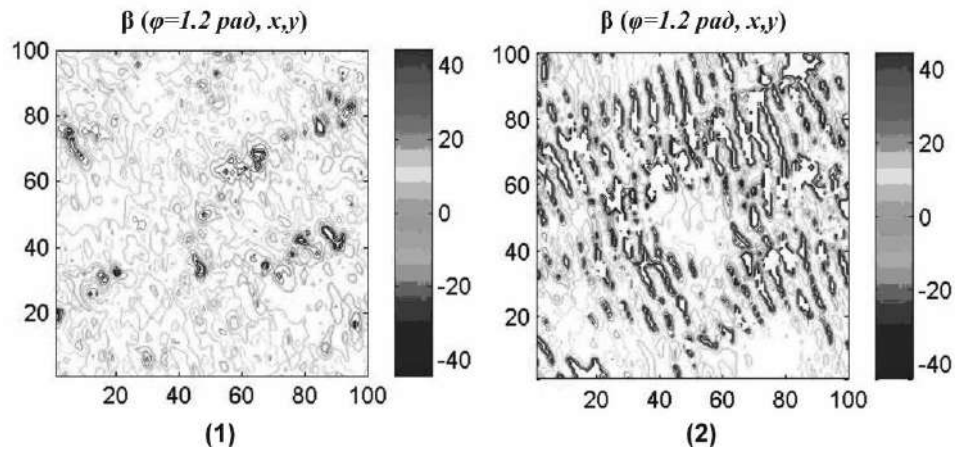




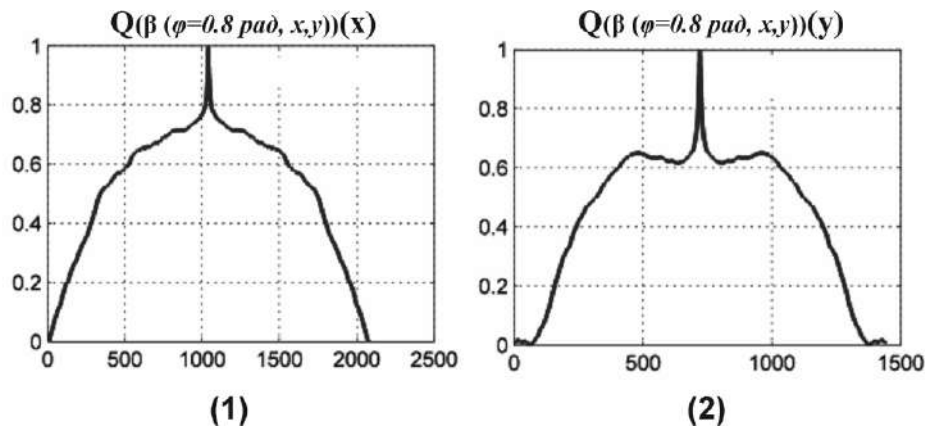
**Рис. 5.24.** Автокореляційні функції розподілу величини еліптичності поляризації полікристалічних плівок сечі здорових донорів (фрагмент (1)) та хворих на альбумінурію (фрагмент (2)) у фазовому перерізі  $\varphi=0,8$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 5.25.** Координатна (фрагменти (1),(3)) та об'ємна (фрагменти (2),(4)) структура мапа еліптичності поляризації полікристалічних плівок сечі здорових донорів (фрагменти (1),(2)) та хворих на альбумінурію (фрагменти (3),(4)) у фазовому перерізі  $\varphi=1,2$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 5.26.** Топографічна структура ( $100 \text{ pix} \times 100 \text{ pix}$ ) мап еліптичності поляризації полікристалічних плівок сечі здорових донорів (фрагмент (1)) та хворих на альбумінурію (фрагмент (2)) у фазовому перерізі  $\varphi=1,2$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 5.27.** Автокореляційні функції розподілу величини еліптичності поляризації полікристалічних плівок сечі здорових донорів (фрагмент (1)) та хворих на альбумінурію (фрагмент (2)) у фазовому перерізі  $\varphi=1,2$ . Пояснення у тексті.

Аналіз даних 3D поляризаційного картографування полікристалічних плівок сечі обох груп виявив наступні спільні закономірності:

1. Наявність поляризаційно – неоднорідної структури (розподіли величини еліптичності поляризації  $\beta(\varphi, x, y)$ ) об'єктних полів зразків плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію в усіх фазових перерізах

$\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ;  $0,8 \text{ рад}$ ;  $1,2 \text{ рад}$  – рис. 5.19, рис. 5.20, рис. 5.22, рис. 5.23, рис. 5.25 і рис. 5.26

2. З ростом величини фази  $\varphi_i$  має місце зростання середньої величини  $\beta$  та діапазону зміни даного параметру в пошарових перерізах об'ємного розподілу поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля лазерного випромінювання полікристалічних плівок сечі обох груп пацієнтів.

3. Топографічна структура мап еліптичності поляризації складається з двох основних частин – поляризаційно-однорідної ( $\beta(\varphi, x, y) = 0$ ) та доменної, статистично розподіленої за величиною розмірами, площею та формою локальних кластерів  $\beta_i(\varphi, x, y) = \text{const}$  – рис. 5.20, рис. 5.23 і рис. 5.26.

4. Автокореляційні залежності  $Q(x)$  і  $Q(y)$  координатних розподілів величини еліптичності поляризації  $\beta_i(\varphi, x, y)$  складаються з двох частин – монотонно спадаючої та флуктуаційної – рис. 5.21, рис. 5.24, рис. 5.27.

Виявлені наступні відмінності між пошаровими мапами еліптичності поляризації 3D розподілів об'єктного поля полікристалічних плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію.

1. Для полікристалічних оптично анізотропних мереж плівок сечі з групи 2 притаманний більший рівень лінійного двопроменезаломлення, що виявляється у зростанні середнього значення та діапазону розкиду величини еліптичності поляризації для всіх фазових перерізів ( $\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ;  $0,8 \text{ рад}$ ;  $1,2 \text{ рад}$ ) об'єктного поля – фрагменти (2) і (4) рис. 5.19, рис. 5.22 і рис. 5.25.

2. Мапи еліптичності поляризації  $\beta_i(\varphi, x, y)$  поля лазерного випромінювання в об'ємі полікристалічних плівок сечі хворих на альбумінурію більш топографічно-неоднорідні неоднорідні та складаються з сукупності поляризаційних доменів  $\beta_i(\varphi, x, y) = \text{const}$  більшого рівня, кількості та площі на тлі поляризаційно-однорідного фону у порівнянні з

аналогічними поляризаційними мапами полікристалічних мереж плівок сечі здорових донорів – фрагменти (1) і (2) рис. 5.20, рис. 5.23 і рис. 5.26.

3. Автокореляційні залежності  $Q(x)$  і  $Q(y)$  координатних розподілів величини еліптичності поляризації  $\beta_i(\varphi, x, y)$  поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічними мережами хворих на альбумінурію характеризуються меншою півшириною та амплітудою флуктуацій на тлі більшої асиметрії та гостроти піку, - фрагменти (1) і (2) рис. 5.21, рис. 5.24 і рис. 5.27.

4. Для двох груп зразків плівок сечі у межах статистичного та кореляційного підходів виявлені наступні тенденції зміни величини статистичних і кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують оптичні прояви альбумінурії у порівнянні контрольною групою здорових донорів -  $Z_{1;2} \uparrow; Z_{3;4} \downarrow$  і  $K_{1;2} \downarrow; K_{3;4} \uparrow$ .

Одержані результати можна пов'язати з впливом наступних фізичних чинників.

По-перше, наявність патології нирок виявляється у потраплянні в сечу хворих білкових сполук, які кристалізуються у вигляді сукупності оптично-анізотропних білкових епітеліальних та гіалінових циліндрів. Речовина і форма таких просторово-орієнтованих біохімічних утворень характеризується наявністю оптичної осі та лінійним двоприменезаломленням.

По-друге, за рахунок таких трансформацій загальний рівень еліптичності поляризації об'єктного поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічною мережею плівки сечі хворих пацієнтів, зростає у порівнянні з поляризаційними параметрами мап фазових перерізів поля, сформованого переважно сферолітними полікристалічними утвореннями плівок сечі пацієнтів з контрольною групою.

Паралельно до цього збільшується кількість, розкид значень і розміри поляризаційних доменів еліптичності для зразків з групи 2. Тому слід

очікувати збільшення середнього ( $Z_1(\beta)$ ) і дисперсії ( $Z_2(\beta)$ ), і, навпаки, зменшення асиметрії ( $Z_3(\beta)$ ) та ексцесу ( $Z_4(\beta)$ ), які характеризують розподіли величини еліптичності поляризації  $\beta(\varphi, x, y)$  в усіх фазових перерізах ( $\varphi = 0,4 \text{ рад}; 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$ ) 3D розподілу поля лазерного випромінювання в об'ємі полікристалічних плівок, які містять лінійно двопророзаломлюючі білкові циліндри.

У межах кореляційного підходу зростання поляризаційної неоднорідності об'єктного поля плівок сечі хворих альбумінурією призводить до більш швидкої декореляції розподілів еліптичності (швидке спадання  $Q(\varphi_i, \Delta x)$  і  $Q(\varphi_i, \Delta y)$ ) та зменшення амплітуди осциляцій  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta x)$ ,  $\tilde{Q}(\varphi_i, \Delta y)$ ) поляризації.

Тому для таких зразків має місце наступний сценарій зміни кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків -  $K_{1;2}(\beta) \downarrow; K_{3;4}(\beta) \uparrow$ .

В таблиці 5.3 і таблиці 5.4 приведені середні значення ( $\bar{Z}_{i=1;2;3;4}, \bar{K}_{i=1;2;3;4}$ ) і середні похибки ( $\pm \sigma$ ) статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$  і кореляційних  $K_{i=1;2;3;4}$  моментів 1-го – 4-го порядків, визначених для серії фазових ( $\varphi = 0,4 \text{ рад}; 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$ ) розподілів величини еліптичності поляризації ( $\beta_i(\varphi, x, y)$ ) в межах обох груп біологічних препаратів (36 зразків) полікристалічних плівок сечі.

Паралельно з цим визначалися інформаційні параметри (збалансована точність  $A_c$ ) даного методу тривимірного поляризаційного картографування у завданні диференціації змін полікристалічної структури плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію (розділ 2, параграф 2.8.5, співвідношення (2.97)-(2.99)).

Таблиця 5.3

Статистичні моменти  $Z_{i=1;2;3;4}$ , які характеризують “фазові” розподіли величини еліптичності поляризації  $\beta$  мікроскопічних зображень полікристалічних плівок сечі здорових донорів та хворих на альбумінурію

$\beta$		Норма	Альбумінурія	Ac,%
$\varphi = 0,4$	$Z_1$	$0,08 \pm 0,005$	$0,1 \pm 0,006$	69
	$Z_2$	$0,11 \pm 0,006$	$0,13 \pm 0,007$	71
	$Z_3$	$1,65 \pm 0,092$	$1,21 \pm 0,073$	75
	$Z_4$	$2,21 \pm 0,13$	$1,57 \pm 0,092$	78
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	$0,105 \pm 0,006$	$0,14 \pm 0,008$	70
	$Z_2$	$0,125 \pm 0,007$	$0,16 \pm 0,009$	74
	$Z_3$	$1,32 \pm 0,086$	$0,88 \pm 0,054$	82
	$Z_4$	$1,88 \pm 0,11$	$1,06 \pm 0,064$	86
$\varphi = 1,2$	$Z_1$	$0,14 \pm 0,008$	$0,21 \pm 0,013$	74
	$Z_2$	$0,15 \pm 0,009$	$0,19 \pm 0,011$	72
	$Z_3$	$1,12 \pm 0,073$	$0,87 \pm 0,058$	80
	$Z_4$	$1,34 \pm 0,079$	$0,92 \pm 0,068$	78

З даних наведених в таблиці 5.3 випливає, що шляхом поляризаційного картографування об’ємних розподілів поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічними плівками сечі, можна здійснити диференціацію оптичних проявів структури біохімічних кристалів здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію з хорошою точністю (виділено сірим) -  $Ac(Z_{3;4}(\varphi = 0,8)) = 82\% - 86\%$ .

Як видно, такий рівень точності досягається у певному “оптимальному” фазовому перерізі. На нашу думку це пов’язано зі специфікою конкретної структури полікристалічних мереж зразків плівок сечі з різних груп пацієнтів. Іншими словами, де існують максимальні статистичні відмінності між параметрами лінійного двопронезаломлення мереж біохімічних кристалів, які виявляється у максимальних за даної ситуації відмінностях розподілів величини еліптичності поляризації.

Таблиця 5.4

Кореляційні моменти  $K_{j=1;2;3;4}$ , які характеризують “фазові” розподіли величини еліптичності поляризації  $\beta$  мікроскопічних зображень полікристалічних плівок сечі здорових донорів та хворих на альбумінурію

$\beta$		Норма	Альбумінурія	Ac, %
$\varphi = 0,4$	$K_1$	$0,23 \pm 0,015$	$0,18 \pm 0,011$	68
	$K_2$	$0,17 \pm 0,011$	$0,14 \pm 0,08$	70
	$K_3$	$0,46 \pm 0,028$	$0,68 \pm 0,044$	78
	$K_4$	$0,62 \pm 0,038$	$0,89 \pm 0,052$	80
$\varphi = 0,8$	$K_1$	$0,19 \pm 0,012$	$0,16 \pm 0,009$	68
	$K_2$	$0,15 \pm 0,008$	$0,12 \pm 0,007$	72
	$K_3$	$0,67 \pm 0,047$	$1,18 \pm 0,062$	84
	$K_4$	$0,91 \pm 0,059$	$1,68 \pm 0,091$	86
$\varphi = 1,2$	$K_1$	$0,16 \pm 0,009$	$0,13 \pm 0,007$	72
	$K_2$	$0,12 \pm 0,007$	$0,105 \pm 0,006$	70
	$K_3$	$1,08 \pm 0,068$	$1,81 \pm 0,099$	84
	$K_4$	$1,24 \pm 0,072$	$1,92 \pm 0,11$	82

Аналіз середньої величини та середніх похибок ( $\bar{K}_{i=1;2;3;4} \pm \sigma_{i=1;2;3;4}$ ) визначення кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків, які наведені в таблиці 5.4, виявив зростання збалансованої точності на 3% - 7% і розширення діапазону фазових зсувів, де обчислювалися відповідні автокореляційні функції  $Q(\Delta x)$  і  $Q(\Delta y)$  розподілів еліптичності поляризації  $\beta(\varphi, x, y)$  об’єктного поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічними плівками сечі.

Установлено, що шляхом кореляційного аналізу пошарових розподілів поляризаційно-неоднорідного поля можна реалізувати диференціацію зразків полікристалічних плівок сечі здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію з хорошою точністю (виділено сірим) для різних фазових перерізів -  $Ac(Z_{3;4}(\varphi = 0,8)) = 84\% - 86\%$  і  $Ac(Z_{3;4}(\varphi = 1,2)) = 82\% - 84\%$ .

Слід зазначити, що проведений статистичний (таблиця 5.3) і кореляційний (таблиця 5.4) аналіз структури 3D розподілів поляризаційно-

неоднорідних полів полікристалічних плівок сечі не містить диференціації оптичних проявів різних за розмірами двопроменезаломлюючих сферолітних і дендритних кристалів. Тому актуальним з точки зору розширення функціональних можливостей і підвищення чутливості методу поляризаційного картографування з використанням опорної хвилі, є завдання “розділення” таких проявів з наступним об’єктивним аналізом одержаних даних. В якості такого додаткового методу ми використали техніку просторово-частотної фільтрації [215,217,249,252] поляризаційних мап еліптичності в найбільш діагностично-чутливих фазових перерізах об’єктного поля.

#### **5.4. Просторово-частотна фільтрація пошарових мап еліптичності поляризації 3D розподілів об’єктних полів полікристалічних плівок біологічних рідин**

В даній частині роботи представлені результати дослідження статистичної  $(\bar{Z}_{i=1;2;3;4}(\beta) \pm \sigma_{i=1;2;3;4})$  та кореляційної  $(Q(\Delta x)$  і  $Q(\Delta y)$ ,  $\bar{K}(\beta)_{i=1;2;3;4} \pm \sigma_{i=1;2;3;4})$  структури у найбільш “чутливих” ( $\varphi^*$ ) до змін оптичної анізотропії (рис. 5.22 – рис. 5.27) полікристалічних плівок біологічних рідин методами:

- прямого Фур’є перетворення поляризаційно-неоднорідного об’єктного поля – пошарові координатні розподіли величини еліптичності  $(\beta(\varphi^*, x, y))$  просторово-частотних  $(\nu, \mu)$  спектрів  $\Psi(\beta, \nu, \mu)$  (розділ 2, параграф 2.6.6, рис. 2.13);
- просторово-частотної фільтрації на основі зворотного Фур’є перетворення – координатні розподіли велико-  $\beta^*(\varphi^*, x, y)$  та дрібномасштабної  $\beta^{**}(\varphi^*, x, y)$  складових мап еліптичності поляризації  $\beta(\varphi^*, x, y)$  (розділ 2, параграф 2.6.6, рис. 2.13).



В якості об'єктів дослідження використовувалися полікристалічні плівки наступних біологічних рідин:

- ліквор – мережа дендритних біохімічних кристалів;
- жовч – мережа сферолітних біохімічних кристалів;
- сеча – сферолітно-дендритна мережа біохімічних кристалів.

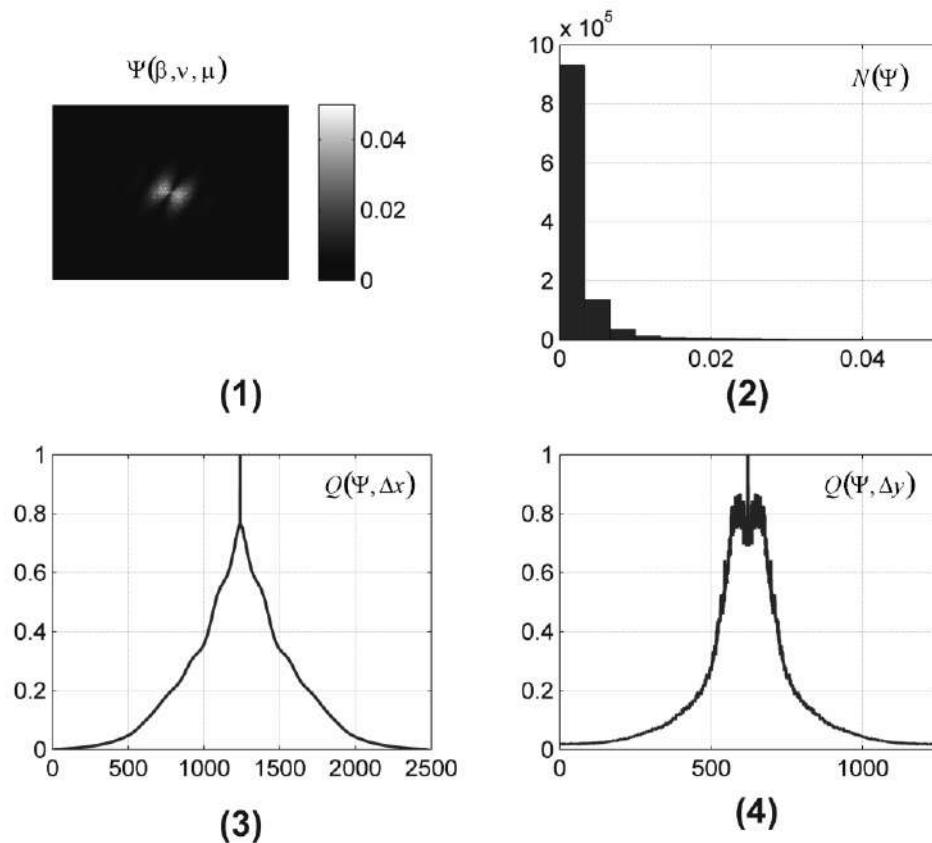
#### **5.4.1. Фур'є – спектри мап еліптичності поляризації фазових перерізів об'єктного поля полікристалічних плівок біологічних рідин**

Методика експериментального вимірювання, розрахунку статистичних і кореляційних параметрів Фур'є спектрів двомірних розподілів поляризаційних параметрів об'єктних полів гістологічних зрізів біологічних тканин детально представлена в серії наукових публікацій [249,252-254,279,290].

В нашому випадку ми додатково скористались даним методом з метою розширення функціональних можливостей і підвищення чутливості цифрової голографічної техніки 3D пошарового поляризаційного картографування планарних полікристалічних шарів з різною просторово-орієнтаційною симетрією оптично-анізотропних утворень біохімічних сполук (розділ 2, параграф 2.6.6, рис. 2.13).

#### ***Мережа дендритних біохімічних кристалів***

Результати експериментального дослідження Фур'є образів розподілів еліптичності  $\Psi(\beta, \nu, \mu)$  поляризації у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8 \text{ рад}$  (фрагмент (1)), гістограм  $N(\Psi)$  (фрагмент (2)), кроскореляційних функцій  $Q(\Psi, \Delta x)$  і  $Q(\Psi, \Delta y)$  (фрагменти (3),(4)) представлені на рис. 5.28.



**Рис. 5.28.** Координатний розподіл (фрагмент (1)), гістограма (фрагмент (2)) і кроскореляційні функції (фрагменти (3),(4)) розподілу випадкових значень еліптичності в Фур'є площині поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічною плівкою ліквору.

З одержаних даних видно, що об'єктне поле (рис. 5.28, фрагмент (1)) полікристалічної плівки ліквору в фазовому перерізі  $\varphi = 0,8 \text{ рад}$  Фур'є площині є поляризаційно-неоднорідним.

Відповідна гістограма розподілу величини еліптичності поляризації характеризується наявністю головного екстремуму ( $N_{\max}(\beta) = 0$ ) і достатньо широким діапазоном зміни ( $\Delta\beta = 0,02$ ) випадкових значень  $\beta$  (рис. 5.28, фрагмент (2)).

Кроскореляційні функції  $Q(\varphi^*, \Psi, \Delta x)$  і  $Q(\varphi^*, \Psi, \Delta y)$  мають індивідуальний вигляд (різну півширину та гостроту піку) і являють собою монотонно спадаючі залежності (рис. 5.28, фрагменти (3),(4)).

Порівняльний аналіз статистичних  $N(\varphi^*, \Psi)$  і кореляційних  $Q(\varphi^*, \Psi, \Delta x)$ ,  $Q(\varphi^*, \Psi, \Delta y)$  залежностей з аналогічними розподілами, одержаними в аналогічному фазовому перерізі граничної зони об'єктного поля полікристалічної плівки ліквору (рис. 5.4 – рис. 5.6) виявив більший рівень поляризаційної однорідності поля лазерного випромінювання (рис. 5.28, фрагмент (1)). На це вказує менший середній рівень ( $\bar{\beta} = 0,01$ ) і діапазон зміни ( $\Delta\beta$ ) величини еліптичності поляризації (рис. 5.28, фрагмент (2)).

Відповідні кроскореляційні функції  $Q(\varphi^*, \Psi, \Delta x)$ ,  $Q(\varphi^*, \Psi, \Delta y)$  характеризуються більшою півшириною та гостротою піку, а також відсутністю осциляцій власних значень  $\Delta Q(\varphi^*, \Psi, \Delta x)$ ,  $\Delta Q(\varphi^*, \Psi, \Delta y)$  (рис. 5.6 і рис. 5.28, фрагменти (3),(4)).

Така структура розподілу станів поляризації дослідженого об'єктного поля дендритної полікристалічної мережі плівки ліквору, з оптичної точки зору, може бути пов'язана з процесом усереднення розкиду значень еліптичності локально поляризованих в граничній зоні парціальних лазерних хвиль за рахунок інтерференційного усереднення в Фур'є площині (розділ 2, параграф 2.6.6). За рахунок цього в даній зоні дифракції формується ансамбль поляризаційних доменів, більших за площею та з меншим діапазоном розкиду значень еліптичності у порівнянні з граничним полем. Тому, кроскореляційні функції  $\Delta Q(\varphi^*, \Psi, \Delta x)$ ,  $\Delta Q(\varphi^*, \Psi, \Delta y)$  більш плавно спадають і мають достатньо симетричну структуру (рис. 5.6 і рис. 5.28, фрагменти (3),(4)).

Кількісно поляризаційну структуру Фур'є образів розподілів еліптичності  $\Psi(\beta, \nu, \mu)$  поляризації у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8 \text{ рад}$  поля полікристалічної плівки ліквору характеризують статистичні ( $Z_{i=1;2;3;4}$ ) і кореляційні ( $K_{j=1;2;3;4}$ ) моменти, які наведені в таблиці 5.5

**Таблиця 5.5.**

Статистичні ( $Z_{i=1;2;3;4}$ ) і кореляційні ( $K_{j=1;2;3;4}$ ) моменти, які характеризують розподіли величини еліптичності  $\beta$  поляризації в Фур'є площині об'єктного поля полікристалічної плівки ліквору у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$

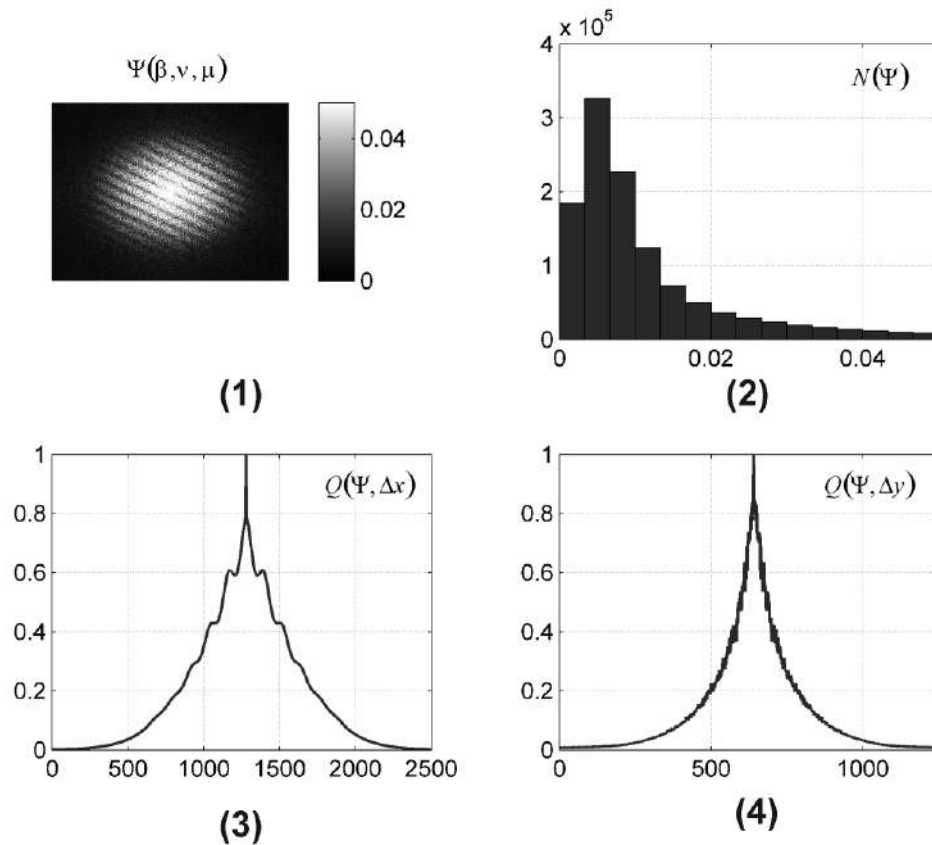
$Z_i(\beta)$			$K_j(\beta)$		
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,06	$\varphi = 0,8$	$K_1$	0,22
	$Z_2$	0,09		$K_2$	0,19
	$Z_3$	1,41		$K_3$	0,31
	$Z_4$	1,95		$K_4$	0,45

З аналізу даних наведених у таблиці 5.5 видно, що значення середнього  $Z_1$  і дисперсії  $Z_2$  зменшуються в 1,3 – 1,5 разів; асиметрія  $Z_3$  та ексцес  $Z_4$ , навпаки зростають в 1,25 – 1,35 рази (таблиця 5.1). Кореляційні моменти 1-го – 4-го порядків зазнають протилежних змін (таблиця 5.1) -  $K_{1;2} \uparrow$  (1,18 – 1,26 рази) і  $K_{3;4} \downarrow$  (1,22 – 1,4 рази).

Таким чином у межах проведених досліджень поляризаційної структури об'єктного поля дендритної мережі полікристалічної плівки ліквору було виявлено зростання поляризаційної однорідності лазерного випромінювання в Фур'є площині.

### ***Мережа сферолітних біохімічних кристалів***

На рис. 5.29 представлені розподіл еліптичності  $\Psi(\beta, \nu, \mu)$  поляризації (фрагмент (1)), його гістограма  $N(\Psi)$  (фрагмент (2)) та кроскореляційні функції  $Q(\Psi, \Delta x)$  і  $Q(\Psi, \Delta y)$  (фрагменти (3),(4)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8 \text{ рад}$  Фур'є площини об'єктного поля мережі сферолітних кристалів плівки жовчі.



**Рис. 5.29.** Координатний розподіл (фрагмент (1)), гістограма (фрагмент (2)) і кроскореляційні функції (фрагменти (3),(4)) розподілу випадкових значень еліптичності в Фур'є площині поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічною плівкою жовчі.

Як і у випадку аналогічних досліджень поля лазерного випромінювання, перетвореного мережею дендритних кристалів плівки ліквору (рис. 5.28, фрагменти (1),(2)) об'єктне поле, що сформоване сукупністю сферолітичних біохімічних кристалів плівки жовчі в фазовому перерізі  $\varphi = 0,8 \text{ рад}$  Фур'є площині також є поляризаційно-неоднорідним - (рис. 5.29, фрагменти (1),(2)). Проте, відповідна гістограма розподілу величини еліптичності поляризації характеризується зсувом головного екстремуму ( $N_{\max}(\beta) = 0,01$ ) в бік менших значень  $\beta$ , діапазон зміни ( $\Delta\beta = 0,05$ ) яких також зменшується (рис. 5.28 і рис. 5.29, фрагменти (2)).

Зростання поляризаційної однорідності поля лазерного випромінювання (рис. 5.28, рис. 5.29, фрагменти (1)) ілюструє збільшення півширини

монотонно спадаючих кроскореляційних функцій  $Q(\varphi^*, \Psi, \Delta x)$  і  $Q(\varphi^*, \Psi, \Delta y)$  - рис. 5.28, рис. 5.29, фрагменти (3),(4)).

Виявлені особливості статистичної та топографічної структури мап еліптичності поляризації дослідженого об'єктного поля полікристалічної плівки жовчі можна пояснити більш поляризаційно-однорідною структурою парціальних хвиль, які сформовані мережею сферолітних кристалів (рис. 5.13, рис. 5.14), у порівнянні з поляризаційно-неоднорідним полем мережі голчастих кристалів альбуміну плівки ліквору (рис. 5.4 – рис. 5.6). Результат перехресної інтерференції таких хвиль призводить до формування в Фур'є площині поляризаційних доменів з незначною дисперсією розкиду значень еліптичності. За рахунок цього в даній зоні дифракції кроскореляційні функції  $\Delta Q(\varphi^*, \Psi, \Delta x)$ ,  $\Delta Q(\varphi^*, \Psi, \Delta y)$  більш плавно спадають і мають достатньо симетричну структуру (рис. 5.15 і рис. 5.29, фрагменти (3),(4)).

Кількісні параметри, що характеризують статистичну і топографічну поляризаційну структуру Фур'є образів розподілів еліптичності  $\Psi(\beta, \nu, \mu)$  поляризації у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8 \text{ рад}$  поля полікристалічної плівки жовчі приведені в таблиці 5.6

**Таблиця 5.6.**

Статистичні ( $Z_{i=1;2;3;4}$ ) і кореляційні ( $K_{j=1;2;3;4}$ ) моменти, які характеризують розподіли величини еліптичності  $\beta$  поляризації в Фур'є площині об'єктного поля полікристалічної плівки жовчі у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$

$Z_i(\beta)$			$K_j(\beta)$		
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,07	$\varphi = 0,8$	$K_1$	0,26
	$Z_2$	0,075		$K_2$	0,23
	$Z_3$	1,68		$K_3$	0,27
	$Z_4$	2,15		$K_4$	0,35

З порівняльного аналізу даних, наведених у таблиці 5.6, видно, що для поляризаційної структури поля полікристалічної плівки сферолітних

кристалів жовчі в Фур'є площині значення середнього  $Z_1$  і дисперсії  $Z_2$  зменшуються в 1,28 – 1,46 разів; асиметрія  $Z_3$  та ексцес  $Z_4$ , навпаки зростають в 1,35 – 1,42 рази. Кореляційні моменти 1-го – 4-го порядків зазнають протилежних змін (таблиця 5.2) -  $K_{1,2} \uparrow$  (1,1 – 1,27 рази) і  $K_{3,4} \downarrow$  (1,82 – 1,96 рази).

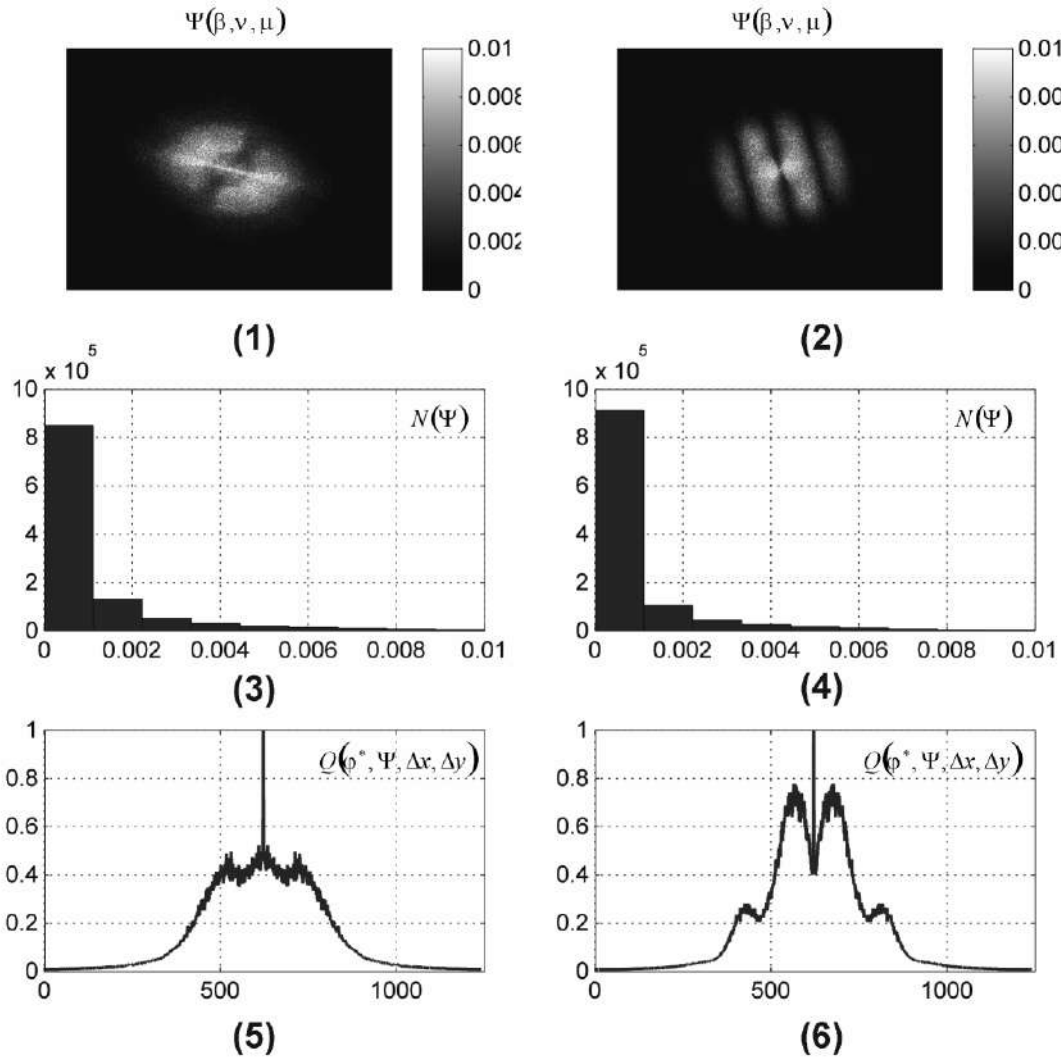
Таким чином у межах проведених порівняльних досліджень поляризаційної структури в Фур'є площині об'єктного поля дендритної і сферолітної мережі полікристалічних плівок ліквору і жовчі було виявлено помітні відмінності між статистичними і кореляційними параметрами, що її характеризують. Даний факт було покладено в основу визначення діагностичних можливостей методу 3D Фур'є поляриметрії планарних полікристалічних плівок рідин органів людини.

### ***Сферолітно-дендритна мережа біохімічних кристалів***

В даній частині представлені результати досліджень ефективності методу 3D Фур'є поляриметрії планарних полікристалічних плівок сечі у диференціації змін оптичної анізотропії внаслідок патології нирок (альбумінурія).

На рис. 5.30 представлені у фазовому перерізі  $\varphi^* = 0,8$  Фур'є площини об'єктного поля полікристалічних плівок сечі мапи (фрагменти (1),(2)), гістограми (фрагменти (3),(4)) та автокореляційні функції  $Q(\varphi^*, \Psi, \Delta x, \Delta y)$  (фрагменти (5),(6)) розподілів величини еліптичності  $\beta$  поляризації здорових донорів (фрагменти (1)-(3)) та хворих на альбумінурію (фрагменти (4)-(6)).

У таблиці 5.7 приведені величини статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$  і кореляційних  $K_{i=1;2;3;4}$  моментів, які характеризують “фазові” розподіли величини еліптичності поляризації  $\beta$  в Фур'є площині об'єктного поля полікристалічних плівок сечі здорових донорів та хворих на альбумінурію



**Рис. 5.30.** Мапи (фрагменти (1),(2)), гістограми (фрагменти (3),(4)) та автокореляційні функції (фрагменти (5),(6)) розподілів випадкових значень еліптичності в Фур'є площині поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічними плівками сечі здорового донора (фрагменти (1)-(3)) і хворого на альбумінурію (фрагменти (4)-(6)).

Аналіз даних 3D поляризаційного картографування полікристалічних плівок сечі обох груп у Фур'є площині об'єктного поля виявив наступні спільні закономірності - наявність поляризаційно-неоднорідної структури об'єктних полів зразків плівок сечі з обох груп пацієнтів. При цьому встановлено:



1. Фур'є образ оптично анізотропних мереж плівок сечі з групи 2 характеризується більшим середнім значенням та діапазону розкиду величини еліптичності поляризації – фрагменти (2) і (5) рис. 5.30.

2. Автокореляційні залежності  $Q(\varphi^*, \Psi, \Delta x, \Delta y)$  координатних розподілів величини еліптичності поляризації в Фур'є площині поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічними мережами хворих на альбумінурію характеризуються меншою півшириною на тлі більшої асиметрії та гостроти піку, - фрагменти (3) і (6) рис. 5.30.

Зазначеним відмінностям структури мап еліптичності поляризації в даній зоні дифракції відповідає наступний сценарій зміни величини статистичних і кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують оптичні прояви альбумінурії -  $Z_{1;2} \uparrow; Z_{3;4} \downarrow$  і  $K_{1;2} \downarrow; K_{3;4} \uparrow$ .

**Таблиця 5.7**

Статистичні  $Z_{i=1;2;3;4}$  і кореляційні  $K_{i=1;2;3;4}$  моменти, які характеризують “фазові” розподіли величини еліптичності поляризації  $\beta$  в Фур'є площині об'єктного поля полікристалічних плівок сечі здорових донорів та хворих на альбумінурію

$\beta$		Норма	Альбумінурія	As,%
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	$0,06 \pm 0,004$	$0,08 \pm 0,005$	62
	$Z_2$	$0,075 \pm 0,005$	$0,095 \pm 0,006$	68
	$Z_3$	$1,86 \pm 0,105$	$1,41 \pm 0,084$	64
	$Z_4$	$2,42 \pm 0,13$	$2,05 \pm 0,11$	70
$\varphi = 0,8$	$K_1$	$0,23 \pm 0,013$	$0,21 \pm 0,013$	60
	$K_2$	$0,19 \pm 0,01$	$0,17 \pm 0,009$	62
	$K_3$	$0,56 \pm 0,033$	$0,88 \pm 0,049$	74
	$K_4$	$0,79 \pm 0,042$	$1,16 \pm 0,065$	78

Аналіз середньої величини та середніх похибок ( $\bar{Z}_{i=1;2;3;4} \pm \sigma_{i=1;2;3;4}$ ,  $\bar{K}_{i=1;2;3;4} \pm \sigma_{i=1;2;3;4}$ ) визначення статистичних і кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків, які наведені в таблиці 5.7, виявив зменшення збалансованої точності на 5% - 10% диференціації зразків полікристалічних плівок сечі здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію. Точність розглянутого метод не перевищує задовільного рівня -  $Ac(K_{3;4}(\varphi=0,8))=74\% - 78\%$ . Таке погіршення збалансованої точності на наш погляд обумовлене суттєвим впливом інтерференційного усереднення поляризаційних параметрів парціальних лазерних хвиль сформованих як сферолітними, так і дендритними оптично-анізотропними утвореннями в полікристалічних плівках сечі. Тому актуальним з точки зору розширення функціональних можливостей і підвищення чутливості методу 3D поляризаційного картографування є завдання роздільного одержання та дослідження структури мап еліптичності різномасштабних складових полікристалічних мереж плівок сечі.

#### **5.4.2. Просторово-частотна фільтрація поляризаційних мап еліптичності**

Методика експериментального вимірювання, розрахунку статистичних і кореляційних параметрів просторово-частотно відфільтрованих двомірних розподілів поляризаційних параметрів об'єктних полів полікристалічних плівок біологічних рідин представлена в розділі 2, параграф 2.8.1, співвідношення (2. 89) .

Дана техніка поляриметрії дозволяє здійснити не тільки диференціацію геометричних масштабів структури координатних розподілів поляризаційних мап, але й надає можливість “роздільного” дослідження проявів різних механізмів оптичної анізотропії полікристалічних мереж [6-9,65-80,280-285]. Зокрема лінійного (великомасштабні, голчасті кристали) та циркулярного (дрібномасштабні сферолітні кристалічні утворення) двопроменезаломлення.

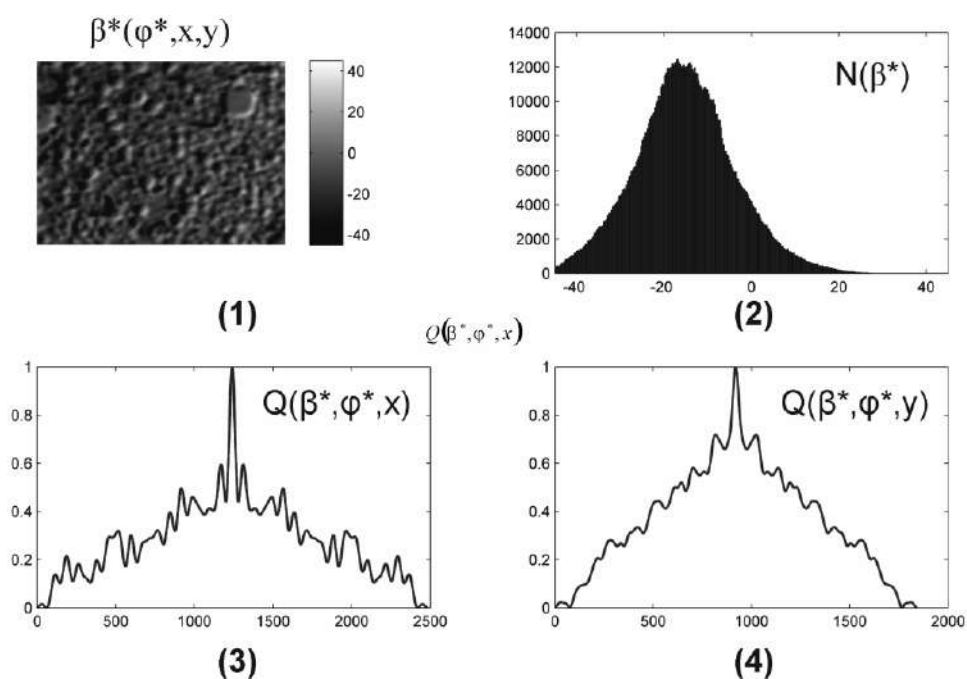
В нашому випадку це сферолітні оксалати кальцію, кристали вуглекислого вапна, сечокислого амонію, трипельфосфатів і голчасті (дендритні) білкові епітеліальні та гіалінові циліндри, концентрація яких збільшується при патології (альбумінурії) нирок.

З фізичної точки зору рівень еліптичності та діапазон розкиду її величини за рахунок зростання рівня лінійного двоприменезаломлення полікристалічних плівок сечі хворих на альбумінурію повинен суттєво збільшуватися у зображенні великомасштабної складової полікристалічної мережі плівок сечі хворих пацієнтів.

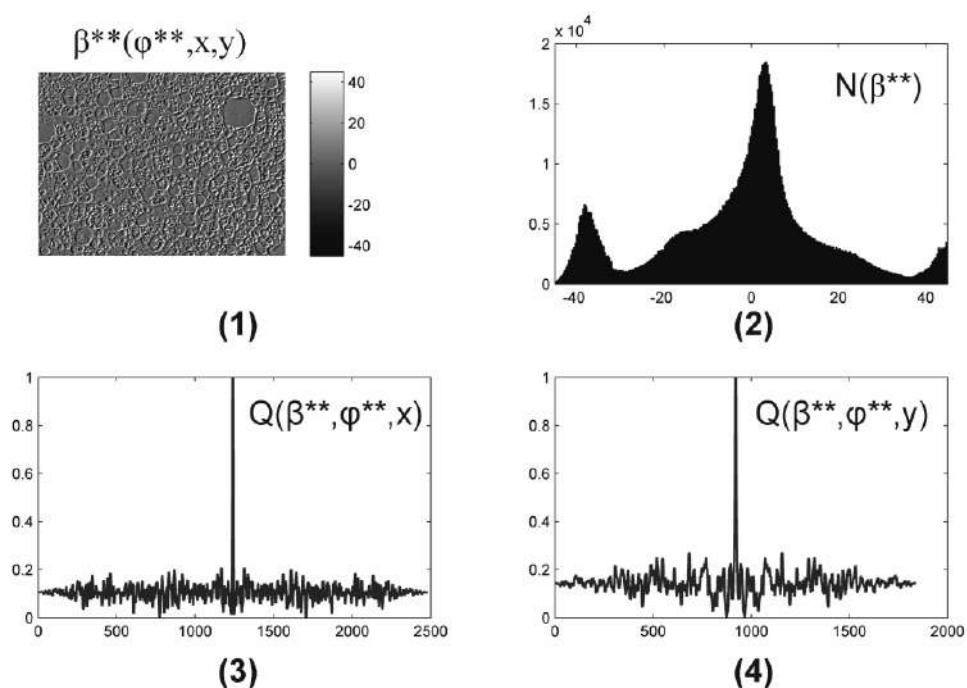
На першому етапі проводилися порівняльні дослідження проявів оптичної анізотропії методом просторово-частотної фільтрації поляризаційно-неоднорідних зображень полікристалічних плівок з різною геометрією мереж біохімічних кристалів – ліквору і жовчі.

### ***Мережа дендритних біохімічних кристалів***

Результати експериментального статистичного і кореляційного дослідження розподілів еліптичності поляризації у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8 \text{ рад}$  велико- ( $\beta^*$ ) та дрібно- ( $\beta^{**}$ ) масштабної складових зображення полікристалічної плівки ліквору представлені на рис. 5.32 і рис. 5.33.



**Рис. 5.32.** Великомасштабна мапа (фрагмент (1)), гістограма (фрагмент (2)), кроскореляційні функції (фрагменти (3),(4)) розподілу величини еліптичності ( $\beta^*$ ) поляризації лазерного зображення полікристалічної плівки ліквору.



**Рис. 5.33.** Дрібномасштабна мапа (фрагмент (1)), гістограма (фрагмент (2)), кроскореляційні функції (фрагменти (3),(4)) розподілу величини еліптичності ( $\beta^{**}$ ) поляризації лазерного зображення полікристалічної плівки ліквору.

Порівняльний аналіз одержаних даних (рис. 5.32 і рис. 5.33, фрагменти (1),(2)) виявив значно вищий рівень еліптичності у найбільш чутливому до змін оптичної анізотропії (рис. 5.4, рис. 5.5) фазовому перерізі ( $\varphi^* = 0,8 \text{ рад}$ ) об'єктного поля ( $\beta^*(\varphi^*, x, y)$ ) великомасштабної складової (рис. 5.32, фрагмент (2)) дендритної мережі кристалів плівки ліквору ніж для дрібномасштабної складової поляризаційної мапи  $\beta^{**}(\varphi^*, x, y)$  (рис. 5.33, фрагмент (2)).

Для топографічної структури мап еліптичності  $\beta^*(\varphi^*, x, y)$  (рис. 5.32, фрагмент (1)) притаманна наявність великомасштабних поляризаційних доменів  $\Delta\beta^*(\varphi^*, \Delta x, \Delta y)$ . За рахунок цього відповідні автокореляційні функції  $Q(\beta^*, \varphi^*, x)$ ,  $Q(\beta^*, \varphi^*, y)$  характеризуються більшим рівнем півширини та меншою гостротою піку (рис. 5.32, фрагменти (3),(4)) у порівнянні з аналогічними залежностями  $Q(\beta^{**}, \varphi^*, x)$ ,  $Q(\beta^{**}, \varphi^*, y)$ , які обчислені для дрібномасштабної складової поляризаційної мапи  $\beta^{**}(\varphi^*, x, y)$  (рис. 5.33, фрагменти (3),(4)).

Кількісні статистичні ( $Z_{i=1;2;3;4}$ ) і кореляційні ( $K_{j=1;2;3;4}$ ) параметри, які характеризують розподіли величини еліптичності поляризації велико- ( $\beta^*$ ) і дрібно- ( $\beta^{**}$ ) масштабного зображення полікристалічної плівки ліквору у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$  представлені в таблиці 5.8.

**Таблиця 5.8.**

Статистичні ( $Z_{i=1;2;3;4}$ ) і кореляційні ( $K_{j=1;2;3;4}$ ) моменти, які характеризують розподіли величини еліптичності поляризації велико- ( $\beta^*$ ) і дрібно- ( $\beta^{**}$ ) масштабного зображення полікристалічної плівки ліквору у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$

$\beta^*$					
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,18	$\varphi = 0,8$	$K_1$	0,22
	$Z_2$	0,195		$K_2$	0,17
	$Z_3$	0,41		$K_3$	0,34
	$Z_4$	0,57		$K_4$	0,46
$\beta^{**}$					
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,05	$\varphi = 0,8$	$K_1$	0,11
	$Z_2$	0,07		$K_2$	0,09
	$Z_3$	1,81		$K_3$	0,84
	$Z_4$	2,47		$K_4$	0,96

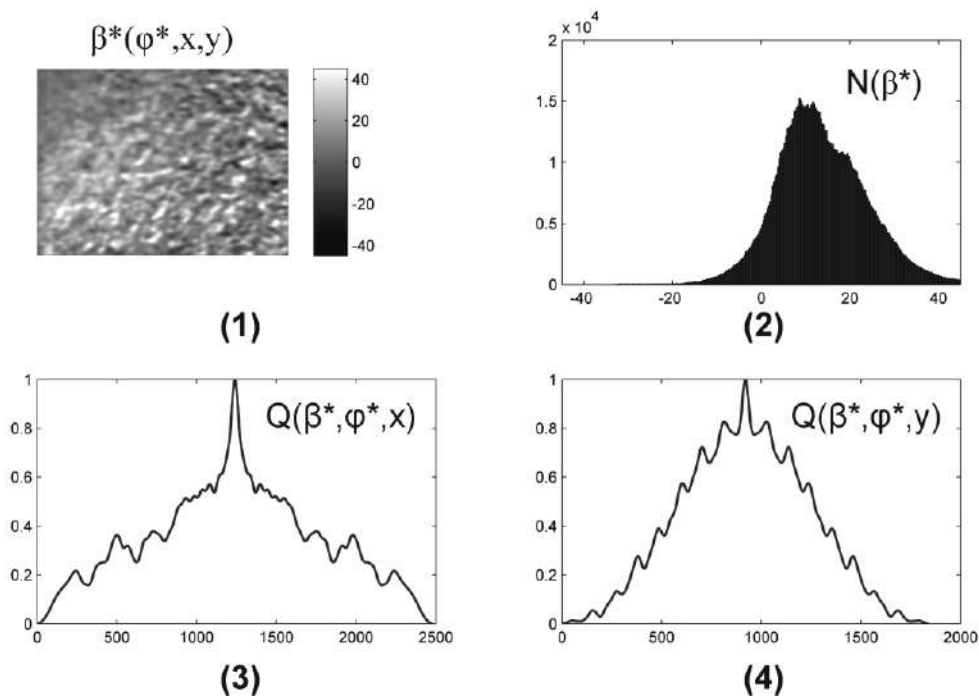
Установлено, що відмінності між поляризаційними проявами оптичної анізотропії велико- та дрібномасштабної складових мережі лежать у межах:

- $\Delta Z_i = 3,6 \div 4,3$  рази;
- $\Delta K_i = 2 \div 2,5$  рази.

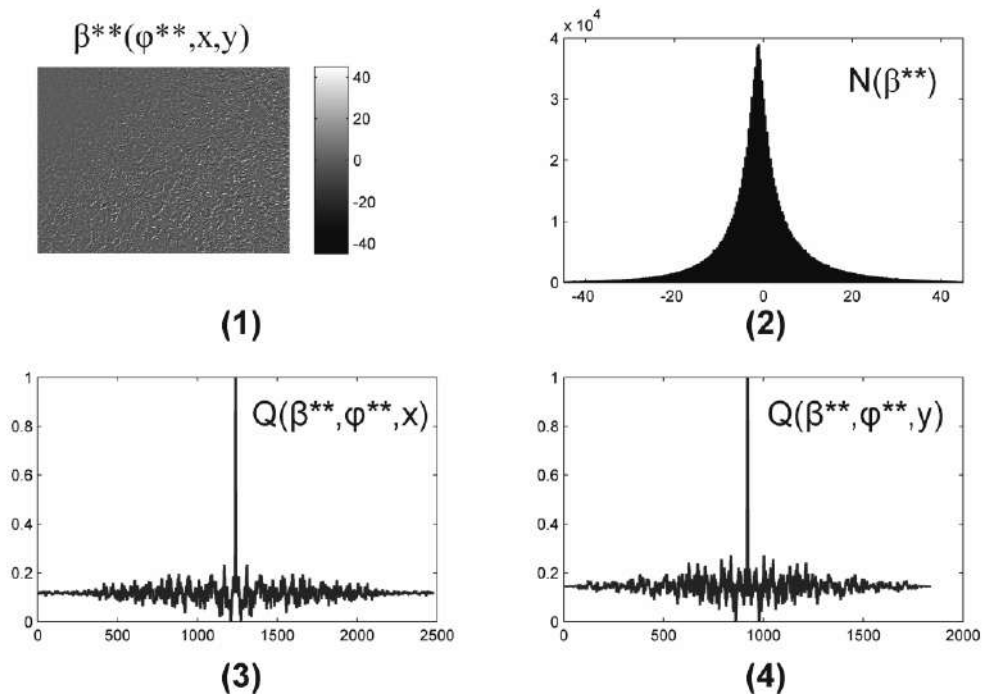
Співставлення даного результату з величиною відмінностей між статистичними і кореляційними моментами 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи еліптичності поляризації фазового перерізу  $\varphi = 0,8$  об'єктного поля мережі дендритних (таблиця 5.1) і сферолітних (таблиця 5.2) мереж, вказує на значне (в 1,5 -2 рази) зростання чутливості методу 3D поляризаційного картографування з просторово-частотною фільтрацією.

### Мережа сферолітних біохімічних кристалів

На рис. 5.34 і рис. 5.35 представлені результати експериментального статистичного (мапи і гістограми, фрагменти (1),(2)) і кореляційного (кроскореляційні функції, фрагменти (3),(4)) дослідження розподілів еліптичності поляризації у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8 \text{ рад}$  велико- ( $\beta^*$  - рис. 5.34) та дрібно- ( $\beta^{**}$  - рис. 5.35) масштабної складових мікроскопічного зображення полікристалічної сферолітних кристалів плівки жовчі.



**Рис. 5.34.** Великомасштабна мапа (фрагмент (1)), гістограма (фрагмент (2)), кроскореляційні функції (фрагменти (3),(4)) розподілу величини еліптичності ( $\beta^*$ ) поляризації лазерного зображення полікристалічної плівки жовчі.



**Рис. 5.35.** Дрібномасштабна мапа (фрагмент (1)), гістограма (фрагмент (2)), кроскореляційні функції (фрагменти (3),(4)) розподілу величини еліптичності ( $\beta^{**}$ ) поляризації лазерного зображення полікристалічної плівки жовчі.

Порівняльний аналіз одержаних даних масштабно-селективного дослідження поляризаційно-неоднорідного поля дендритної полікристалічної мережі плівки ліквору (рис. 5.32, рис. 5.33, фрагменти (1),(2)) і мережі сферолітних кристалів (рис. 5.34, рис. 5.35, фрагменти (1),(2)) у межах статистичного підходу виявив значно нижчий рівень еліптичності у найбільш чутливому до змін оптичної анізотропії фазовому перерізі ( $\varphi^* = 0,8 \text{ рад}$ ) об'єктного поля плівки жовчі.

Кореляційний аналіз розподілів  $\beta^*(\varphi^*, x, y)$  і  $\beta^{**}(\varphi^*, x, y)$  виявив зменшення масштабів поляризаційних доменів  $\Delta\beta^*(\varphi^*, \Delta x, \Delta y)$  топографічної структури мап еліптичності (рис. 5.34, рис. 5.35, фрагменти (1)). Відповідні автокореляційні функції  $Q(\beta^*, \varphi^*, x)$ ,  $Q(\beta^*, \varphi^*, y)$  характеризуються більш гострими піками та меншою півшириною (рис. 5.34, рис. 5.35, фрагменти (3),(4)) у порівнянні з аналогічними залежностями, які обчислені для



поляризаційних мап різномасштабних складових об'єктного поля мережі дендритних кристалів (рис. 5.32, рис. 5.33, фрагменти (3),(4)).

У таблиці 5.9 представлені статистичні ( $Z_{i=1;2;3;4}$ ) і кореляційні ( $K_{j=1;2;3;4}$ ) моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини еліптичності поляризації велико- ( $\beta^*$ ) і дрібно- ( $\beta^{**}$ ) масштабного зображення полікристалічної плівки жовчі у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$ .

**Таблиця 5.9.**

Статистичні ( $Z_{i=1;2;3;4}$ ) і кореляційні ( $K_{j=1;2;3;4}$ ) моменти, які характеризують розподіли величини еліптичності поляризації велико- ( $\beta^*$ ) і дрібно- ( $\beta^{**}$ ) масштабного зображення полікристалічної плівки жовчі у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$

$\beta^*$					
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,095	$\varphi = 0,8$	$K_1$	0,16
	$Z_2$	0,085		$K_2$	0,12
	$Z_3$	1,27		$K_3$	0,63
	$Z_4$	1,85		$K_4$	0,88
$\beta^{**}$					
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,065	$\varphi = 0,8$	$K_1$	0,105
	$Z_2$	0,07		$K_2$	0,09
	$Z_3$	2,08		$K_3$	1,58
	$Z_4$	2,16		$K_4$	1,69

Установлено, що відмінності між поляризаційними проявами оптичної анізотропії велико- та дрібномасштабної складових сферолітної мережі біохімічних кристалів плівки жовчі значно менші (у 2 – 3 рази) ніж у випадку сукупності голчастих кристалів плівки ліквору (таблиця 5.8) та лежать у наступних межах:

- $\Delta Z_i = 1,2 \div 1,5$  рази;
- $\Delta K_i = 1,5 \div 2$  рази.

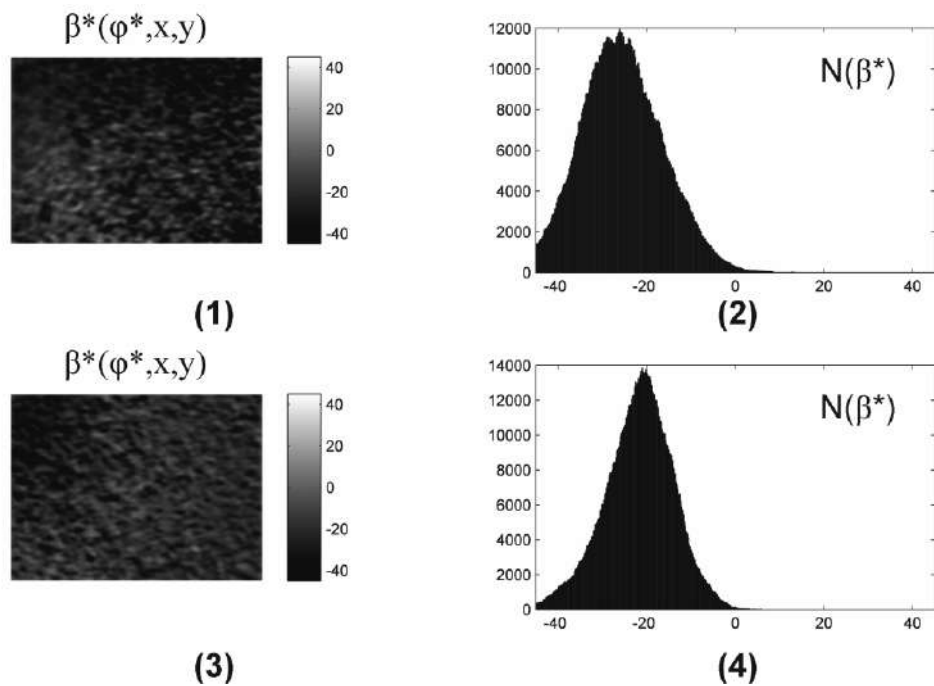
Таким чином, можна констатувати, що застосування методу додаткової просторово-частотної фільтрації об'єктного поля різномасштабних складових полікристалічних мереж плівок біологічних рідин органів людини забезпечує ефективну диференціацію оптичних проявів механізмів двопроменезаломлення дендритних і сферолітних кристалів.

### *Сферолітно-дендритна мережа біохімічних кристалів*

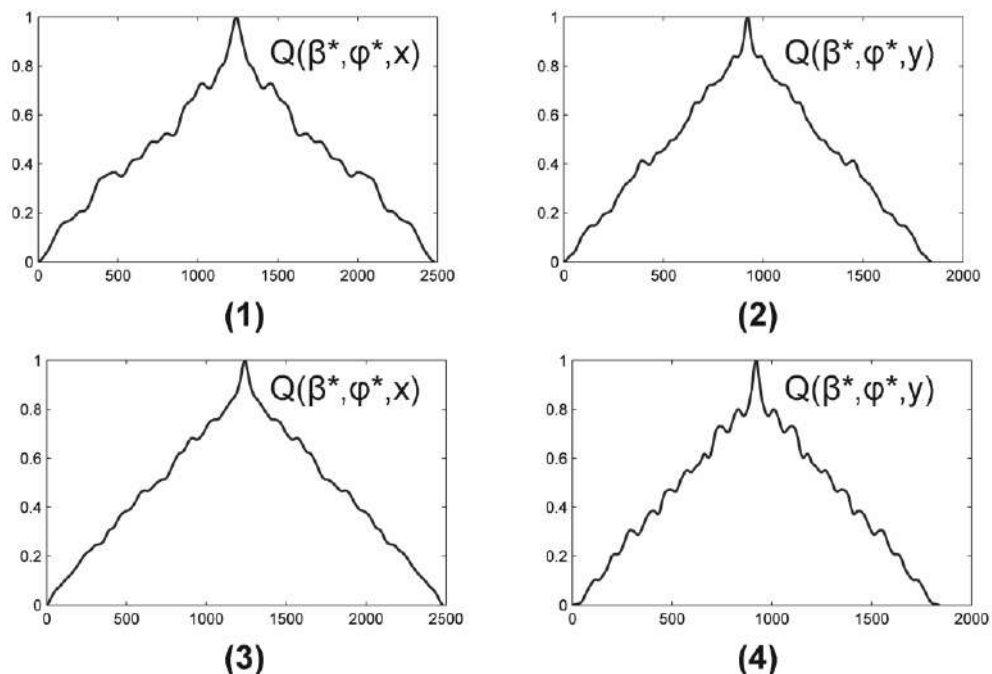
В даній частині представлені результати досліджень ефективності методу 3D поляриметрії з просторово-частотною фільтрацією об'єктних полів полікристалічних плівок сечі у диференціації змін оптичної анізотропії внаслідок патології нирок (альбумінурія).

На серії рис. 5.36 – рис. 5.39 представлені у фазовому перерізі  $\varphi^* = 0,8$  об'єктного поля велико- (рис. 5.36) і дрібно- (рис. 5.38) масштабних складових полікристалічних плівок сечі мапи (фрагменти (1),(3)), гістограми (фрагменти (2),(4)) та автокореляційні функції (рис. 5.37, рис. 5.39) розподілів величини еліптичності  $\beta^*$  (рис. 5.36, рис. 5.37),  $\beta^{**}$  (рис. 5.38, рис. 5.39) поляризації здорових донорів (фрагменти (1),(3)) та хворих на альбумінурію (фрагменти (2),(4)).

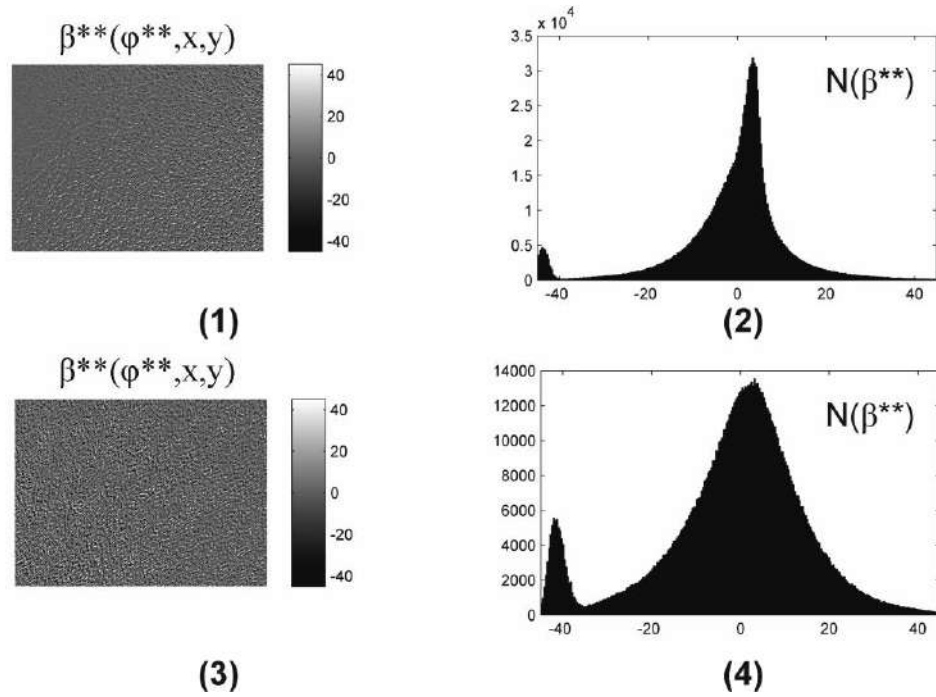
У таблиці 5.10 і таблиці 5.11 приведені величини статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$  і кореляційних  $K_{i=1;2;3;4}$  моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують “фазові” розподіли величини еліптичності поляризації об'єктного поля велико- ( $\beta^*$ ) і дрібно- ( $\beta^{**}$ ) масштабної складових полікристалічних плівок сечі здорових донорів та хворих на альбумінурію



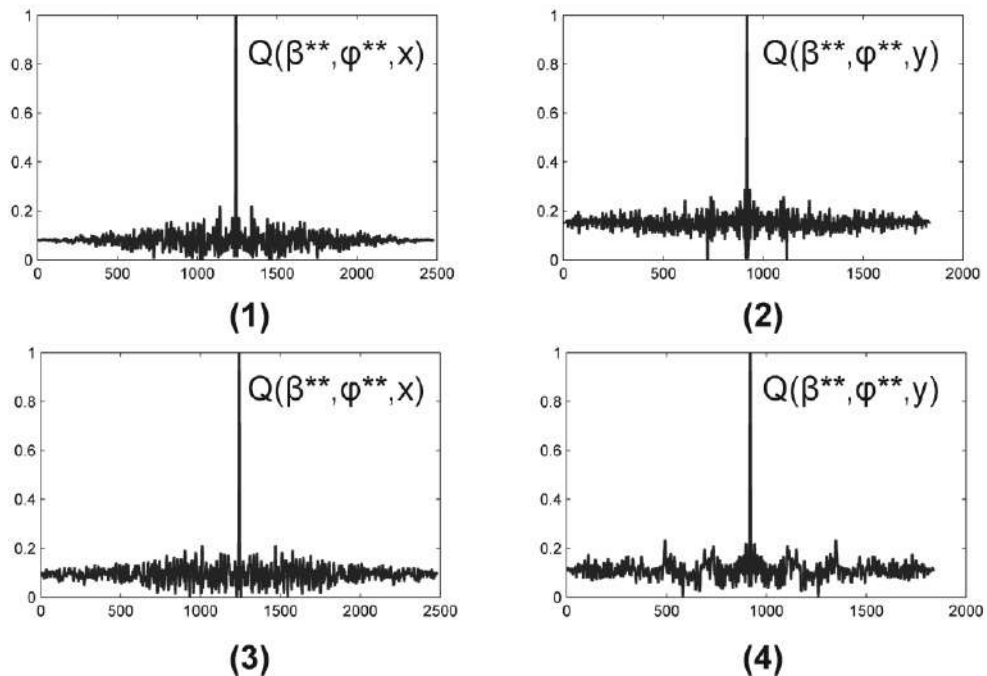
**Рис. 5.36.** Координатні розподіли (фрагменти (1),(3)) та гістограми (фрагменти (2),(4)) випадкових значень еліптичності великомасштабних зображень полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагменти (1),(2)) і хворого на альбумінурію (фрагменти (3),(4)).



**Рис. 5.37.** Кроскореляційні функції розподілів випадкових значень еліптичності великомасштабних зображень полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагменти (1),(2)) і хворого на альбумінурію (фрагменти (3),(4)).



**Рис. 5.38.** Координатні розподіли (фрагменти (1),(3)) та гістограми (фрагменти (2),(4)) випадкових значень еліптичності дрібномасштабних зображень полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагменти (1),(2)) і хворого на альбумінурію (фрагменти (3),(4)).



**Рис. 5.39.** Кроскореляційні функції розподілів випадкових значень еліптичності дрібномасштабних зображень полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагменти (1),(2)) і хворого на альбумінурію (фрагменти (3),(4)).

Таблиця 5.10

Статистичні  $Z_{i=1;2;3;4}$  і кореляційні  $K_{i=1;2;3;4}$  моменти, які характеризують “фазові” розподіли величини еліптичності поляризації  $\beta^*$  в великомасштабних зображеннях полікристалічних плівок сечі

$\beta^*$		Норма	Альбумінурія	Ас,%
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	$0,14 \pm 0,081$	$0,18 \pm 0,01$	74
	$Z_2$	$0,15 \pm 0,083$	$0,19 \pm 0,011$	76
	$Z_3$	$0,96 \pm 0,063$	$0,52 \pm 0,028$	88
	$Z_4$	$1,32 \pm 0,077$	$0,73 \pm 0,041$	90
$\varphi = 0,8$	$K_1$	$0,24 \pm 0,014$	$0,19 \pm 0,011$	72
	$K_2$	$0,22 \pm 0,013$	$0,14 \pm 0,081$	78
	$K_3$	$0,44 \pm 0,027$	$0,77 \pm 0,043$	86
	$K_4$	$0,49 \pm 0,029$	$0,92 \pm 0,052$	90

Таблиця 5.11

Статистичні  $Z_{i=1;2;3;4}$  і кореляційні  $K_{i=1;2;3;4}$  моменти, які характеризують “фазові” розподіли величини еліптичності поляризації  $\beta^{**}$  в дрібномасштабних зображеннях полікристалічних плівок сечі

$\beta^{**}$		Норма	Альбумінурія	Ас,%
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	$0,055 \pm 0,003$	$0,07 \pm 0,004$	66
	$Z_2$	$0,07 \pm 0,004$	$0,09 \pm 0,005$	70
	$Z_3$	$1,86 \pm 0,11$	$1,34 \pm 0,077$	78
	$Z_4$	$2,57 \pm 0,16$	$1,97 \pm 0,12$	76
$\varphi = 0,8$	$K_1$	$0,11 \pm 0,062$	$0,16 \pm 0,093$	74
	$K_2$	$0,105 \pm 0,055$	$0,12 \pm 0,073$	68
	$K_3$	$1,67 \pm 0,092$	$1,31 \pm 0,075$	72
	$K_4$	$1,39 \pm 0,081$	$1,06 \pm 0,059$	74

Аналіз середньої величини та середніх похибок ( $\bar{Z}_{i=1;2;3;4} \pm \sigma_{i=1;2;3;4}$ ,  $\bar{K}_{i=1;2;3;4} \pm \sigma_{i=1;2;3;4}$ ) визначення статистичних і кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків, які наведені в таблиці 5.10 і таблиці 5.11, виявив:

- Зростання збалансованої точності (на 5% - 8%) методу поляризаційного картографування великомасштабної складової полікристалічних мереж у диференціації зразків плівок сечі здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію. Точність розглянутого методу досягає хорошого рівня -  $Ac(Z_{3;4}(\varphi = 0,8)) = 88\% - 90\%$  і  $Ac(K_{3;4}(\varphi = 0,8)) = 86\% - 90\%$ .
- Збалансована точність методу картографування мап еліптичності поляризації дрібномасштабних складових об'єктного поля полікристалічних плівок сечі не перевищує задовільного рівня  $Ac \leq 75\%$ .

## 5.5. Висновки до розділу 5

1. Експериментально апробовано метод 3D Стокс-поляриметрії поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів плівок біологічних рідин з різною просторовою симетрією полікристалічних мереж на основі пошарового цифрового голографічного відтворення розподілів величини еліптичності поляризації з використанням опорної лазерної хвилі.

2. Визначено взаємозв'язки між тенденціями зміни величини статистичних і кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують пошарові розподіли 3D мап еліптичності поляризації лазерного випромінювання, перетвореного дендритними і сферолітними мережами біохімічних кристалів плівок ліквору і жовчі.

3. Розглянуто ефективність методу 3D поляризаційного картографування полікристалічних мереж у диференціації оптично-анізотропних плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію. Установлено найбільш чутливі до змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок сечі фазові перерізи розподілів еліптичності поляризації, також статистичні і кореляційні параметри, що їх характеризують. На цій основі здійснено диференціацію

оптичних проявів структури біохімічних кристалів здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію з хорошою точністю  $A_c(Z_{3,4}(\varphi = 0,8)) = 82\% - 86\%$ .

4. Досліджено додаткові можливості розширення функціональних можливостей та підвищення чутливості методу 3D поляризаційного картографування полікристалічних мереж з використанням техніки просторово-частотної фільтрації на основі прямого та зворотного Фур'є перетворення об'єктних полів плівок біологічних рідин організму людини.

5. У межах проведених порівняльних досліджень поляризаційної структури в Фур'є площині об'єктного поля дендритної і сферолітної мережі полікристалічних плівок ліквору і жовчі установлені величини і діапазони зміни між статистичними і кореляційними параметрами, що її характеризують. Досягнуто задовільної збалансованої точності

6. Реалізовано масштабну-селективну диференціацію велико- і дрібномасштабних складових мап еліптичності поляризації в пошарових фазових перерізах об'єктного поля полікристалічних плівок сечі. Установлені взаємозв'язки між тенденціями зміни величини та діапазонів зміни статистичних і кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи еліптичності поляризації та симетрією різномасштабних складових дендритних і сферолітних мереж біологічних кристалів.

7. В межах статистичного і кореляційного аналізу поляризаційних мап великомасштабної складової полікристалічних мереж зразків плівок сечі здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію виявлено зростання збалансованої точності (на 5% - 8%) методу поляризаційного картографування. Точність розглянутого методу досягає хорошого рівня -  $A_c(Z_{3,4}(\varphi = 0,8)) = 88\% - 90\%$  і  $A_c(K_{3,4}(\varphi = 0,8)) = 86\% - 90\%$ .

## РОЗДІЛ 6.

### ТРИВИМІРНА СТОКС-КОРЕЛОМЕТРІЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ ПЛІВОК БІОЛОГІЧНИХ РІДИН

Даний розділ містить результати дослідження взаємозв'язків між 3D розподілами параметрів оптичної анізотропії полікристалічних мереж плівок біологічних рідин різного біохімічного складу та пошаровими фазовими перерізами об'ємних розподілів величини модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення.

У межах статистичного підходу із використанням масштабно-селективного вейвлет-аналізу визначено величини та діапазони зміни статистичних 1-го – 4-го порядків, які характеризують:

- розподіли значень модуля та фази параметрів вектора Стокса лазерного випромінювання, перетвореного дендритними та сферолітними полікристалічними мережами плівок біологічних рідин, у різних фазових перерізах об'єктного поля;
- сукупності значень амплітуд вейвлет-коефіцієнтів для різних масштабів геометричних розмірів мап модуля і фази ступеня кореляції параметрів вектора Стокса (СКС).

На цій основі фізично обґрунтовано та експериментально визначено ефективність методу 3D Стокс-корелометричного картографування полікристалічних мереж у диференціації оптично-анізотропних плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію.

Досліджено додаткові можливості розширення функціональних можливостей та підвищення чутливості методу 3D Стокс-кореляційного картографування слабких змін оптичної анізотропії з використанням вейвлет-аналізу координатних розподілів величини модуля (МСКС) і фази (ФСКС) ступеня кореляції параметрів вектора Стокса об'єктного поля сформованого координатно-неоднорідними мережами сферолітних і дендритних кристалів.



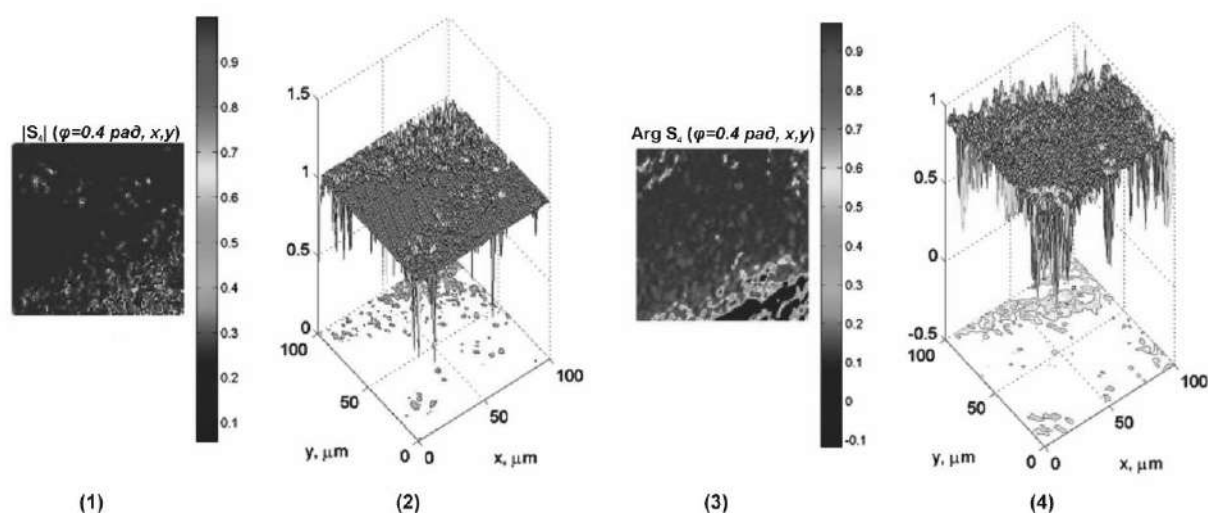
### 6.1. 3D розподіли модуля і фази “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної дендритної мережі плівки ліквору

В якості головного інформаційного параметру (без зниження повноти аналізу) в даній частині роботи нами обрано модуль  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і фазу  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса, які виявилися найбільш чутливими до змін оптичної анізотропії гістологічних зрізів структурованих і паренхіматозних біологічних тканин (розділ 3, параграф 3.4.5, таблиця 3.9 і таблиця 3.10).

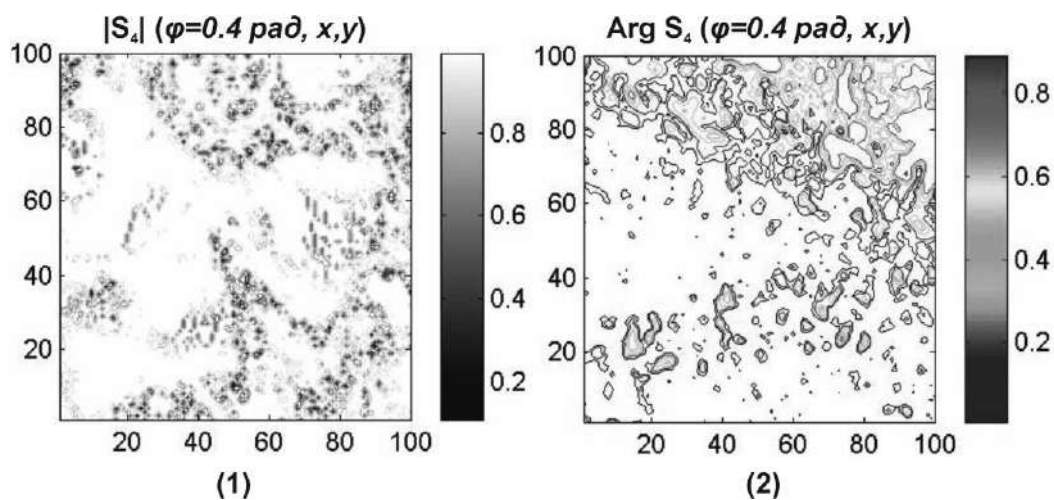
Результати експериментальної апробації методу 3D Стокс-корелометричного картографування з пошаровим цифровим голографічним відтворенням розподілів величини МСКС ( $|S_4|(\varphi, x, y)$ , фрагменти (1),(2)) і ФСКС ( $ArgS_4(\varphi, x, y)$ , фрагменти (3),(4)) мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору за методикою, яка наведена у розділі 2, параграф 2.4.2, співвідношення (2.44) - (2.47), параграф 2.6.4, співвідношення (2.85) - (2.88), представлені на серії рис. 6.1 ( $\varphi = 0,4rad$ ), рис. 6.4 ( $\varphi = 0,8rad$ ) і рис. 6.7 ( $\varphi = 1,2rad$ ).

На рис. 6.2, рис. 6.5, рис. 6.8 приведена топографічна структура (100ріх  $\times$  100ріх) розподілів величини модуля  $|S_4|$  (фрагмент (1)) і фази  $ArgS_4$  (фрагмент (2)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору, одержаних для серії фазових перерізів  $\varphi = 0,4rad$ ,  $\varphi = 0,8rad$  і  $\varphi = 1,2rad$ , відповідно.

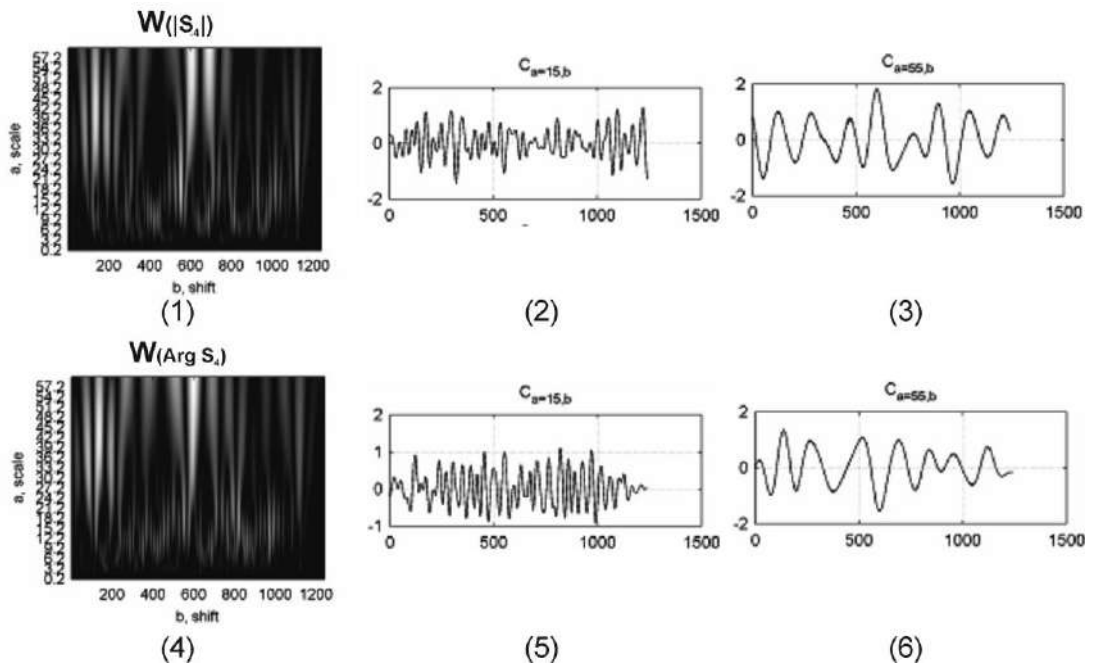
Мапи (фрагменти (1),(4)) і лінійні перерізи (фрагменти (2),(3),(5),(6)) вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1)-(3)) і фази  $ArgS_4$  (фрагменти (3)-(6)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору представлені на рис. 6.3 ( $\varphi = 0,4rad$ ), рис. 6.6 ( $\varphi = 0,8rad$ ), рис. 6.9 ( $\varphi = 0,8rad$ ).



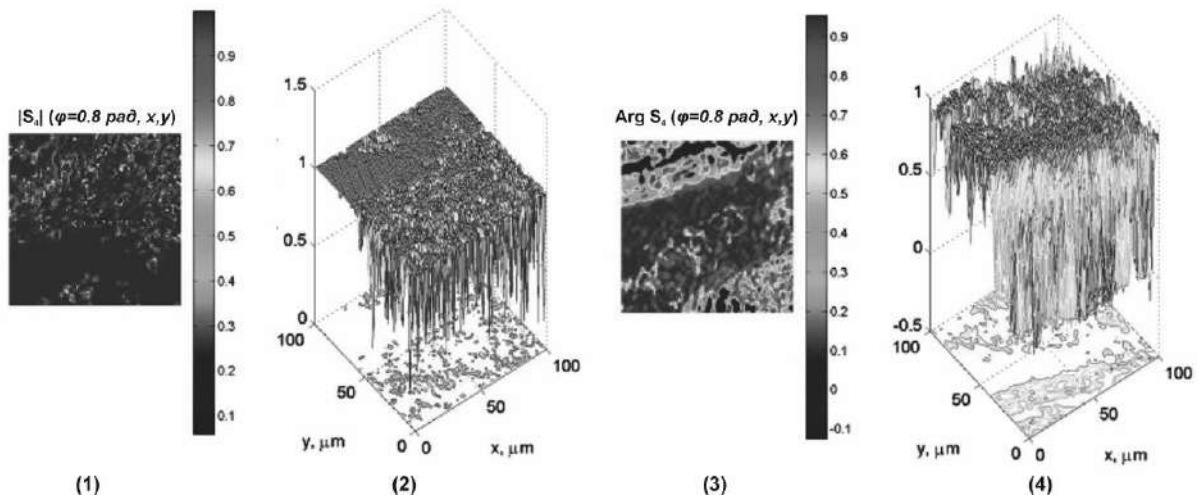
**Рис. 6.1.** Розподіли величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1),(2)) і фази  $Arg S_4$  (фрагменти (3),(4)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору для фазового перерізу  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.



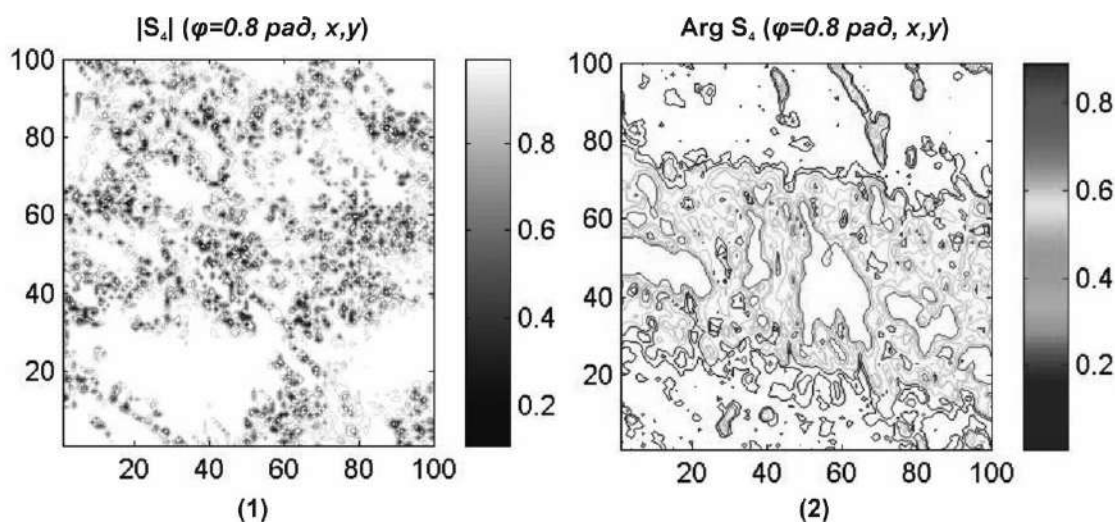
**Рис. 6.2.** Мапи (100ріх × 100ріх) розподілів величини модуля  $|S_4|$  (фрагмент (1)) і фази  $Arg S_4$  (фрагмент (2)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору для фазового перерізу  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.



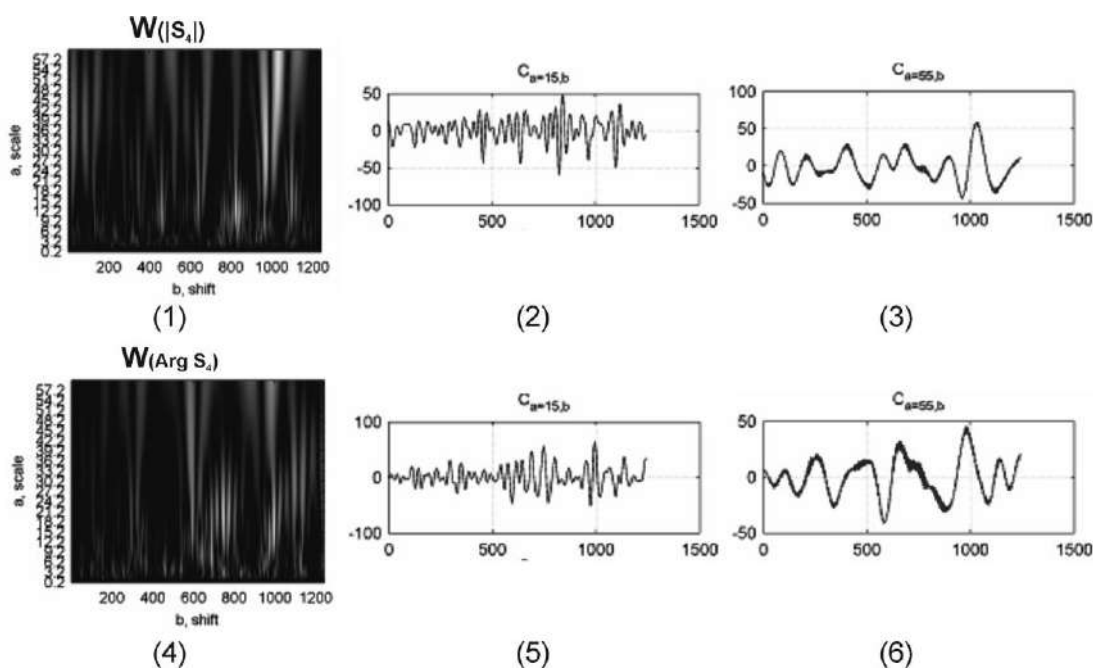
**Рис. 6.3.** Мапи (фрагменти (1),(4)) і лінійні перерізи (фрагменти (2),(3),(5),(6)) вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1)-(3)) і фази  $Arg S_4$  (фрагменти (3)-(6)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору для фазового перерізу  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.



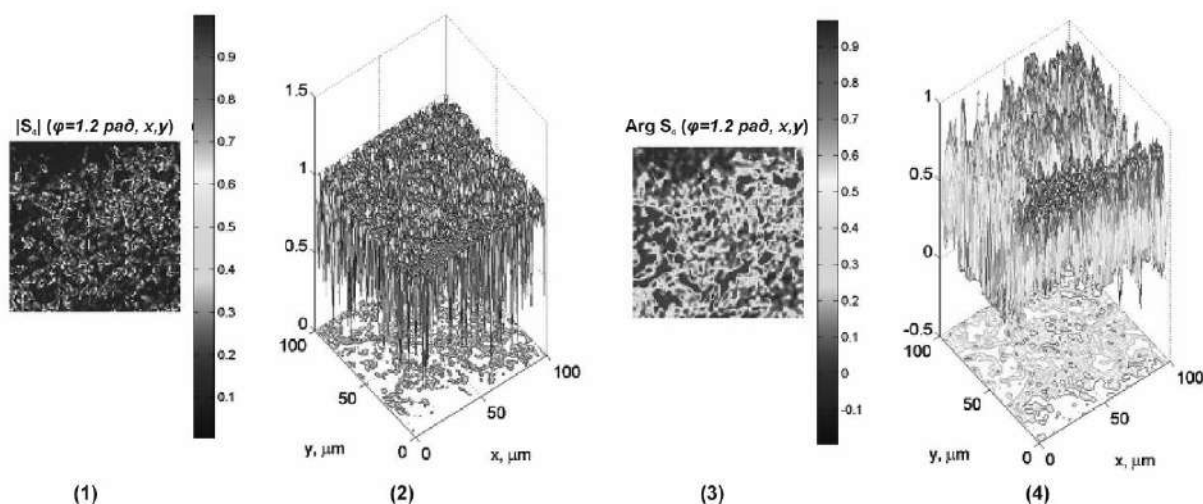
**Рис. 6.4.** Розподіли величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1),(2)) і фази  $Arg S_4$  (фрагменти (3),(4)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору для фазового перерізу  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.



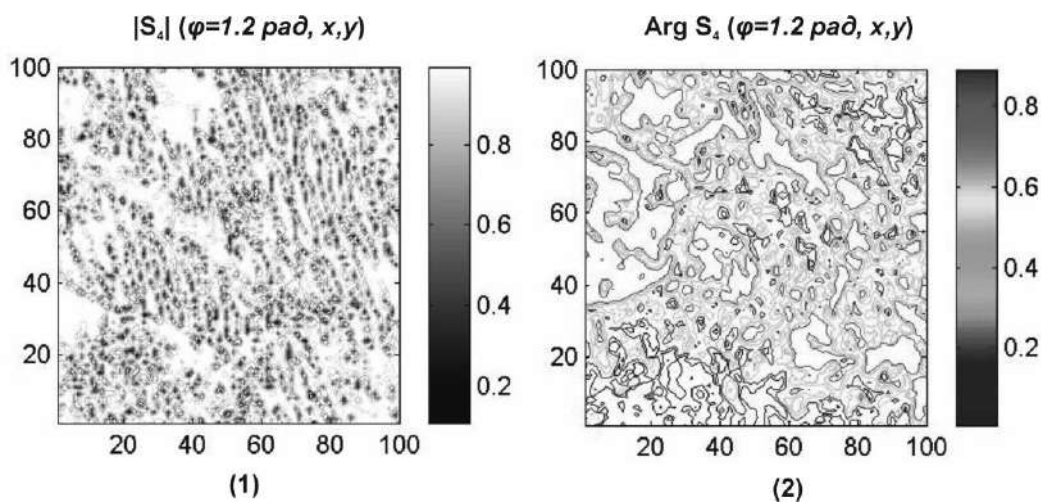
**Рис. 6.5.** Мапи (100ріх ×100ріх) розподілів величини модуля  $|S_4|$  (фрагмент (1)) і фази  $ArgS_4$  (фрагмент (2)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору для фазового перерізу  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.



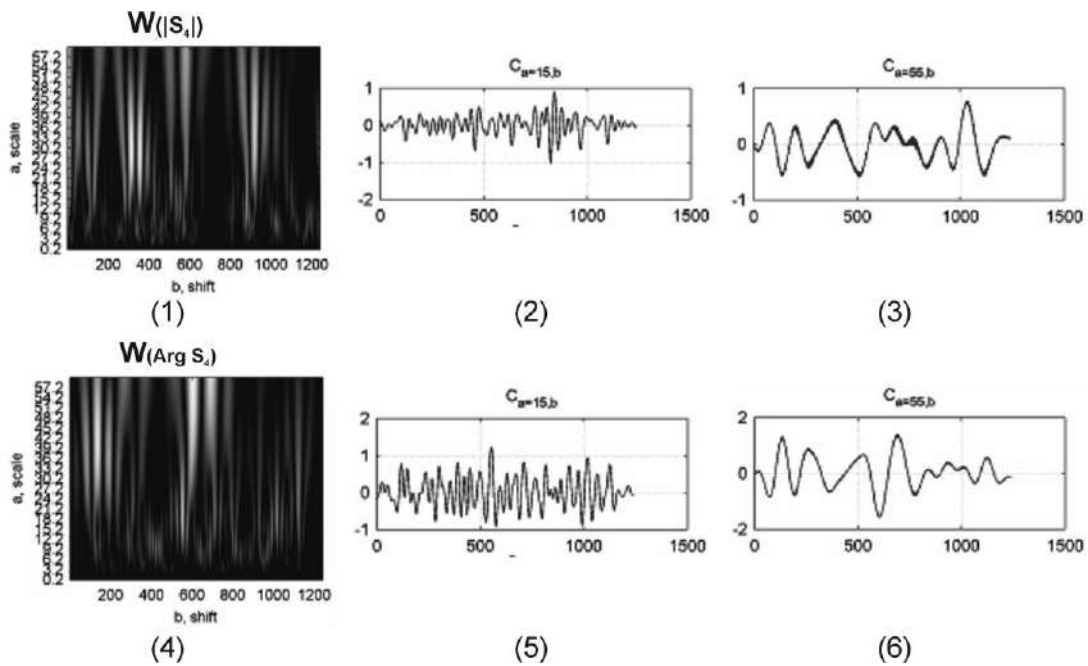
**Рис. 6.6.** Мапи (фрагменти (1),(4)) і лінійні перерізи (фрагменти (2),(3),(5),(6)) вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1)-(3)) і фази  $ArgS_4$  (фрагменти (3)-(6)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору для фазового перерізу  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 6.7.** Розподіли величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1),(2)) і фази  $Arg S_4$  (фрагменти (3),(4)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору для фазового перерізу  $\varphi=1,2$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 6.8.** Мапи (100ріх × 100ріх) розподілів величини модуля  $|S_4|$  (фрагмент (1)) і фази  $Arg S_4$  (фрагмент (2)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору для фазового перерізу  $\varphi=1,2$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 6.9.** Мапи (фрагменти (1),(4)) і лінійні перерізи (фрагменти (2),(3),(5),(6)) вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1)-(3)) і фази  $ArgS_4$  (фрагменти (3)-(6)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору для фазового перерізу  $\varphi = 1,2$ . Пояснення у тексті.

Аналіз одержаних даних 3D Стокс-корелометричного картографування об’єктного поля лазерного випромінювання мережі дендритних кристалів плівки ліквору (рис. 6.1 – рис. 6.9) виявив:

1. Головними поляриметричними проявами кореляційної узгодженості за напрямками оптичних осей ( $|S_4|$  - розділ 2 , параграф 2.6.4, співвідношення (2.91)) і величинами двопронезаломлення ( $ArgS_4$  - розділ 2 ,параграф 2.6.4, співвідношення (2.87)) полікристалічної мережі оптично анізотропного шару ліквору є формування розподілів величини МСКС  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і ФСКС  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  (рис. 6.1, рис. 6.2, рис. 6.4, рис. 6.5, рис. 6.7, рис. 6.8).

2. Для кожного з координатних розподілів  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і  $ArgS_4(\varphi, x, y)$ , у межах парціальних фазових перерізів  $\varphi_i = 0,4 \text{ рад}; 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$ ,

притаманна індивідуальна статистична (рис. 6.1, рис. 6.4, рис. 6.7) та топографічна структура - рис. 6.2, рис. 6.5, рис. 6.8.

3. Із зростанням ( $\uparrow$ ) величини фазового перерізу ( $\varphi \uparrow$ ) поля комплексних амплітуд збільшуються діапазон зміни локальних значень модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  - рис. 6.2, рис. 6.5, рис. 6.8, відповідно.

Проаналізуємо одержані результати з фізичної точки зору. В процесі кристалізації плівки ліквору і її парціальних шарах формуються різні кристалічні фракції [54-58]. Серед них можна виділити дві основні, що переважають інші біохімічні сполуки за концентрацією. Перша – великомасштабні ( $20\mu m \div 100\mu m$ ) голкоподібні з просторово орієнтованими напрямками оптичних осей лінійно двопронезаломлюючі кристали альбуміну (~70% - 80%). Друга – дрібномасштабні ( $5\mu m \div 20\mu m$ ) сферолітні кристали глобуліну (~20% - 30%), для яких притаманна фазова модуляція циркулярно поляризованих складових амплітуди лазерного випромінювання, або циркулярне двопронезаломлення.

Таким чином в планарних парціальних шарах плівки ліквору формується переважно полікристалічна дендритна фазовомодулююча ( $\delta$ ) мережа кристалів альбуміну з хаотично розташованими напрямками ( $\rho$ ) оптичних осей (розділ 2, параграф 2.6).

У розділі 2, параграф 2.4.2, співвідношення (2.47) в рамках модельних уявлень про формування поляризаційно-кореляційної структури об'єктного поля двопронезаломлюючого середовища із слабкими фазовими флуктуаціями було визначено взаємозв'язки між модулем і фазою СКС. Зокрема, МСКС визначається напрямками оптичних осей голчастих кристалів  $|S_4|(r_1, r_2) \leftrightarrow (\rho_1, \rho_2)$ , а величина ФСКС пов'язана з фазовою модуляцією ортогональних складових амплітуди оптично-анізотропними дендритними і сферолітними кристалами  $ArgS_4(r_1, r_2) \leftrightarrow (\delta_1, \delta_2)$ . В результаті в кожній такій площині поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля полікристалічної

плівки ліквору формується індивідуальний координатний  $(x, y)$  розподіл величини модуля  $|S_4|(x, y)$  і фази  $ArgS_4(x, y)$ .

З використанням опорної хвилі шляхом застосування алгоритму цифрової голографічної реконструкції (розділ 2, параграф 2.5.2, співвідношення (2.75),(2.76)) можна відтворити в різних фазових  $(\varphi)$  перерізах розподіли поля комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$ ,  $E_y(\varphi, x, y)$ . На цій основі з використанням співвідношень (2.47), (2.87) визначаються пошарові розподіли  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  4-го параметру вектора Стокса об'єктного поля полікристалічної мережі плівки ліквору.

Для малих значень фазового перерізу  $\varphi = 0,4 \text{ рад}$  найбільш імовірними є акти взаємодії лазерного випромінювання з окремими голчастими та сферолітними кристалами. З точки зору оптико-геометричної структури такої мережі в даній площині:

- реалізується певний просторово-детермінований для декількох напрямків кристалічного росту розподіл орієнтацій оптичних осей з незначною дисперсією розкиду їх значень ( $\Delta\rho/\rho \ll 1$ ). Іншими словами, для сусідніх точок ( $r_1$  і  $r_2$ ) в даній площині найбільш ймовірна умова  $\rho(r_1) - \rho(r_2) \rightarrow 0$ . Внаслідок цього (розділ 2, параграф 2.6.4, співвідношення (2.87)) в мапі розподілу МСКС  $|S_4|(\varphi, x, y)$  переважає сукупність локальних Стокс-корелометричних доменів із екстремальними значеннями  $|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y) \rightarrow 1$ , - рис. 6.1 (фрагменти (1),(2)), рис. 6.2 (фрагмент (1)).

- формується координатний розподіл фазових зсувів ( $\delta(x, y)$ ) між лінійно- (голчасті кристали) та циркулярно- (сферолітні кристали) ортогонально поляризованими складовими амплітуди лазерного випромінювання з незначною амплітудою модуляції  $\Delta\delta \leq 0,4 \text{ рад}$ . В результаті мапа розподілу фази СКС  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  являє собою переважно



кореляційно-узгоджені ділянки з екстремальними значеннями  $ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y) \rightarrow 1$ , - рис. 6.1 (фрагменти (3),(4)), рис. 6.2 (фрагмент (2)).

- за рахунок наявності певного розкиду значень орієнтаційних  $\bar{\rho} \pm \Delta\rho$  і фазових  $\bar{\delta} \pm \Delta\delta$  складових полікристалічної мережі плівки ліквору розподіли  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  містять ансамблі Стокс-корелометричних доменів з іншими, відмінними від екстремальних, значеннями  $0 \leq |S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y) \leq 1$  і  $0 \leq ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y) \leq 1$ .

У рамках статистичного підходу до аналізу розподілів мап МСКС (рис. 6.1, фрагменти (1),(2), рис. 6.2, фрагмент (1)) і ФСКС (рис. 6.1, фрагменти (3),(4), рис. 6.2, фрагмент (2)) слід очікувати значної переваги значень статистичних моментів вищих порядків (асиметрії та ексцесу)  $(Z_{3,4}(|S_4|(\varphi = 0,4\text{rad}, x, y)); Z_{3,4}(ArgS_4(\varphi = 0,4\text{rad}, x, y)))$  над величинами середнього  $(Z_1)$  та дисперсії  $(Z_2)$ .

Результати цифрового голографічного відтворення поляризаційно-кореляційних мап  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  для більших значень фазових перерізів ( $\varphi = 0,8\text{rad}; 1,2\text{rad}$ ) тривимірного розподілу поля комплексних амплітуд лазерного випромінювання відповідають фізичній ситуації, де збільшується імовірність взаємодії парціальних хвиль з декількома оптично-анізотропними кристалічними утвореннями полікристалічної мережі плівки ліквору. Внаслідок цього зростає вплив на поляризаційно-кореляційну структуру такого об'єктного поля діапазону розкиду напрямів оптичних осей  $\Delta\rho(\varphi, x, y) \uparrow$  двопронезаломлюючих кристалів, а також глибина фазової модуляції  $\Delta\delta(\varphi, x, y) \uparrow$ . Така трансформація оптико-геометричної структури полікристалічної складової у даних шарах плівки ліквору виявляється у зростанні координатної декореляції між величинами  $\rho(\varphi, x, y)$  і  $\delta(\varphi, x, y)$ , що оптично виявляється у перерозподілі екстремальних значень модуля  $|S_4|(\varphi, x, y) = 1$  і фази (розділ 2, параграф 2.6.4, співвідношення (2.87))

$ArgS_4(\varphi, x, y) = 1,75 \text{ рад}$ , у більш широкій діапазон їх зміни  $0 \leq |S_4|(\varphi, x, y) \leq 1$  і  $0 \leq ArgS_4(\varphi, x, y) \leq 1,75 \text{ рад}$ , - рис. 6.4, рис. 6.7. Окрім цього, у даних фазових перерізах зростає кількість, площа, величина та діапазон зміни модуля  $0 \leq |S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y) \leq 1$  і фази  $0 \leq ArgS_4(\varphi, x, y) \leq 1,75 \text{ рад}$  в межах Стокс-корелометричних доменів – рис. 6.5 і рис. 6.8.

Кількісно (у межах статистичного аналізу мап модуля і фази СКС) це виявляється у протилежних тенденціях зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  – середнє та дисперсія зростають  $\{Z_{1;2}(|S_4|(\varphi, x, y)); Z_{1;2}(ArgS_4(\varphi, x, y))\} \uparrow$ ; статистичні моменти вищих порядків, навпаки, зменшуються -  $\{Z_{3;4}(|S_4|(\varphi, x, y)); Z_{3;4}(ArgS_4(\varphi, x, y))\} \downarrow$ , - таблиця 6.1.

**Таблиця 6.1.**

Статистичні моменти  $Z_{i=1;2;3;4}$ , які характеризують розподіли величини  $|S_4|$  і  $ArgS_4$  мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору

		$ S_4 $	$ArgS_4$		
$\varphi = 0,4$	$Z_1$	0,54	$\varphi = 0,4$	$Z_1$	0,93
	$Z_2$	0,09		$Z_2$	0,07
	$Z_3$	0,53		$Z_3$	0,81
	$Z_4$	1,47		$Z_4$	1,79
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,39	$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,84
	$Z_2$	0,12		$Z_2$	0,11
	$Z_3$	0,44		$Z_3$	0,73
	$Z_4$	1,16		$Z_4$	1,41
$\varphi = 1,2$	$Z_1$	0,21	$\varphi = 1,2$	$Z_1$	0,51
	$Z_2$	0,15		$Z_2$	0,13
	$Z_3$	0,38		$Z_3$	0,61
	$Z_4$	0,89		$Z_4$	1,24

Порівняльний аналіз зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків 3D розподілів величини  $|S_4|$  і  $ArgS_4$  “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки ліквору у різних фазових перерізах  $\varphi$  плівки ліквору виявив значні відмінності між

$$\text{ними} - \begin{cases} |S_4| \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 2,7; \Delta Z_2(\varphi) = 2,3; \Delta Z_3(\varphi) = 1,9; \Delta Z_4(\varphi) = 1,7; \\ ArgS_4 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 1,8; \Delta Z_2(\varphi) = 1,9; \Delta Z_3(\varphi) = 1,3; \Delta Z_4(\varphi) = 1,4; \end{cases}$$

Як видно, найбільш чутливими до зміни параметрів лінійного двопронезаломлення  $(\rho, \delta)$  сукупності шарів полікристалічної мережі дендритних кристалів в об’ємі плівки ліквору виявилися статистичні моменти 1-го і 2-го порядків, які характеризують розподіли величини модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  ( $Z_{1;2}$  - відмінності для різних фазових перерізів складають – 2,3 – 2,7рази) і фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  ( $Z_{1;2}$  - відмінності для різних фазових перерізів складають – 1,8 – 1,9 рази) поляризаційно-неоднорідного об’єктного поля лазерного випромінювання.

### *Вейвлет-аналіз*

Результати масштабно-селективного вейвлет-аналізу (розділ 2, параграф 2.8.4, співвідношення (2.95),(2.96)) координатних розподілів величини модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса у різних фазових ( $\varphi$ ) площинах поляризаційно-неоднорідного об’єктного поля полікристалічної плівки ліквору представлені серією двомірних (фрагменти (1),(4)) і лінійних (фрагменти (2),(3),(5),(6)) залежностей амплітуд вейвлет-коефіцієнтів на рис. 6.3 ( $\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ), рис. 6.6 ( $\varphi = 0,8 \text{ рад}$ ) і рис. 6.9 ( $\varphi = 1,2 \text{ рад}$ ).

Аналіз одержаних даних виявив:

1. Індивідуальну структуру двомірних мап вейвлет-коефіцієнтів (рис. 6.3, рис. 6.6, рис. 6.9, фрагменти (1),(4)), які характеризують різномасштабні лінійні залежності величини амплітуди вейвлет-коефіцієнтів  $C_{a=15,b}$  і  $C_{a=55,b}$ ,

що одержані для масштабів  $a = 15$  і  $a = 55$  МНАТ функції - рис. 6.3, рис. 6.6, рис. 6.9, фрагменти (2),(3),(5),(6).

2. Амплітуда лінійних залежностей  $C_{a=55,b}$  вейвлет-коефіцієнтів, які характеризують великомасштабну структуру розподілів модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4rad$  більша (у 2 – 3 рази) ніж флуктуації аналогічного параметру  $C_{a=15,b}$ , який характеризує мапи МСКС і ФСКС, - рис. 6.3 (фрагменти (2),(3) і (5),(6))

3. Для більших фазових перерізів ( $\varphi = 0,8rad$ ;  $1,2rad$ ) поляризаційно-неоднорідного поля мережі дендритних кристалів плівки ліквору діапазон зміни амплітуди лінійних залежностей вейвлет-коефіцієнтів  $C_{a=15,b} \downarrow$  дрібномасштабної структури координатних розподілів  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  зменшується (рис. 6.3, рис. 6.6, рис. 6.9, фрагменти (2),(5)); для великомасштабних коефіцієнтів  $C_{a=55,b} \uparrow$  зростає, - рис. 6.3, рис. 6.6, рис. 6.9, фрагменти (3),(6).

Установлені закономірності можна пов'язати з тим, що величина вейвлет-коефіцієнта  $C_{a,b}$  визначається ступенем кореляційної узгодженості розмірів Стокс-корелометричного домену ( $|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  або  $ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y)$ ) з розмірами вікна МНАТ функції, що по рядках сканує координатні розподіли  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і  $ArgS_4(\varphi, x, y)$ . Найменші розміри великомасштабних компонентів мап МСКС і ФСКС формуються у фазових перерізах поля комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$ ,  $E_y(\varphi, x, y)$  полікристалічної плівки ліквору з незначним рівнем  $\varphi = 0,4rad$  (рис. 6.2). Тому у даній площині реалізується незначний рівень кореляції між розмірами вікна ( $a = 55$ ) МНАТ функції та розмірами доменів Стокс-корелометричних мап. Внаслідок цього амплітуда зміни лінійної залежності  $C_{a=55,b}$  характеризується мінімальним діапазоном зміни -  $-1 < C_{a=55,b} < 1$  (рис. 6.3, фрагменти (2),(5)).

Збільшення  $\varphi \uparrow$  в алгоритмі (розділ 2, параграф 2.5.2, співвідношення (2.75),(2.76)) цифрового голографічного відтворення розподілів  $E_x(\varphi, x, y)$  і  $E_y(\varphi, x, y)$  дозволяє оцінити кореляційну узгодженість параметрів оптично-анізотропних утворень на більших геометричних масштабах. Відповідно до цього зростає рівень кореляції між параметрами вікна ( $a=55$ ) МНАТ функції та розмірами  $|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  або  $ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y)$ . У результаті значно збільшується діапазон зміни амплітуди вейвлет-коефіцієнтів ( $-2 \leq C_{a=55,b} \leq 2$ , рис. 6.6, фрагменти (2),(5) і  $-3 \leq C_{a=55,b} \leq 3$ , рис. 6.9, фрагменти (2),(5)), які характеризують координатні розподіли величини модуля (рис. 6.5, рис. 6.8, фрагменти (1)) і фази (рис. 6.5, рис. 6.8, фрагменти (2)) СКС у фазових перерізах  $\varphi=0,8rad$  і  $\varphi=1,2rad$ . На менших геометричних масштабах МНАТ функції динаміка зміни амплітуди лінійних залежностей  $C_{a=15,b}$  розподілів вейвлет-коефіцієнтів, які характеризують мапи  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  (рис. 6.2, рис. 6.5, рис. 6.8), для різних фазових площин поля комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$  і  $E_y(\varphi, x, y)$  полікристалічної плівки ліквору значно менша, - рис. 6.3 ( $-0,5 \leq C_{a=55,b} \leq 0,5$ ), рис. 6.6 ( $-1 \leq C_{a=55,b} \leq 1$ ), рис. 6.9 ( $-1,5 \leq C_{a=55,b} \leq 1,5$ ), фрагменти (3),(6).

Даний факт можна пов'язати з тим, що концентрація, а відповідно і кількість дрібномасштабних оптично-анізотропних сферолітних утворень, значно менша у порівнянні з кількістю лінійно двопроменезаломлюючих дендритних кристалів.

За рахунок цього кількість Стокс-корелометричних доменів та їхні геометричні розміри незначно змінюються в різних фазових площинах об'єктного поля лазерного випромінювання (рис. 6.2, рис. 6.5, рис. 6.8, фрагменти (2)). У результаті рівень кореляційної узгодженості між розмірами вікна ( $a=15$ ) МНАТ функції та площею  $|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  або  $ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  значно менший у порівнянні з великим масштабом вейвлет-функції  $a=55$ .

Величини статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$  моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують лінійні залежності лінійні залежності  $C_{a=15,b}$  і  $C_{a=55,b}$  амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини  $|S_4|$  і  $ArgS_4$  у різних фазових перерізах  $\varphi$  приведені в таблиці 6.2.

**Таблиця 6.2.**

Статистичні моменти  $Z_{i=1;2;3;4}$ , які характеризують лінійні залежності  $C_{a=15,b}$  і  $C_{a=55,b}$  амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини  $|S_4|$  і  $ArgS_4$

$ S_4 $				$ArgS_4$			
$\varphi_i$	$Z_i$	$C_{a=15,b}$	$C_{a=55,b}$	$\varphi_i$	$Z_i$	$C_{a=15,b}$	$C_{a=55,b}$
$\varphi = 0,4$	$Z_1$	0,06	0,11	$\varphi = 0,4$	$Z_1$	0,08	0,15
	$Z_2$	0,21	0,63		$Z_2$	0,29	0,77
	$Z_3$	0,51	0,71		$Z_3$	0,42	0,86
	$Z_4$	0,42	0,65		$Z_4$	0,32	0,73
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,09	0,21	$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,11	0,26
	$Z_2$	0,34	1,15		$Z_2$	0,41	1,31
	$Z_3$	0,39	0,52		$Z_3$	0,31	0,64
	$Z_4$	0,33	0,41		$Z_4$	0,24	0,58
$\varphi = 1,2$	$Z_1$	0,12	0,37	$\varphi = 1,2$	$Z_1$	0,14	0,42
	$Z_2$	0,42	2,12		$Z_2$	0,52	2,34
	$Z_3$	0,18	0,35		$Z_3$	0,14	0,47
	$Z_4$	0,24	0,33		$Z_4$	0,16	0,41

Порівняльний аналіз зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують лінійні залежності амплітуди вейвлет-коефіцієнтів на різних масштабах МНАТ функції у різних фазових перерізах 3D розподілів МСКС і ФСКС об'єктного поля полікристалічної плівки ліквору виявив значні відмінності між ними:

- $|S_4| = \begin{cases} a = 15 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 2; \Delta Z_2(\varphi) = 2; \Delta Z_3(\varphi) = 2,8; \Delta Z_4(\varphi) = 2,7; \\ a = 55 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 3,4; \Delta Z_2(\varphi) = 3,4; \Delta Z_3(\varphi) = 2,2; \Delta Z_4(\varphi) = 2; \end{cases}$
- $ArgS_4 = \begin{cases} a = 15 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 1,8; \Delta Z_2(\varphi) = 1,8; \Delta Z_3(\varphi) = 2; \Delta Z_4(\varphi) = 2; \\ a = 55 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 2,8; \Delta Z_2(\varphi) = 3,1; \Delta Z_3(\varphi) = 1,8; \Delta Z_4(\varphi) = 1,8. \end{cases}$

Як видно, найбільш чутливими до зміни орієнтаційно-фазової структури на різних масштабах геометричних розмірів полікристалічної мережі плівки ліквору виявилися статистичні моменти 1-го і 2-го порядків, які характеризують розподіли величини амплітуди лінійних перерізів ман вейвлет-коефіцієнтів модуля  $(Z_{1,2}(\varphi, |S_4|))$  - відмінності для різних фазових перерізів складають – 3,4 рази) і фази  $(Z_{1,2}(\varphi, ArgS_4))$  - відмінності для різних фазових перерізів складають – 2,8 - 3,1 рази) 4-го параметру вектора Стокса поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля лазерного випромінювання для масштабу МНАТ функції  $a = 55$ .

Таким чином, можна констатувати, що застосування додаткового масштабно-селективного вейвлет-аналізу (рис. 6.3, рис. 6.6, рис. 6.9) координатних розподілів МСКС і ФСКС (рис. 6.1, рис. 6.2, рис. 6.4, рис. 6.5, рис. 6.7, рис. 6.8) в фазових ( $\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ,  $\varphi = 0,8 \text{ рад}$  і  $\varphi = 1,2 \text{ рад}$ ) перерізах мікроскопічного зображення об'єму полікристалічної плівки ліквору забезпечує підвищення чутливості методу 3D поляризаційно-кореляційного картографування до 25%-30% (таблиця 6.1 і таблиця 6.2).

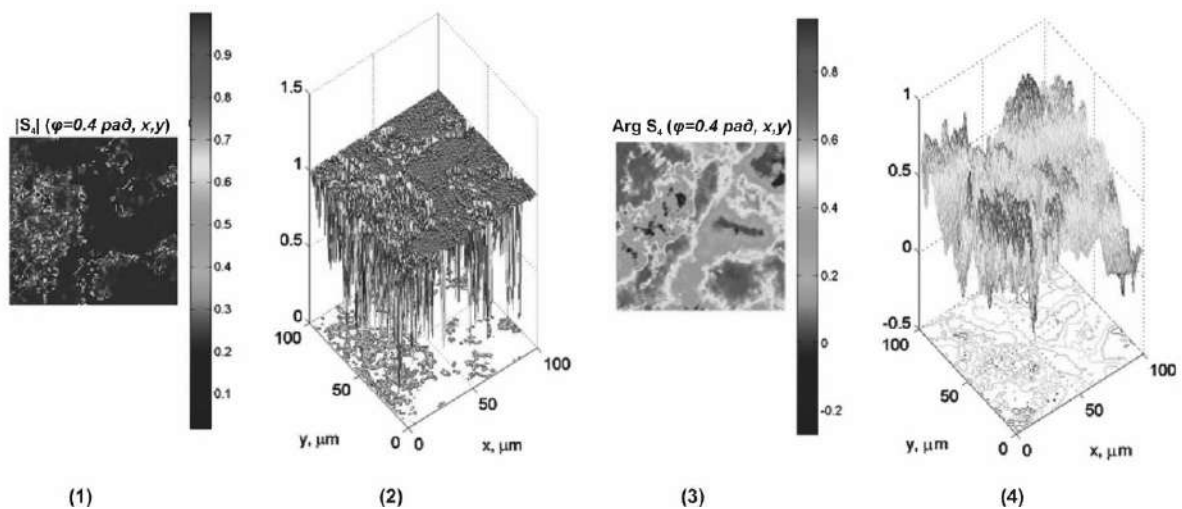
## **6.2. 3D розподіли модуля і фази “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної сферолітної мережі плівки жовчі**

У попередньому розділі 5, параграф 5.2 наведена інформація про структуру полікристалічної складової плівок жовчі, які містить дві оптично анізотропні фракції глибокоподібні кристали моногідрату холестеролу і білірубінату кальцію, а також голчасті кристали жирних кислот.

Результати пошарового відтворення Стокс-корелометричних мап 3D розподілу лазерного випромінювання, перетвореного сферолітною кристалічною мережею плівки жовчі приведені на серії залежностей рис. 6.10, рис. 6.13 і рис. 6.16.

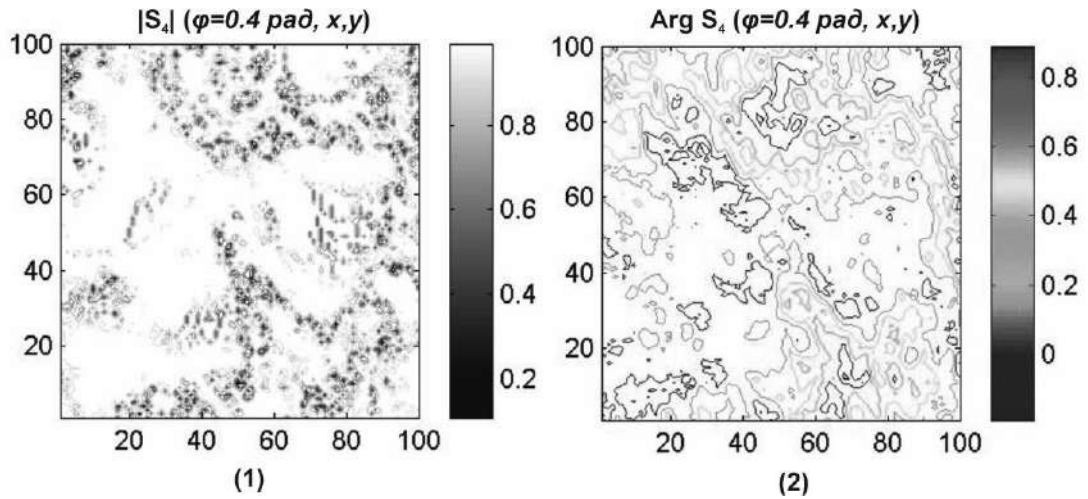
На серії рис. 6.11, рис. 6.14 і рис. 6.17 приведено топографічну структуру ( $50\text{pix} \times 50\text{pix}$ ) мапи модуля  $|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  і фази  $\text{Arg}S_4(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса лазерного випромінювання в товщі полікристалічної плівки жовчі у різних фазових перерізах.

Дані вейвлет-аналізу аналізу пошарових розподілів величини в об’ємі плівки жовчі представлені у вигляді серії мап вейвлет-коефіцієнтів (фрагменти (1),(4)) та їх лінійних перерізів (фрагменти (2),(3),(5),(6)) для двох масштабів ( $a=15$  і  $a=55$ ) МНАТ функції на рис. 6.12, рис. 6.15 і рис. 6.18.

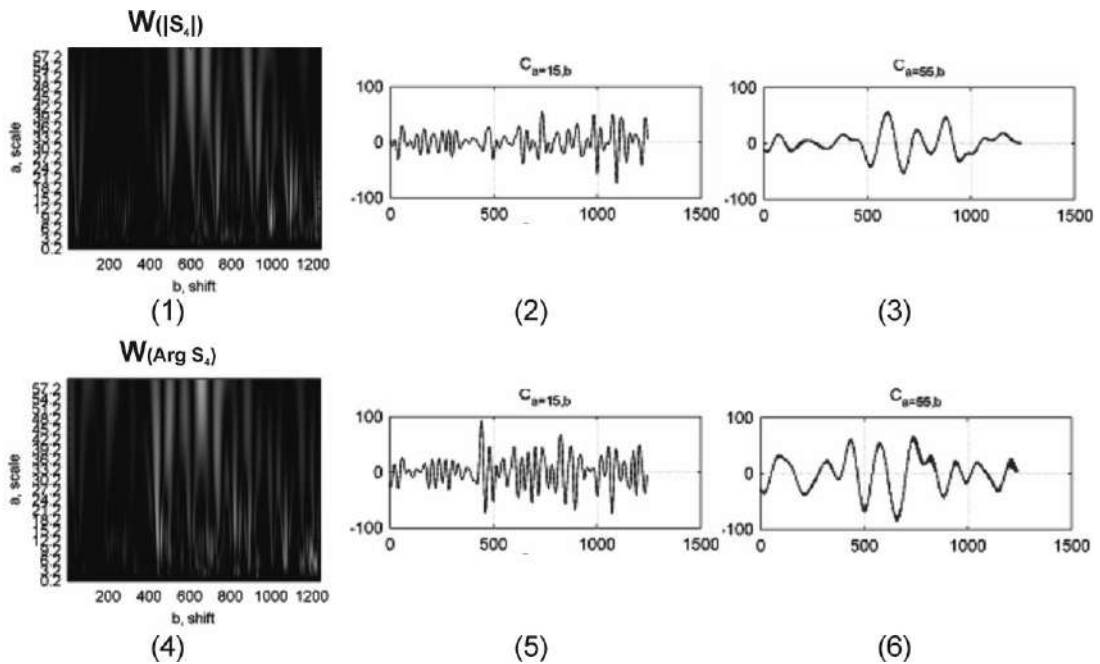


**Рис. 6.10.** Розподіли величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1),(2)) і фази  $\text{Arg}S_4$  (фрагменти (3),(4)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки жовчі для фазового перерізу  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.

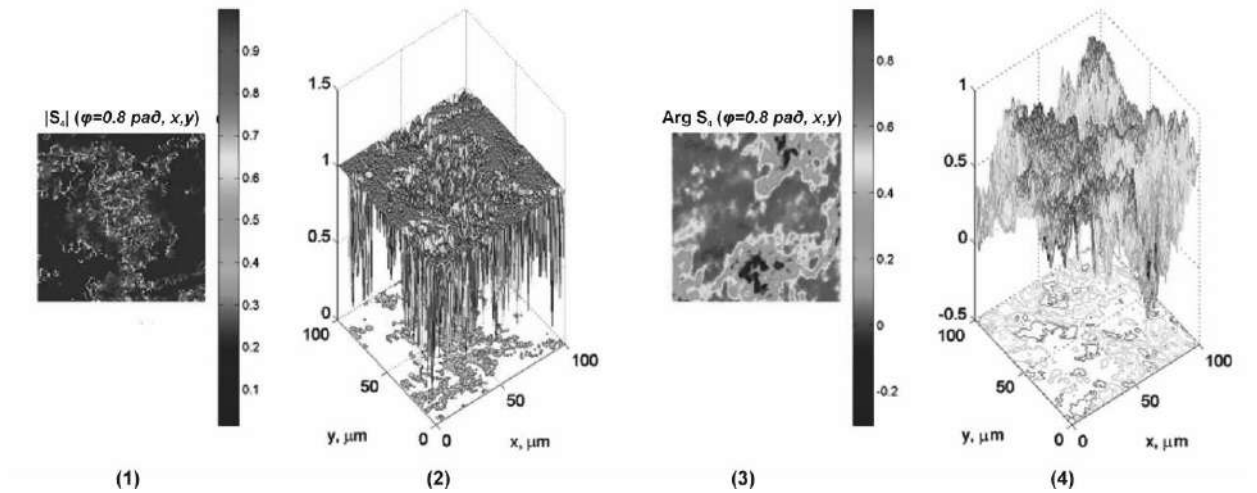




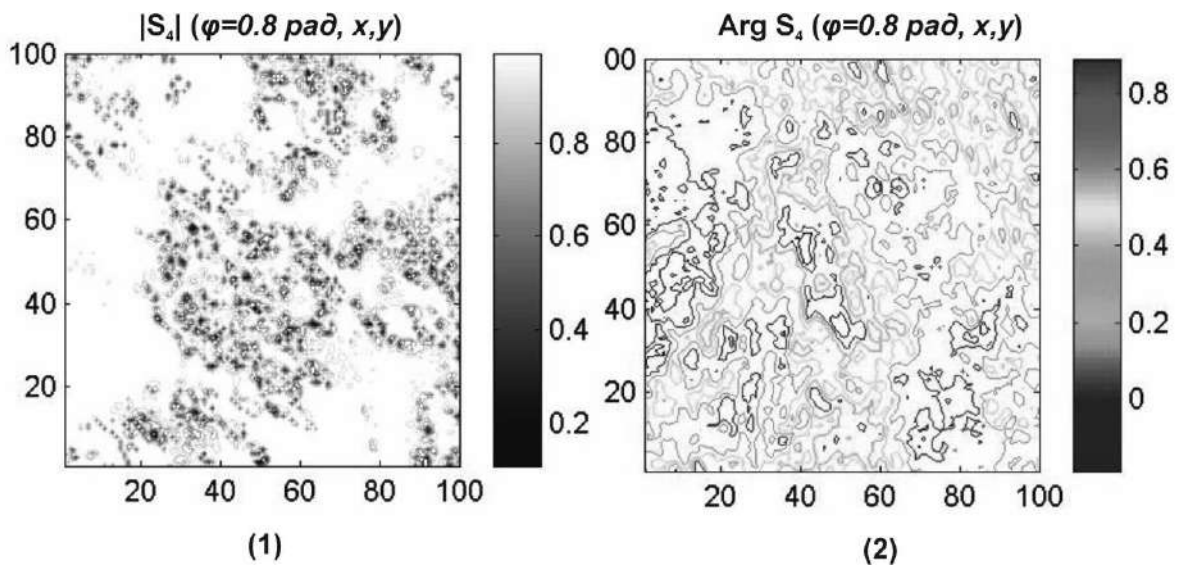
**Рис. 6.11.** Мапи (100ріх × 100ріх) розподілів модуля  $|S_4|$  (фрагмент (1)) і фази  $Arg S_4$  (фрагмент (2)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса зображення полікристалічної плівки жовчі для фазового перерізу  $\varphi = 0,4$ .



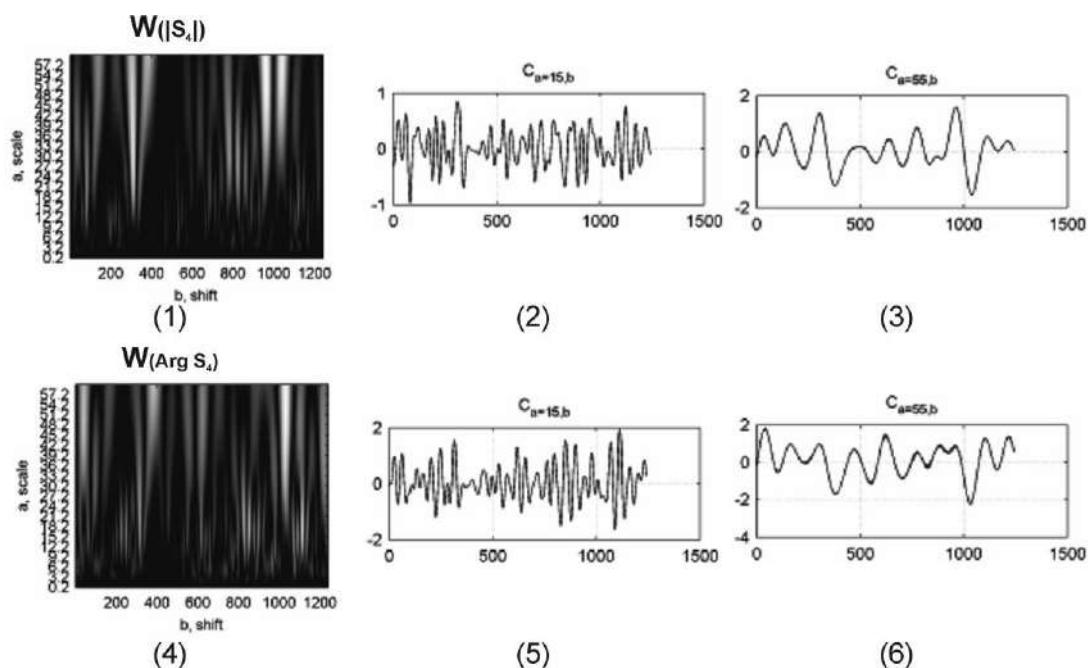
**Рис. 6.12.** Мапи (фрагменти (1),(4)) і лінійні перерізи (фрагменти (2),(3),(5),(6)) вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1)-(3)) і фази  $Arg S_4$  (фрагменти (3)-(6)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки жовчі для фазового перерізу  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.



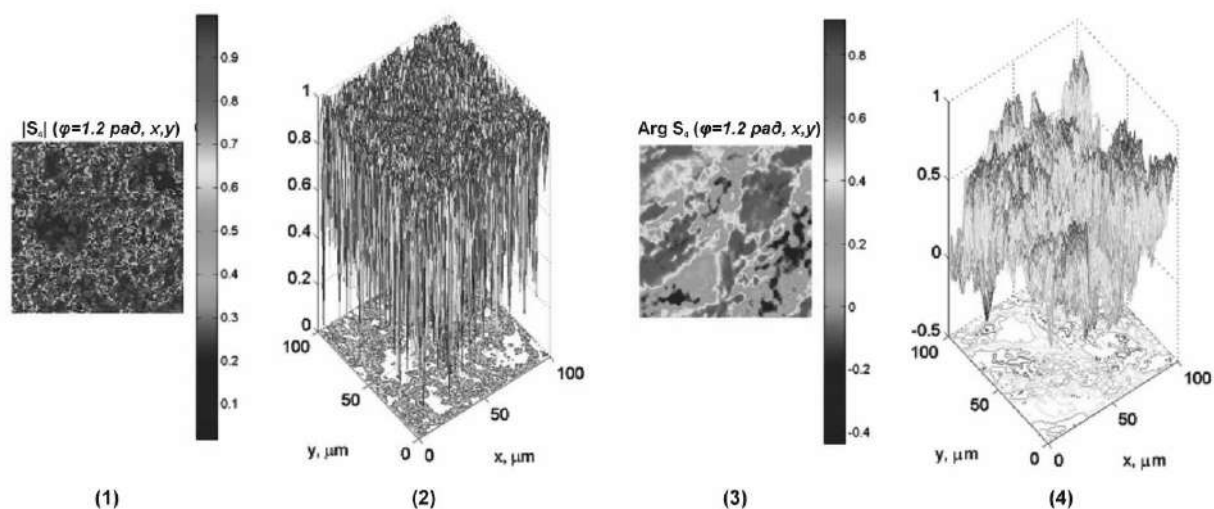
**Рис. 6.13.** Розподіли величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1),(2)) і фази  $Arg S_4$  (фрагменти (3),(4)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки жовчі для фазового перерізу  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.



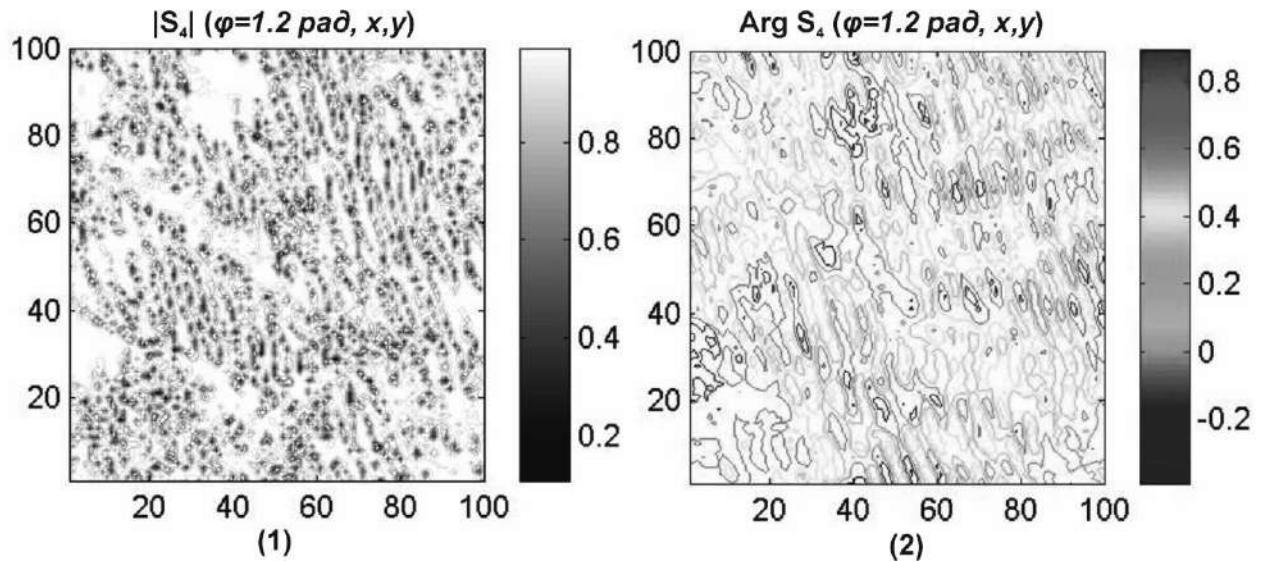
**Рис. 6.14.** Мапи (100ріх  $\times$  100ріх) розподілів величини модуля  $|S_4|$  (фрагмент (1)) і фази  $Arg S_4$  (фрагмент (2)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки жовчі для фазового перерізу  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.



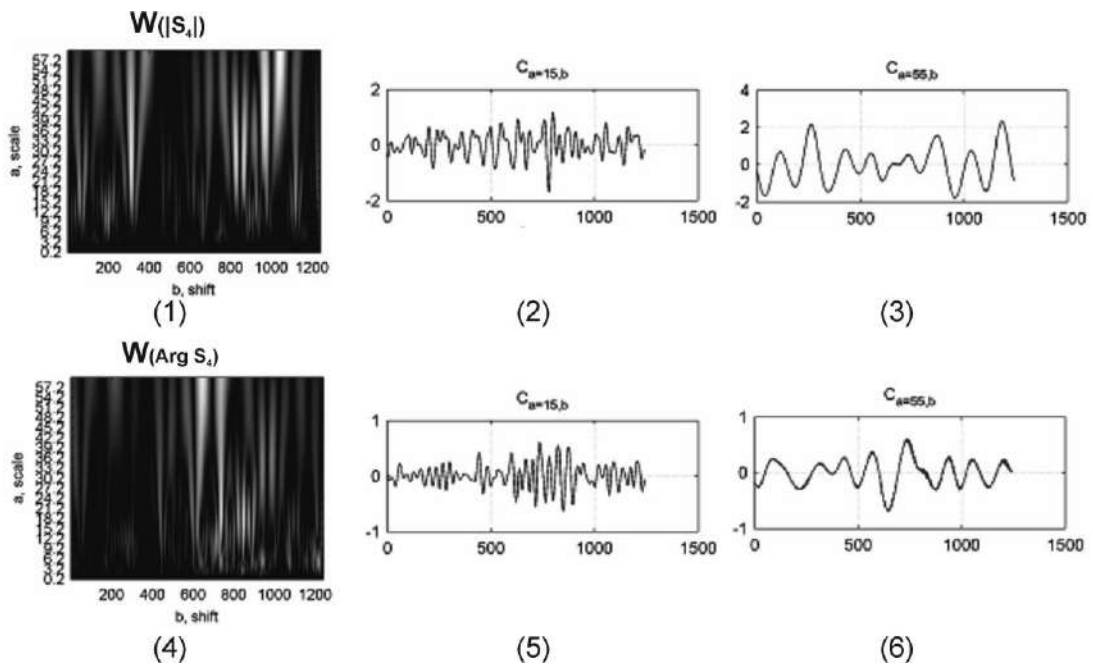
**Рис. 6.15.** Мапи (фрагменти (1),(4)) і лінійні перерізи (фрагменти (2),(3),(5),(6)) вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1)-(3)) і фази  $Arg S_4$  (фрагменти (3)-(6)) зображення полікристалічної плівки жовчі для фазового перерізу  $\varphi = 0,8$ .



**Рис. 6.16.** Розподіли величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1),(2)) і фази  $Arg S_4$  (фрагменти (3),(4)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки жовчі для фазового перерізу  $\varphi = 1,2$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 6.17.** Мапи (100ріх × 100ріх) розподілів модуля  $|S_4|$  (фрагмент (1)) і фази  $ArgS_4$  (фрагмент (2)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса зображення полікристалічної плівки жовчі для фазового перерізу  $\varphi = 1,2$ .



**Рис. 6.18.** Мапи (фрагменти (1),(4)) і лінійні перерізи (фрагменти (2),(3),(5),(6)) вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини модуля  $|S_4|$  (фрагменти (1)-(3)) і фази  $ArgS_4$  (фрагменти (3)-(6)) “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки жовчі для фазового перерізу  $\varphi = 1,2$ . Пояснення у тексті.

Порівняльний аналіз результатів Стокс-корелометричного картографування з цифровим голографічним відтворенням розподілів модуля

і фази “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса об’єктного поля сферолітної мережі біологічних кристалів плівки жовчі (рис. 6.10 – рис. 6.18) з аналогічними даними (рис. 6.1 – рис. 6.9) поляризаційно-кореляційної структури лазерного поля полікристалічної плівки ліквору виявив:

1. У кожному фазовому перерізі поляризаційно-неоднорідного поля лазерного випромінювання, перетвореного мережею сферолітних кристалів плівки жовчі має місце формування координатно-неоднорідних мап  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  у вигляді розподілів невеликих за розмірами Стокс-корелометричних доменів  $|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  і  $ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  (рис. 6.10, рис. 6.13, рис. 6.16, фрагменти (1),(3), рис. 6.11, рис. 6.14, рис. 6.17).

2. Для кожного з таких координатних розподілів  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  у площинах пошарових фазових перерізів поля комплексних амплітуд  $\varphi_i = 0,4 \text{ рад}; 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$  наявні поряд з зображеннями декорельованих дрібномасштабних ділянок сукупності сферолітних кристалів ( $0 \leq |S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y) \leq 1$  і  $0 \leq ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y) \leq 1,75 \text{ рад}$ ) значні за площею домени (рис. 6.11, рис. 6.14, рис. 6.17), що сформовані ділянками оптично анізотропної мережі з екстремальним рівнем кореляційної узгодженості напрямів оптичних осей ( $\rho$ ) та фазових зсувів ( $\delta$ ), для яких реалізуються умови  $ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y) \rightarrow 1,75 \text{ рад}$  (розділ 2, параграф 2.6.4, співвідношення (2.89)).

3. Зростання ( $\uparrow$ ) величини фазового перерізу ( $\varphi \uparrow$ ) поляризаційно-неоднорідного поля комплексних амплітуд полікристалічної плівки жовчі (рис. 6.11, рис. 6.14, рис. 6.17) виявляє збільшення діапазону зміни локальних значень  $0 \leq |S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y) \leq 1$  і  $0 \leq ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y) \leq 1,75 \text{ рад}$  у порівнянні з пошаровими мапами модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса 3D розподілу об’єктного поля дендритної полікристалічної мережі плівки ліквору - рис. 6.2, рис. 6.5, рис. 6.8, відповідно.

Проаналізуємо одержані результати з фізичної точки зору. В процесі кристалізації плівки жовчі в її парціальних шарах формуються дві кристалічні фракції [67-75]. Серед них можна виділити дві основні, що переважають інші біохімічні сполуки за концентрацією.

Перша – дрібномасштабні ( $10\mu m \div 30\mu m$ ) сферолітні кристали моногідрату холестеролу і білірубінату кальцію (~75% - 85%), для яких притаманна фазова модуляція циркулярно поляризованих складових амплітуди лазерного випромінювання, або циркулярне двоприменезаломлення.

Друга – великомасштабні ( $30\mu m \div 60\mu m$ ) голкоподібні з просторово орієнтованими напрямками оптичних осей лінійно двоприменезаломлюючі кристали жирних кислот (~15% - 25%).

Таким чином в планарних парціальних шарах плівки жовчі формується переважно полікристалічна сферолітна фазовомодулююча ( $\delta$ ) мережа кристалів альбуміну з хаотично розташованими напрямками ( $\rho$ ) оптичних осей (розділ 2, параграф 2.4).

Виходячи з цього можна припустити (розділ 2, параграф 2.4.1, співвідношення (2.47)), що величина МСКС, який визначається напрямками оптичних осей голчастих кристалів  $|S_4|(r_1, r_2) \leftrightarrow (\rho_1, \rho_2)$ , буде меншою ніж для аналогічного параметру, що характеризує дендритну мережу біохімічних кристалів.

Навпаки, величина ФСКС пов'язана з фазовою модуляцією ортогональних лінійно- та циркулярно- поляризованих складових амплітуди оптично-анізотропними дендритними і сферолітними кристалами  $ArgS_4(r_1, r_2) \leftrightarrow (\delta_1, \delta_2)$ .

Тому у кожній такій площині поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля полікристалічної плівки жовчі формується індивідуальний координатний  $(x, y)$  розподіл величини фази  $ArgS_4(x, y)$ , модуляція значень якої буде зростати із збільшенням  $\varphi \uparrow$ .

Зокрема, для малих значень фазового перерізу  $\varphi = 0,4 \text{ рад}$  найбільш імовірними є локальні акти взаємодії лазерного випромінювання з двопрорпенезаломлюючими голчастими та сферолітними кристалами. З точки зору оптико-геометричної структури такої мережі в даній площині реалізується більша дисперсія розподілу орієнтацій оптичних осей ніж для плівки ліквору.

Іншими словами, для сусідніх точок ( $r_1$  і  $r_2$ ) в даній площині найбільш ймовірна умова  $\rho(r_1) - \rho(r_2) \neq 0$ . Внаслідок цього (розділ 2, параграф 2.5.1, співвідношення (2.47)) в мапі розподілу МСКС  $|S_4|(\varphi, x, y)$  зменшується кількість локальних Стокс-корелометричних доменів із екстремальними значеннями  $|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y) \rightarrow 1$ , - рис. 6.1 і рис. 6.10 (фрагменти (1),(2)), рис. 6.2 і рис. 6.11 (фрагменти (1)), відповідно.

Паралельно формується координатно-неоднорідний розподіл фазових зсувів ( $\delta(x, y)$ ) між лінійно- (голчасті кристали) та циркулярно- (сферолітні кристали) ортогонально-поляризованими складовими амплітуди лазерного випромінювання з більшою (за рахунок вищої концентрації оптично-анізотропних сполук жовчі) амплітудою модуляції  $\Delta\delta$ .

В результаті (розділ 2, параграф 2. 6.4 , співвідношення (2.87)) мапа розподілу фази СКС  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  являє собою Стокс-корелометричні домени із значеннями, що розподілені у широкому діапазоні  $0 \leq ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y) \leq 1,75 \text{ рад}$ , - рис. 6.1 і рис. 6.10 (фрагменти (3),(4)), рис. 6.2 і рис. 6.11 (фрагменти (2)).

У рамках статистичного підходу до аналізу структури розподілів мап МСКС (рис. 6.10, фрагменти (1),(2), рис. 6.11, фрагмент (1)) і ФСКС (рис. 6.10, фрагменти (3),(4), рис. 6.11, фрагмент (2)) слід очікувати менш значної переваги значень статистичних моментів вищих порядків (асиметрії та ексцесу)  $(Z_{3;4}(|S_4|(\varphi = 0,4 \text{ рад}, x, y)); Z_{3;4}(ArgS_4(\varphi = 0,4 \text{ рад}, x, y)))$  над

величинами середнього ( $Z_1$ ) та дисперсії ( $Z_2$ ), яка спостерігалась для об'єктного поля полікристалічної плівки ліквору.

Для більших значень фазових перерізів ( $\varphi = 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$ ) тривимірного розподілу поля голографічно-відтвореного поля комплексних амплітуд лазерного випромінювання збільшується імовірність взаємодії парціальних хвиль з декількома оптично-анізотропними кристалічними утвореннями полікристалічної мережі плівки жовчі.

Внаслідок цього зростає вплив розкиду напрямів оптичних осей  $\Delta\rho(\varphi, x, y) \uparrow$  двопротинезаломлюючих кристалів, а також глибини фазової модуляції  $\Delta\delta(\varphi, x, y) \uparrow$  на поляризаційно-кореляційну структуру об'єктного поля.

В результаті зростання координатної декореляції між величинами  $\rho(\varphi, x, y)$  і  $\delta(\varphi, x, y)$  екстремальні значення модуля  $|S_4|(\varphi, x, y) = 1$  і фази  $ArgS_4(\varphi, x, y) = 1,75 \text{ рад}$  (розділ 2, параграф 2.6.4, співвідношення (2.87)) перерозподіляються у більш широкий діапазон їх зміни  $0 \leq |S_4|(\varphi, x, y) \leq 1$  і  $0 \leq ArgS_4(\varphi, x, y) \leq 1,75 \text{ рад}$ , - рис. 6.13, рис. 6.16.

Кількісно це виявляється у протилежних тенденціях зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  пошарових перерізів поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля полікристалічної плівки жовчі, – середнє та дисперсія зростають  $\{Z_2(|S_4|(\varphi, x, y)); Z_2(ArgS_4(\varphi, x, y))\} \uparrow$ ; статистичні моменти вищих порядків, навпаки, зменшуються -  $\{Z_{1,3,4}(|S_4|(\varphi, x, y)); Z_{1,3,4}(ArgS_4(\varphi, x, y))\} \downarrow$ , - таблиця 6.3.



**Таблиця 6.3.**

Статистичні моменти  $Z_{i=1;2;3;4}$ , які характеризують розподіли величини  $|S_4|$  і  $ArgS_4$  “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки жовчі у різних фазових перерізах  $\varphi$

$ S_4 $			$ArgS_4$		
$\varphi = 0,4$	$Z_1$	0,31	$\varphi = 0,4$	$Z_1$	0,89
	$Z_2$	0,13		$Z_2$	0,11
	$Z_3$	0,41		$Z_3$	0,63
	$Z_4$	0,52		$Z_4$	0,88
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,22	$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,77
	$Z_2$	0,16		$Z_2$	0,16
	$Z_3$	0,32		$Z_3$	0,54
	$Z_4$	0,43		$Z_4$	0,67
$\varphi = 1,2$	$Z_1$	0,14	$\varphi = 1,2$	$Z_1$	0,56
	$Z_2$	0,21		$Z_2$	0,22
	$Z_3$	0,26		$Z_3$	0,34
	$Z_4$	0,33		$Z_4$	0,56

Порівняльний аналіз зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують 3D розподіли величини  $|S_4|$  і  $ArgS_4$  “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічних зображень полікристалічних дендритних (плівка ліквору – таблиця 6.1) і сферолітних (плівка жовчі – таблиця 6.3) мереж у різних фазових перерізах  $\varphi$ , виявив зростання дисперсії розкиду ( $Z_2 \uparrow$ ) і зменшення асиметрії ( $Z_3 \downarrow$ ) та ексцесу ( $Z_3 \downarrow$ ). При цьому зберігаються значні відмінності між значеннями  $Z_{i=1;2;3;4}$  у різних шарах поля комплексних амплітуд полікристалічної плівки жовчі.

Установлено, що найбільш чутливими до зміни оптичної анізотропії шарів полікристалічної мережі сферолітних кристалів в об'ємі плівки жовчі виявилися статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, які характеризують розподіли величини фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  - відмінності між ними для різних фазових перерізів складають – 1,5 – 2 рази.

#### *Вейвлет-аналіз*

Серія двомірних (фрагменти (1),(4)) і лінійних (фрагменти (2),(3),(5),(6)) залежностей величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів, які представлені на рис. 6.3 ( $\varphi = 0,4rad$ ), рис. 6.6 ( $\varphi = 0,8rad$ ) і рис. 6.9 ( $\varphi = 1,2rad$ ), ілюструє результати масштабного-селективного вейвлет-аналізу (розділ 2, параграф 2.8.4, співвідношення (2.98), (2.99)) координатних розподілів величини модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля полікристалічної плівки жовчі.

Аналіз одержаних даних виявив:

1. Індивідуальну структуру різномасштабних ( $C_{a=15,b}$  і  $C_{a=55,b}$ ) лінійних перерізів (рис. 6.12, рис. 6.15, рис. 6.18, фрагменти (2),(3),(5),(6)) двомірних мап вейвлет-коефіцієнтів (рис. 6.12, рис. 6.15, рис. 6.18, фрагменти (1),(4)) координатних розподілів величини модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля полікристалічної плівки жовчі.

2. Зменшення (у 1,5 – 1,85 рази) зміни амплітуди лінійних залежностей  $C_{a=55,b}$  вейвлет-коефіцієнтів, які характеризують великомасштабну структуру розподілів модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4rad$  (рис. 6.12 (фрагменти (3),(6)) , у порівнянні з діапазоном флуктуацій аналогічного параметру, який характеризує мапи МСКС і ФСКС поля лазерного випромінювання дендритної мережі полікристалічної плівки ліквору, - рис. 6.3 (фрагменти (3), (6)).

3. Зростання (до 2 разів) амплітуди лінійних залежностей  $C_{a=55,b}$  вейвлет-коефіцієнтів, які характеризують дрібномасштабну структуру розподілів модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4 \text{ рад}$  (рис. 6.12 (фрагменти (2),(5))) ніж флуктуації аналогічного параметру, який характеризує мапи МСКС і ФСКС поля лазерного випромінювання дендритної мережі полікристалічної плівки ліквору, - рис. 6.3 (фрагменти (2),(5)).

4. Для більших фазових перерізів ( $\varphi = 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$ ) поляризаційно-неоднорідного поля мережі сферолітних кристалів плівки жовчі діапазон зміни амплітуди лінійних залежностей вейвлет-коефіцієнтів  $C_{a=15,b} \downarrow$  дрібномасштабної структури координатних розподілів  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  збільшується (рис. 6.12, рис. 6.15, рис. 6.18, фрагменти (2),(5)); для великомасштабних коефіцієнтів  $C_{a=55,b} \uparrow$  зменшується, - 6.12, рис. 6.15, рис. 6.18, фрагменти (3),(6).

Установлені закономірності можна пов'язати з тим, що величина вейвлет-коефіцієнта  $C_{a,b}$  визначається ступенем кореляційної узгодженості розмірів Стокс-корелометричного домену ( $|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  або  $ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y)$ ) з розмірами вікна МНАТ функції, що по рядках сканує координатні розподіли  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і  $ArgS_4(\varphi, x, y)$ . Найменші розміри великомасштабних компонентів мап МСКС і ФСКС формуються у фазових перерізах поля комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$ ,  $E_y(\varphi, x, y)$  полікристалічної плівки ліквору з незначним рівнем  $\varphi = 0,4 \text{ рад}$  (рис. 6.2). Тому у даній площині реалізується незначний рівень кореляції між розмірами вікна ( $a = 55$ ) МНАТ функції та розмірами доменів Стокс-корелометричних мап. Внаслідок цього амплітуда зміни лінійної залежності  $C_{a=55,b}$  характеризується мінімальним діапазоном зміни -  $-1 \leq C_{a=55,b} \leq 1$  (рис. 6.3, фрагменти (2),(5)).

Збільшення  $\varphi \uparrow$  в алгоритмі цифрового голографічного відтворення розподілів  $E_x(\varphi, x, y)$  і  $E_y(\varphi, x, y)$  дозволяє оцінити кореляційну узгодженість параметрів оптично-анізотропних утворень на більших геометричних масштабах. Відповідно до цього зростає рівень кореляції між параметрами вікна ( $a=55$ ) МНАТ функції та розмірами  $|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  або  $ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y)$ . У результаті значно збільшується діапазон зміни амплітуди вейвлет-коефіцієнтів ( $-2 \leq C_{a=55,b} \leq 2$ , рис. 6.6, фрагменти (2),(5) і  $-3 \leq C_{a=55,b} \leq 3$ , рис. 6.9, фрагменти (2),(5)), які характеризують координатні розподіли величини модуля (рис. 6.5, рис. 6.8, фрагменти (1)) і фази (рис. 6.5, рис. 6.8, фрагменти (2)) СКС у фазових перерізах  $\varphi = 0,8 \text{ рад}$  і  $\varphi = 1,2 \text{ рад}$ . На менших геометричних масштабах МНАТ функції динаміка зміни амплітуди лінійних залежностей  $C_{a=15,b}$  розподілів вейвлет-коефіцієнтів, які характеризують мапи  $|S_4|(\varphi, x, y)$  і  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  (рис. 6.2, рис. 6.5, рис. 6.8), для різних фазових площин поля комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$  і  $E_y(\varphi, x, y)$  полікристалічної плівки ліквору значно менша, - рис. 6.3 ( $-0,5 \leq C_{a=55,b} \leq 0,5$ ), рис. 6.6 ( $-1 \leq C_{a=55,b} \leq 1$ ), рис. 6.9 ( $-1,5 \leq C_{a=55,b} \leq 1,5$ ), фрагменти (3),(6).

Даний факт можна пов'язати з тим, що концентрація, а відповідно і кількість дрібномасштабних оптично-анізотропних сферолітних утворень, значно менша у порівнянні з кількістю лінійно двопротенезаломлюючих дендритних кристалів.

За рахунок цього кількість Стокс-корелометричних доменів та їхні геометричні розміри незначно змінюються в різних фазових площинах об'єктного поля лазерного випромінювання (рис. 6.2, рис. 6.5, рис. 6.8, фрагменти (2)). У результаті рівень кореляційної узгодженості між розмірами вікна ( $a=15$ ) МНАТ функції та площею  $|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  або  $ArgS_4(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  значно менший у порівнянні з великим масштабом вейвлет-функції  $a=55$ .

Величини статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$  моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують лінійні залежності лінійні залежності  $C_{a=15,b}$  і  $C_{a=55,b}$  амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини  $|S_4|$  і  $ArgS_4$  у різних фазових перерізах  $\varphi$  приведені в таблиці 6.4.

**Таблиця 6.4.**

Статистичні моменти  $Z_{i=1;2;3;4}$ , які характеризують лінійні залежності амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини  $|S_4|$  і  $ArgS_4$  “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічної плівки жовчі у різних фазових перерізах  $\varphi$

$ S_4 $				$ArgS_4$			
$\varphi_i$	$Z_i$	$C_{a=15,b}$	$C_{a=55,b}$	$\varphi_i$	$Z_i$	$C_{a=15,b}$	$C_{a=55,b}$
$\varphi = 0,4$	$Z_1$	0,095	0,105	$\varphi = 0,4$	$Z_1$	0,105	0,12
	$Z_2$	0,25	0,56		$Z_2$	0,32	0,71
	$Z_3$	0,65	0,61		$Z_3$	0,54	0,78
	$Z_4$	0,72	0,56		$Z_4$	0,49	0,63
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,11	0,16	$\varphi = 0,8$	$Z_1$	0,14	0,21
	$Z_2$	0,39	0,91		$Z_2$	0,51	0,91
	$Z_3$	0,53	0,42		$Z_3$	0,43	0,55
	$Z_4$	0,47	0,34		$Z_4$	0,32	0,44
$\varphi = 1,2$	$Z_1$	0,16	0,29	$\varphi = 1,2$	$Z_1$	0,17	0,23
	$Z_2$	0,54	1,88		$Z_2$	0,62	1,84
	$Z_3$	0,31	0,23		$Z_3$	0,19	0,32
	$Z_4$	0,39	0,28		$Z_4$	0,16	0,33

Порівняльний аналіз зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які у різних фазових перерізах 3D розподілу поляризаційно-неоднорідного об’єктного поля полікристалічної плівки жовчі

характеризують розподіли амплітуди вейвлет-коефіцієнтів множин значень МСКС і ФСКС для різних масштабів ( $a = 15$  і  $a = 55$ ) МНАТ функції, виявив значні відмінності між асиметрією (відмінності складають 2,8 рази) та ексцесом (відмінності складають 3,1 рази) гістограм  $N(\varphi, ArgS_4)$  дрібномасштабної складової мережі сферолітних кристалів:

- $|S_4| = \begin{cases} a = 15 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 1,6; \Delta Z_2(\varphi) = 2,1; \Delta Z_3(\varphi) = 2,2; \Delta Z_4(\varphi) = 1,85; \\ a = 55 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 1,9; \Delta Z_2(\varphi) = 2; \Delta Z_3(\varphi) = 2,3; \Delta Z_4(\varphi) = 2; \end{cases}$
- $ArgS_4 = \begin{cases} a = 15 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 1,8; \Delta Z_2(\varphi) = 1,9; \Delta Z_3(\varphi) = 2,8; \Delta Z_4(\varphi) = 3,1; \\ a = 55 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 1,9; \Delta Z_2(\varphi) = 2,1; \Delta Z_3(\varphi) = 2,1; \Delta Z_4(\varphi) = 1,8. \end{cases}$

Як видно, застосування масштабно-селективного вейвлет-аналізу (рис. 6.12, рис. 6.15, рис. 6.18) координатних розподілів МСКС і ФСКС (рис. 6.10, рис. 6.11, рис. 6.13, рис. 6.14, рис. 6.16, рис. 6.17) в фазових ( $\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ,  $\varphi = 0,8 \text{ рад}$  і  $\varphi = 1,2 \text{ рад}$ ) перерізах мікроскопічного зображення об'єму полікристалічної сферолітної мережі плівки жовчі забезпечує підвищення чутливості методу 3D поляризаційно-кореляційного картографування до 20% - 25% (таблиця 6.3 і таблиця 6.4).

Одержані дані було покладено в основу розробки та апробації методики об'ємного Стокс-корелометричного картографування для диференціації слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних мереж з комплексним лінійним (білкові епітеліальні та гіалінові циліндри, кров'яні циліндри) та циркулярним (оксалати кальцію, кристали вуглекислого вапна, сечокислого амонію та трипельфосфатів) двопроменезаломленням плівок сечі

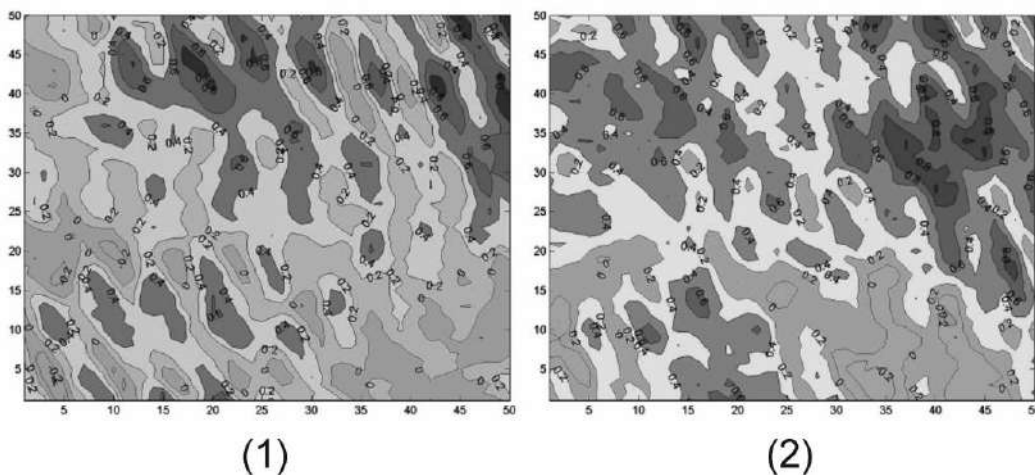
### **6.3. Диференціація полікристалічних плівок сечі із використанням 3D розподілів модуля “двоточкового” вектора Стокса**

В даній частині роботи наведені результати досліджень диференціації змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок сечі здорових донорів (36 зразків – група 1) і хворих на альбумінурію (36 зразків – група 2) шляхом

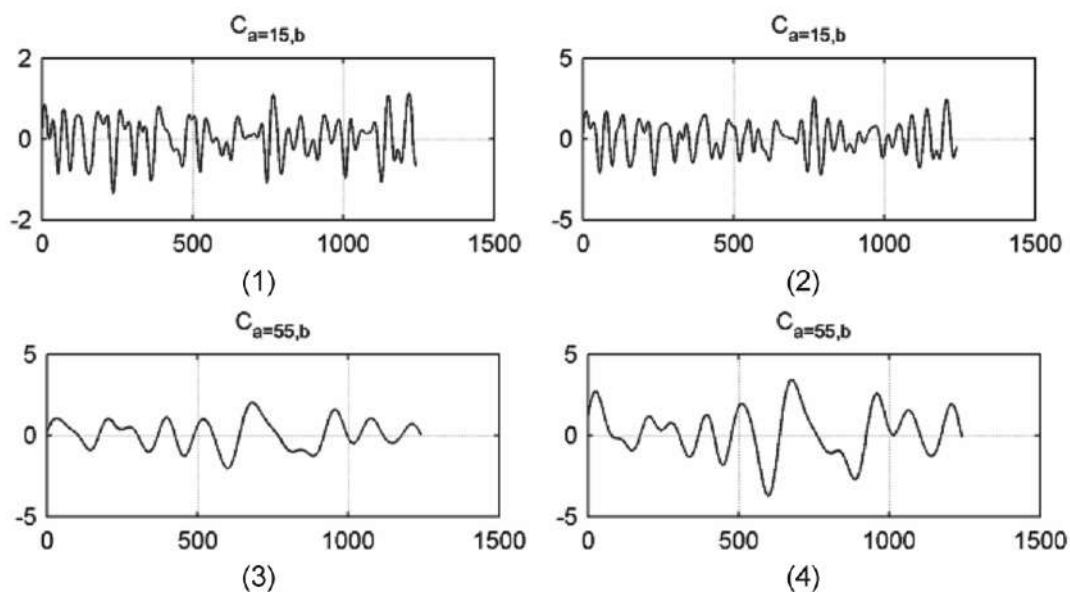
статистичного та вейвлет-аналізу пошарових розподілів МСКС  $|S_4|(\varphi, x, y)$  поляризаційно-неоднорідного поля лазерного випромінювання.

На серії рис. 6.19, рис. 6.21 і рис. 6.23 представлені координатна структура мап МСКС  $|S_4|(\varphi, x, y)$  полікристалічних плівок сечі здорових донорів (фрагменти (1)) та хворих на альбумінурію (фрагменти (2)) у різних фазових перерізах  $\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ;  $0,8 \text{ рад}$ ;  $1,2 \text{ рад}$  об'ємного розподілу поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля лазерного випромінювання.

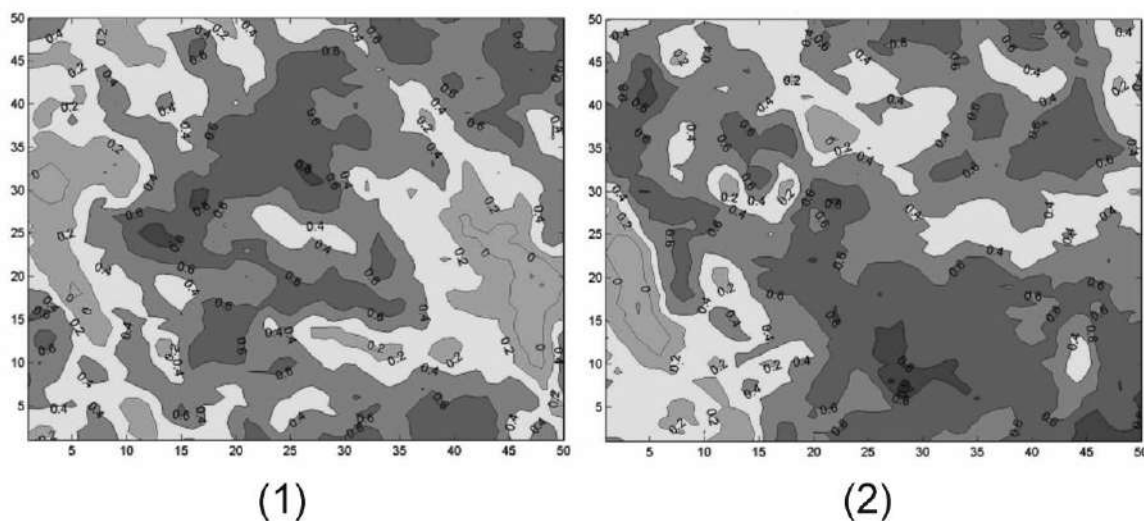
Рис. 6.20, рис. 6.22 і рис. 6.24 ілюструють залежності амплітуд вейвлет-коефіцієнтів  $C_{a,b}$  для різних масштабів  $a = 15$  (фрагменти (1),(2)) і  $a = 55$  (фрагменти (3),(4)) МНАТ, яка сканує пошарові мапи  $|S_4|(\varphi, x, y)$  об'єктного поля полікристалічних плівок сечі з групи 1 (фрагменти (1),(3)) і групи 2 (фрагменти (2),(4)).



**Рис. 6.19.** Координатні розподіли величини модуля  $|S_4|$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагмент (1)) та хворого на альбумінурію (фрагмент (2)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.

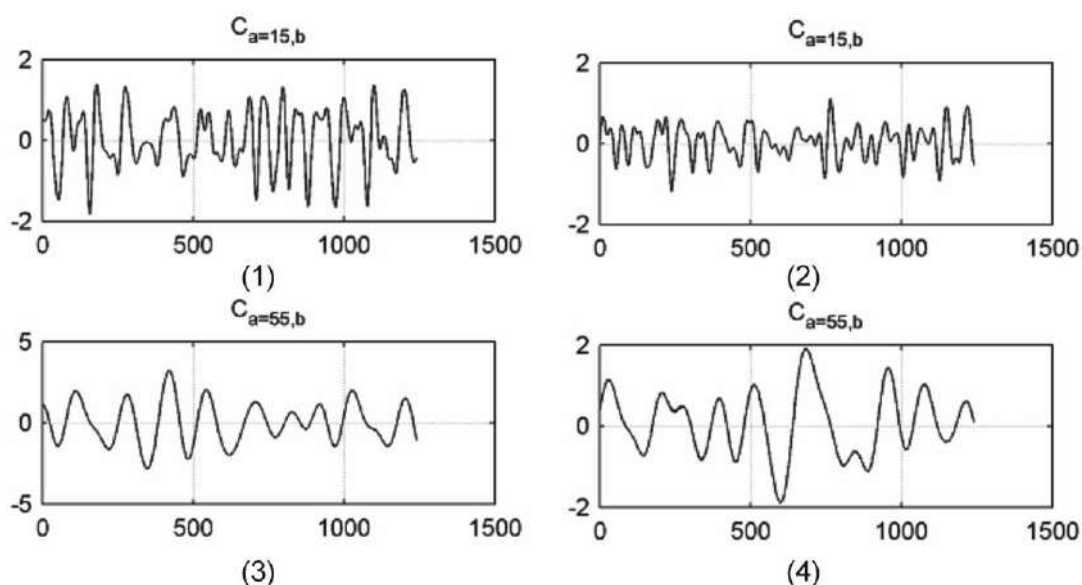


**Рис. 6.20.** Лінійні залежності амплітуди вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини модуля  $|S_4|$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагменти (1),(3)) та хворого на альбумінурію (фрагменти (2),(4)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.

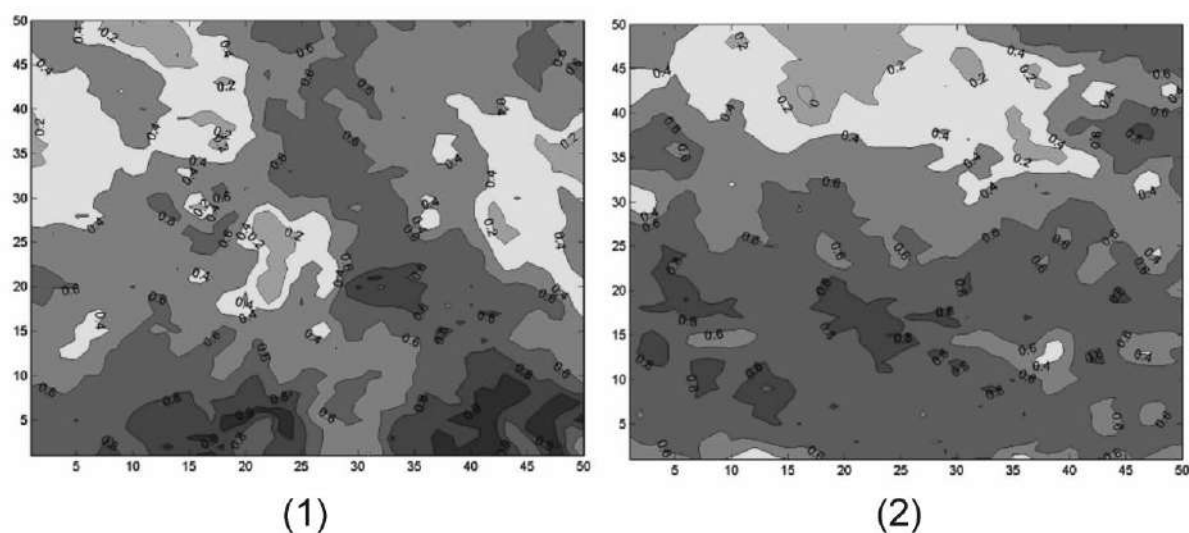


**Рис. 6.21.** Координатні розподіли величини модуля  $|S_4|$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагмент (1)) та хворого на альбумінурію (фрагмент (2)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.

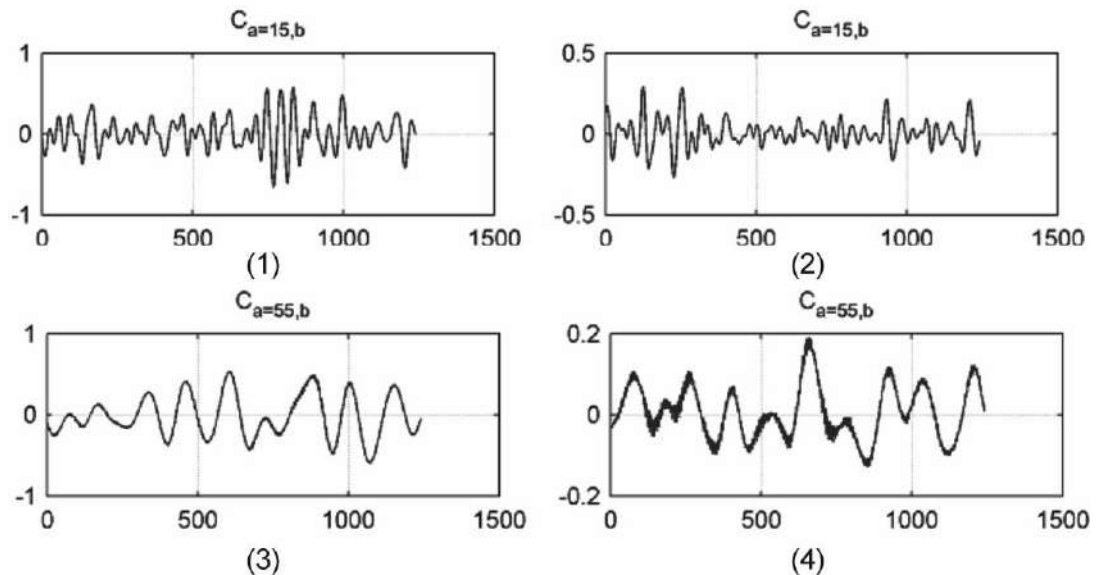




**Рис. 6.22.** Лінійні залежності амплітуди вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини модуля  $|S_4|$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагменти (1),(3)) та хворого на альбумінурію (фрагменти (2),(4)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 6.23.** Координатні розподіли величини модуля  $|S_4|$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагмент (1)) та хворого на альбумінурію (фрагмент (2)) у фазовому перерізі  $\varphi = 1,2$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 6.24.** Лінійні залежності амплітуди вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини модуля  $|S_4|$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагменти (1),(3)) та хворого на альбумінурію (фрагменти (2),(4)) у фазовому перерізі  $\varphi = 1,2$ . Пояснення у тексті.

Аналіз даних 3D Стокс-корелометричного картографування полікристалічних плівок сечі обох груп виявив наступні спільні закономірності.

По-перше, наявність кореляційно – неоднорідної структури розподілів напрямів оптичних осей локальних кристалів (розподіли величини МСКС  $|S_4|(\varphi, x, y) \Leftrightarrow \rho(\varphi, x, y)$ , - розділ 2, параграф 2.6.4, співвідношення (2.87)), визначеної шляхом цифрового голографічного відтворення об’єктних полів зразків плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію в усіх фазових перерізах  $\varphi = 0,4 \text{ рад}; 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$  – рис. 6.19, рис. 6.21, рис. 6.23.

По-друге, з ростом величини фази  $\varphi_i$  має місце зменшення середньої величини  $|S_4|(\varphi, x, y)$  та зростання діапазону зміни даного параметру в пошарових перерізах об’ємного розподілу поляризаційно-неоднорідного об’єктного поля лазерного випромінювання полікристалічних плівок сечі обох груп пацієнтів.

Разом з тим, структура полікристалічних оптично анізотропних мереж плівок сечі з групи 2 містить більшу концентрацію лінійно-двопроменезаломлюючих протейінових циліндрів. За рахунок цього, як і у випадку попередньо досліджених дендритних і сферолітних полікристалічних мереж плівок ліквору (таблиця 6.1) і жовчі (таблиця 6.3), величина середнього ( $Z_1$ ) і дисперсії ( $Z_2$ ) розкиду випадкових значень модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  об'єктного поля плівок сечі хворих на альбумінурію більша ніж для лазерного випромінювання, перетвореного зразками здорових донорів, для всіх фазових перерізів ( $\varphi = 0,4 \text{ рад}; 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$ ) об'єктного поля – фрагменти (2) рис. 6.19, рис. 6.21 і рис. 6.23.

Для двох груп зразків полікристалічних плівок сечі у межах статистичного підходу до аналізу голографічно-відтворених пошарових розподілів комплексних амплітуд виявлені наступні тенденції зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують Стокс-корелометричні прояви зміни оптично-анізотропної мережі внаслідок альбумінурії у порівнянні з лінійним і циркулярним двопроменезаломлення полікристалічної мережі зразків біологічних плівок з контрольної групи здорових донорів -  $Z_2(|S_4|(\varphi, x, y)) \uparrow; Z_{1;3;4}(|S_4(\varphi, x, y)|) \downarrow$ .

В таблиці 6.5 приведені середні значення ( $\bar{Z}_{i=1;2;3;4}$ ) і середні похибки ( $\pm \sigma$ ) статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$  моментів 1-го – 4-го порядків, визначених для серії фазових ( $\varphi = 0,4 \text{ рад}; 0,8 \text{ рад}; 1,2 \text{ рад}$ ) розподілів величини МСКС в межах обох груп біологічних препаратів (36 зразків) полікристалічних плівок сечі.

Паралельно з цим визначалася збалансована точність ( $A_c$ ) методу тривимірного поляризаційно-кореляційного картографування розподілів МСКС у завданні диференціації змін полікристалічної структури плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію.

**Таблиця 6.5**

Статистичні моменти  $Z_{i=1;2;3;4}$ , які характеризують “фазові” розподіли величини модуля  $|S_4|$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорових донорів та хворих на альбумінурію

$ S_4 $		Норма	Альбумінурія	Ac,%
$\varphi = 0,4$	$Z_1$	$0,49 \pm 0,031$	$0,38 \pm 0,022$	72
	$Z_2$	$0,15 \pm 0,009$	$0,23 \pm 0,012$	74
	$Z_3$	$0,51 \pm 0,027$	$0,34 \pm 0,018$	76
	$Z_4$	$0,65 \pm 0,045$	$0,42 \pm 0,022$	78
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	$0,41 \pm 0,026$	$0,24 \pm 0,014$	88
	$Z_2$	$0,17 \pm 0,009$	$0,29 \pm 0,016$	90
	$Z_3$	$0,45 \pm 0,018$	$0,31 \pm 0,015$	84
	$Z_4$	$0,59 \pm 0,033$	$0,35 \pm 0,022$	86
$\varphi = 1,2$	$Z_1$	$0,37 \pm 0,021$	$0,21 \pm 0,009$	78
	$Z_2$	$0,24 \pm 0,015$	$0,31 \pm 0,021$	80
	$Z_3$	$0,33 \pm 0,021$	$0,22 \pm 0,016$	82
	$Z_4$	$0,39 \pm 0,022$	$0,29 \pm 0,012$	84

Порівняльний аналіз варіацій величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують 3D розподіли величини модуля  $|S_4|$  “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса мікроскопічних зображень полікристалічних мереж плівок сечі здорових і хворих на альбумінурію пацієнтів у різних фазових перерізах  $\varphi$ , виявив наступні ознаки зміни параметрів оптичної анізотропії внаслідок патології нирок:

- зростання дисперсії ( $Z_2 \uparrow$ );
- зменшення середнього ( $Z_1 \uparrow$ ), асиметрії ( $Z_3 \downarrow$ ) та ексцесу ( $Z_3 \downarrow$ ).

З даних, які наведені в таблиці 6.5 випливає, що точність методу 3D Стокс-корелометрії у порівнянні з методом поляризаційного картографування об’ємних розподілів поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічними плівками сечі (розділ 5, таблиця 5.3),

диференціації оптичних проявів структури біохімічних кристалів здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію вища у всіх фазових перерізах на 5% - 10%. Як видно, максимальний рівень точності досягає хорошого рівня у певному “оптимальному” фазовому перерізі  $A_c(Z_{1,2}(\varphi = 0,8)) = 88\% - 90\%$ .

На нашу думку це пов’язано зі специфікою конкретної орієнтаційної структури напрямків оптичних осей полікристалічних мереж зразків плівок сечі з різних груп пацієнтів. Іншими словами, де існують максимальні статистичні відмінності між розподілами напрямів осей протеїнових циліндрів, які виявляється у максимальних за даної ситуації відмінностях розподілів величини модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса об’єктного поля полікристалічних мереж плівок сечі.

#### *Вейвлет-аналіз*

Аналіз лінійних (фрагменти (2),(3),(5),(6)) залежностей величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів координатних розподілів величини модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$ , які представлені на рис. 6.20 ( $\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ), рис. 6.22 ( $\varphi = 0,8 \text{ рад}$ ) і рис. 6.24 ( $\varphi = 1,2 \text{ рад}$ ) виявив:

1. Індивідуальну структуру різномасштабних ( $C_{a=15,b}$  і  $C_{a=55,b}$ ) лінійних перерізів двомірних мап вейвлет-коефіцієнтів координатних розподілів величини модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса поляризаційно-неоднорідного об’єктного поля полікристалічних плівок сечі з обох груп пацієнтів.

2. Зростання (у 1,35 – 1,65 рази) діапазону зміни амплітуди лінійних залежностей  $C_{a=55,b}$  вейвлет-коефіцієнтів, які характеризують великомасштабну структуру розподілів модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  у фазових перерізах об’єктного поля плівок сечі хворих на альбумінурію (рис. 6.20, рис. 6.22, рис. 6.24, фрагменти (4)), у порівнянні з діапазоном флуктуацій аналогічного параметру, який характеризує мапи МСКС поля лазерного

випромінювання, перетвореного полікристалічними плівками сечі здорових донорів, - рис. 6.20, рис. 6.22, рис. 6.24, фрагменти (3).

3. Амплітуди лінійних залежностей  $C_{a=15,b}$  вейвлет-коефіцієнтів, які характеризують дрібномасштабну структуру розподілів модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  поля лазерного випромінювання полікристалічних плівок сечі обох груп пацієнтів, співрозмірні – відмінності між ними не перевищують 10% - 20%, - рис. рис. 6.20, рис. 6.22, рис. 6.24, фрагменти (1),(2).

У розділі 5, параграф 5.3, ми зазначали, що величина вейвлет-коефіцієнта  $C_{a,b}$  визначається ступенем кореляційної узгодженості розмірів доменів  $(|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y))$  з масштабами вікна МНАТ функції.

У випадку патології нирок для полікристалічної мережі плівок сечі зростає кількість великомасштабних протеїнових циліндрів. Тому у Стокс-корелометричних мапах  $|S_4|(\varphi, x, y)$  фазових перерізів поля комплексних амплітуд таких зразків формується більший рівень кореляції ніж для аналогічних розподілів МСКС лазерного випромінювання, яке перетворене зразками здорових донорів.

На менших геометричних масштабах МНАТ функції динаміка зміни амплітуди лінійних залежностей  $C_{a=15,b}$  розподілів вейвлет-коефіцієнтів, які характеризують мапи  $|S_4|(\varphi, x, y)$  (рис. 6.20, рис. 6.22, рис. 6.24), для різних фазових площин поля комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$  і  $E_y(\varphi, x, y)$  полікристалічних плівок сечі з обох груп значно менша, - рис. 6.20  $(-0,5 \leq C_{a=55,b} \leq 0,5)$ , рис. 6.22  $(-0,75 \leq C_{a=55,b} \leq 0,75)$ , рис. 6.24  $(-0,75 \leq C_{a=55,b} \leq 0,75)$ , фрагменти (1),(2).

Даний факт можна пов'язати з тим, що концентрація, а відповідно і кількість дрібномасштабних оптично-анізотропних сферолітних утворень, практично однакова для зразків сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію. Тому кількість доменів  $|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  та їхні геометричні розміри незначно змінюються в різних фазових площинах об'єктного поля

лазерного випромінювання, У результаті рівень кореляційної узгодженості між розмірами вікна ( $a=15$ ) МНАТ функції та площею  $|S_4|(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  близький як для “норми”, так і “патології”.

Величини статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$  моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли амплітуд залежностей  $C_{a=15,b}$  і  $C_{a=55,b}$  амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини  $|S_4|$  приведені в таблиці 6.6.

**Таблиця 6.6.**

Статистичні моменти  $Z_{i=1;2;3;4}$ , які характеризують лінійні залежності амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини  $|S_4|$

$ S_4 , C_{a=0,15,b}$				$ S_4 , C_{a=0,55,b}$			
$\varphi_i$	$Z_i$	норма	патологія	$\varphi_i$	$Z_i$	Норма	Патологія
$\varphi = 0,4$	$Z_1$	$0,095 \pm 0,006$	$0,105 \pm 0,005$	$\varphi = 0,4$	$Z_1$	$0,12 \pm 0,009$	$0,15 \pm 0,007$
	$Z_2$	$0,21 \pm 0,011$	$0,23 \pm 0,012$		$Z_2$	$0,61 \pm 0,042$	$0,75 \pm 0,033$
	$Z_3$	$0,76 \pm 0,054$	$0,61 \pm 0,043$		$Z_3$	$0,96 \pm 0,038$	$0,63 \pm 0,047$
	$Z_4$	$0,82 \pm 0,058$	$0,73 \pm 0,044$		$Z_4$	$1,15 \pm 0,096$	$0,76 \pm 0,052$
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	$0,12 \pm 0,009$	$0,14 \pm 0,007$	$\varphi = 0,8$	$Z_1$	$0,17 \pm 0,011$	$0,19 \pm 0,011$
	$Z_2$	$0,41 \pm 0,021$	$0,49 \pm 0,031$		$Z_2$	$0,72 \pm 0,082$	$1,19 \pm 0,122$
	$Z_3$	$0,63 \pm 0,052$	$0,57 \pm 0,042$		$Z_3$	$0,81 \pm 0,091$	$0,49 \pm 0,036$
	$Z_4$	$0,54 \pm 0,032$	$0,49 \pm 0,025$		$Z_4$	$0,94 \pm 0,071$	$0,54 \pm 0,028$
$\varphi = 1,2$	$Z_1$	$0,17 \pm 0,007$	$0,19 \pm 0,009$	$\varphi = 1,2$	$Z_1$	$0,21 \pm 0,012$	$0,25 \pm 0,018$
	$Z_2$	$0,58 \pm 0,029$	$0,61 \pm 0,052$		$Z_2$	$0,88 \pm 0,054$	$1,38 \pm 0,112$
	$Z_3$	$0,39 \pm 0,033$	$0,32 \pm 0,019$		$Z_3$	$0,75 \pm 0,042$	$0,38 \pm 0,023$
	$Z_4$	$0,47 \pm 0,038$	$0,31 \pm 0,021$		$Z_4$	$0,72 \pm 0,035$	$0,38 \pm 0,019$

Порівняльний аналіз зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків (таблиця 6.6), які характеризують розподіли амплітуди вейвлет-коефіцієнтів множин значень МСКС для різних масштабів ( $a=15$  і  $a=55$ ) МНАТ функції, що сканує розподіли величини модуля  $|S_4|$  “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса зображень полікристалічних мереж плівок сечі здорових і хворих на альбумінурію пацієнтів, виявив наступні максимальні

( $\varphi = 0,8 \text{ rad}$ ) відмінності для  $a = 55$ , що пов'язані з патологією нирок

$$|S_4| = \begin{cases} a = 15 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 1,2; \Delta Z_2(\varphi) = 1,2; \Delta Z_3(\varphi) = 1,1; \Delta Z_4(\varphi) = 1,1; \\ a = 55 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 1,1; \Delta Z_2(\varphi) = 1,7; \Delta Z_3(\varphi) = 1,7; \Delta Z_4(\varphi) = 1,8; \end{cases}$$

В таблиці 6.7 приведені дані інформаційного аналізу (розділ 2, параграф 2. , співвідношення (2.101) - (2.103)) діагностичних можливостей додаткового вейвлет-аналізу мап модуля СКС.

**Таблиця 6.7**

Збалансована точність вейвлет-аналізу даних методу 3D картографування МСКС об'єктних полів полікристалічних плівок сечі

$\varphi_i$	$Z_i$	$ S_4 , C_{a=0,15,b}, Ac, \%$	$ S_4 , C_{a=0,55,b}, Ac, \%$
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	68	74
	$Z_2$	72	84
	$Z_3$	80	94
	$Z_4$	78	96

З даних, які наведені в таблиці 6.7 випливає, що застосування масштабно-селективного вейвлет-аналізу (рис. 6.20, рис. 6.22, рис. 6.24) координатних розподілів МСКС (рис. 6.19, рис. 6.21, рис. 6.23) мікроскопічних зображень полікристалічних плівок сечі забезпечує підвищення чутливості методу 3D поляризаційно-кореляційного картографування на 5%-10% (таблиця 6.5 і таблиця 6.7). Максимальний рівень точності досягає відмінного рівня у певному “оптимальному” фазовому перерізі  $Ac(Z_{3;4}(\varphi = 0,8)) = 94\% - 96\%$ .

#### **6.4. Диференціація полікристалічних плівок сечі із використанням 3D розподілів фази “двоточкового” вектора Стокса**

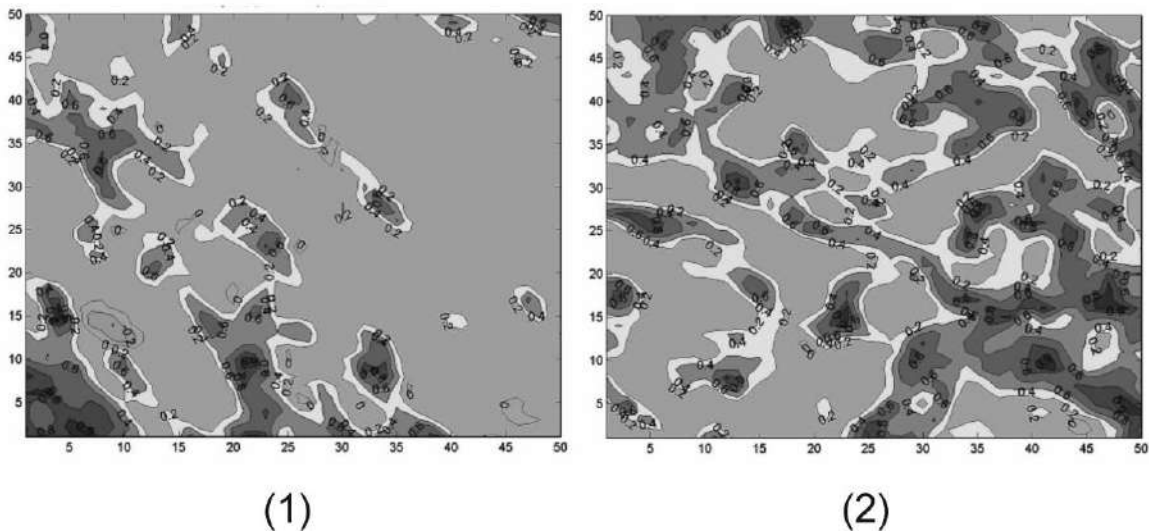
В даній частині роботи наведені результати досліджень ефективності голографічного відтворення пошарових розподілів фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля в диференціації змін оптичної



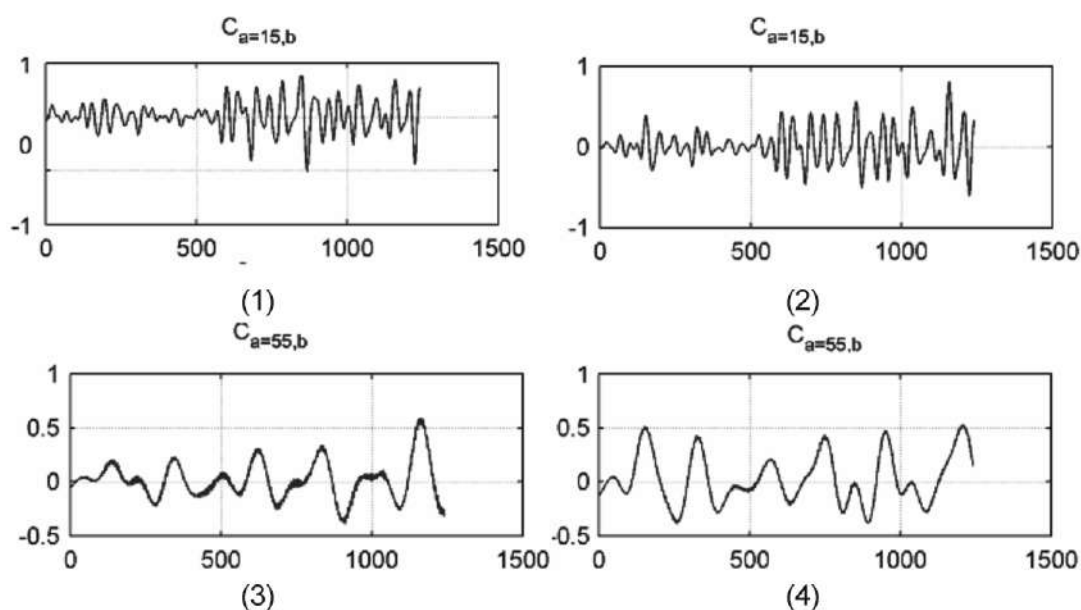
анізотропії полікристалічних плівок сечі здорових донорів (36 зразків – група 1) і хворих на альбумінурію (36 зразків – група 2).

На серії рис. 6.25, рис. 6.27 і рис. 6.29 представлені мапи  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічними плівками сечі здорових донорів (фрагменти (1)) та хворих на альбумінурію (фрагменти (2)).

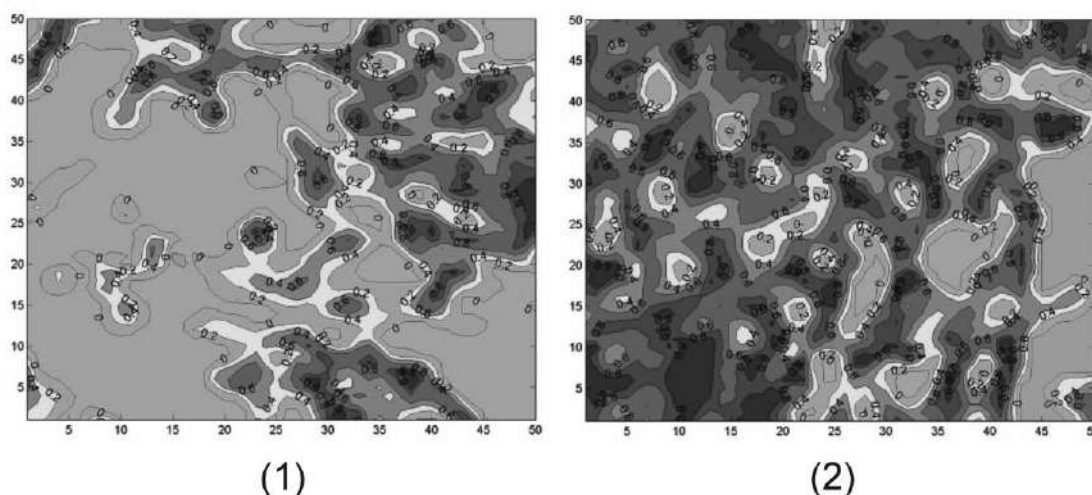
Залежності амплітуд вейвлет-коефіцієнтів  $C_{a,b}$  пошарових мап  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  об'єктного поля полікристалічних плівок сечі з групи 1 (фрагменти (1),(3)) і групи 2 (фрагменти (2),(4)) приведені на рис. 6.26, рис. 6.28 і рис. 6.30.



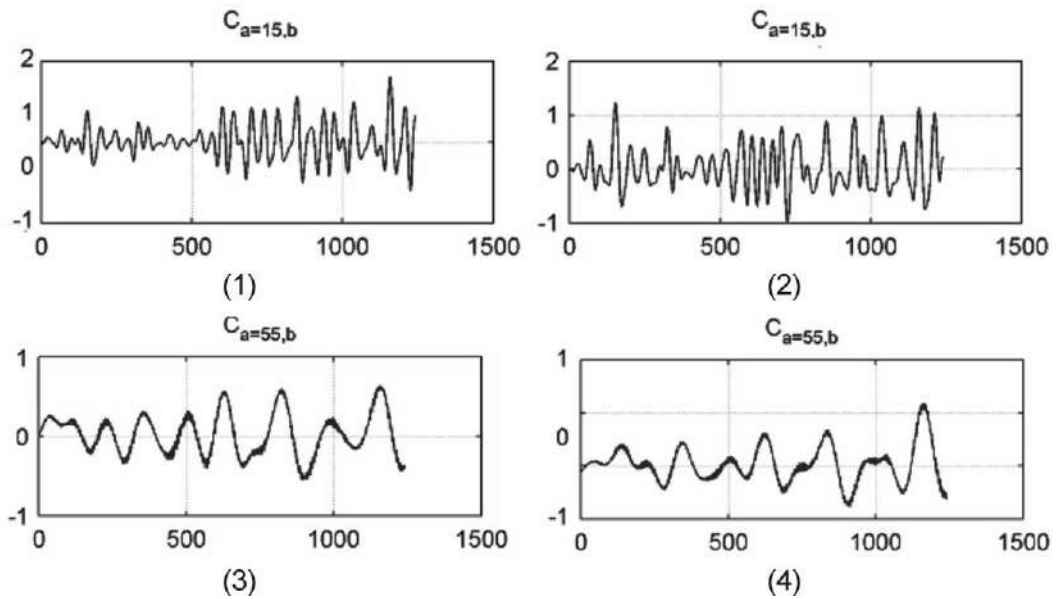
**Рис. 6.25.** Координатні розподіли величини фази  $ArgS_4$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагмент (1)) та хворого на альбумінурію (фрагмент (2)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.



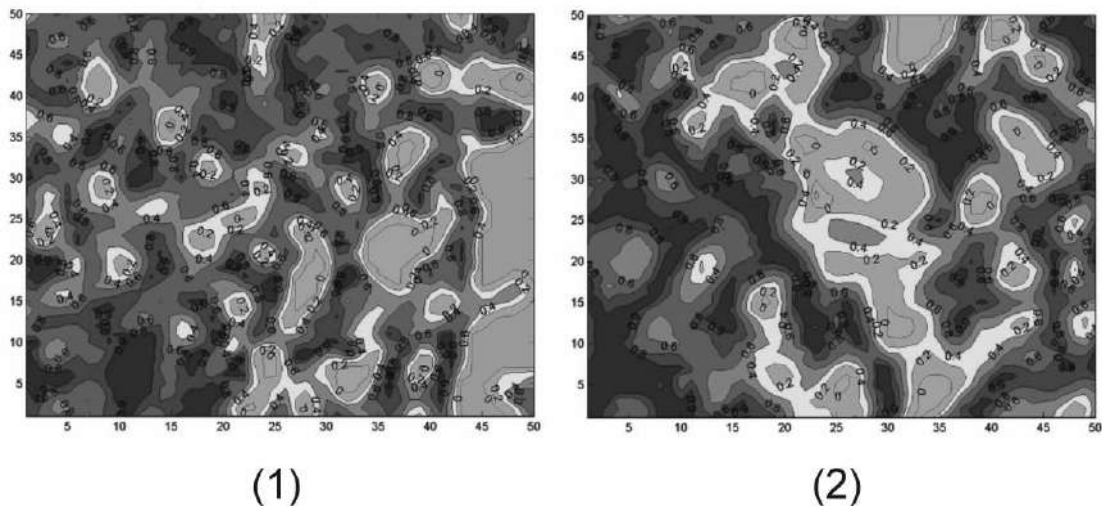
**Рис. 6.26.** Лінійні залежності амплітуди вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини фази  $ArgS_4$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагменти (1),(3)) та хворого на альбумінурію (фрагменти (2),(4)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,4$ . Пояснення у тексті.



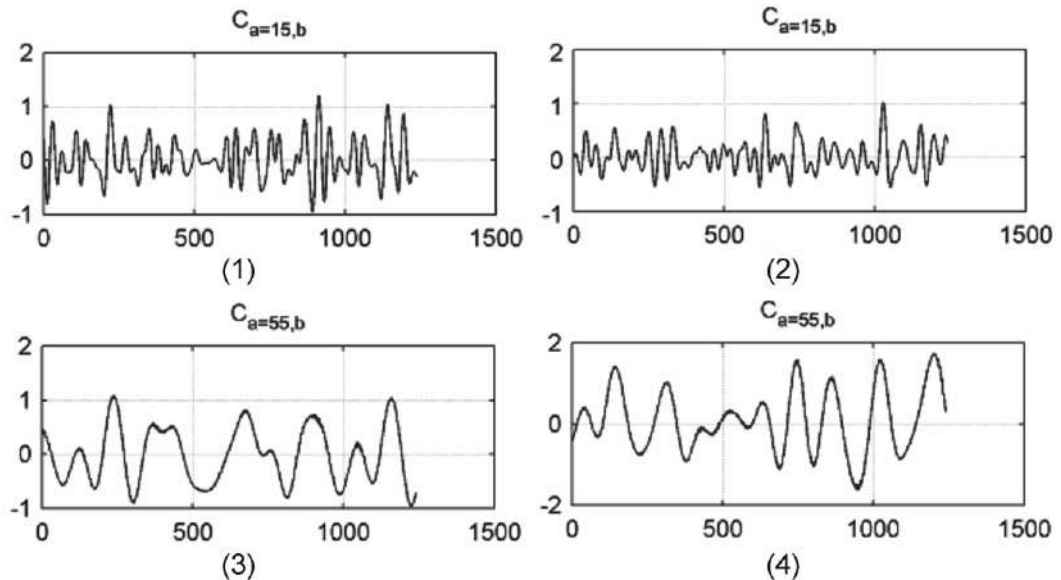
**Рис. 6.27.** Координатні розподіли величини фази  $ArgS_4$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагмент (1)) та хворого на альбумінурію (фрагмент (2)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 6.28.** Лінійні залежності амплітуди вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини фази  $ArgS_4$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагменти (1),(3)) та хворого на альбумінурію (фрагменти (2),(4)) у фазовому перерізі  $\varphi = 0,8$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 6.29.** Координатні розподіли величини фази  $ArgS_4$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагмент (1)) та хворого на альбумінурію (фрагмент (2)) у фазовому перерізі  $\varphi = 1,2$ . Пояснення у тексті.



**Рис. 6.30.** Лінійні залежності амплітуди вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини фази  $ArgS_4$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічного зображення полікристалічних плівок сечі здорового донора (фрагменти (1),(3)) та хворого на альбумінурію (фрагменти (2),(4)) у фазовому перерізі  $\varphi = 1,2$ . Пояснення у тексті.

З аналізу даних Стокс-корелометричного картографування розподілів фази  $ArgS_4$  4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса мікроскопічних зображень полікристалічних плівок сечі обох груп установлено:

1. Наявність координатно-неоднорідної фазової модуляції (розподіли величини ФСКС  $ArgS_4(\varphi, x, y) \Leftrightarrow \delta(\varphi, x, y)$ , визначеної шляхом цифрового голографічного відтворення комплексних амплітуд об’єктних полів зразків плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію в усіх фазових перерізах  $\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ;  $0,8 \text{ рад}$ ;  $1,2 \text{ рад}$  – рис. 6.25, рис. 6.27, рис. 6.29.

2. З ростом величини фази  $\varphi_i$  має місце зменшення середньої величини  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  та, навпаки, збільшення діапазону зміни величини ФСКС в пошарових перерізах об’ємного розподілу поляризаційно-неоднорідного об’єктного поля лазерного випромінювання полікристалічних плівок сечі обох груп пацієнтів.

3. Величина середнього ( $Z_1$ ) випадкових значень модуля  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  об'єктного поля плівок сечі хворих на альбумінурію менша ніж для лазерного випромінювання, перетвореного зразками здорових донорів, для всіх розглянутих в нашій роботі пошарових фазових перерізів ( $\varphi = 0,4 \text{rad}$ ;  $0,8 \text{rad}$ ;  $1,2 \text{rad}$ ) розподілів комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$  і  $E_y(\varphi, x, y)$  – фрагменти (2) рис. 6.25, рис. 6.27 і рис. 6.29.

4. Для дисперсії ( $Z_2$ ) розкиду значень  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  має місце зростання величини, внаслідок збільшення глибини фазової модуляції лазерного випромінювання полікристалічними мережами плівок сечі пацієнтів з патологією нирок .

В межах обох груп зразків полікристалічних плівок сечі виявлені наступні тенденції зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують поляризаційно-кореляційні прояви зміни фазової модуляції дендритно-сферолітних мереж полікристалічних плівок сечі, що обумовлені патологією нирок у порівнянні з оптичною анізотропією ансамблю сферолітних утворень зразків біологічних плівок з контрольної

$$\text{групи здорових донорів} - \begin{cases} Z_2(ArgS_4(\varphi, x, y)) \uparrow; \\ Z_{1,3,4}(ArgS_4(\varphi, x, y)) \downarrow. \end{cases}$$

З фізичної точки зору даний сценарій зміни статистичної структури мап ФСКС можна пов'язати з тим, що для більшій значення амплітуди фазової модуляції тривимірному розподілу поля голографічно-відтвореного поля комплексних амплітуд лазерного випромінювання відповідають механізмам взаємодії парціальних хвиль з оптично-анізотропними кристалічними утвореннями більшої концентрації або розмірів. Внаслідок цього зростає вплив глибини фазової модуляції  $\Delta\delta(\varphi, x, y) \uparrow$  полікристалічної структури плівок сечі пацієнтів з групи 2 на поляризаційно-кореляційну структуру об'єктного поля. В результаті зростання координатної декореляції між величинами  $\delta(\varphi, x, y)$  екстремальні значення фази  $ArgS_4(\varphi, x, y) = 1,75 \text{rad}$  перерозподіляються у більш широкий діапазон їх зміни

$0 \leq \text{Arg}S_4(\varphi, x, y) \leq 1,75 \text{ рад}$ . Тому координатні залежності розподілів станів поляризації згладжуються і, таким чином, формується великий масив значень фази  $\text{Arg}(S_{i=3;4}(\Delta x; \Delta y))$  СКС, які відмінні від нуля. Таким чином, зменшується середнє та зростає дисперсія, які характеризують відповідні гістограми на фоні зменшення величини асиметрії та ексцесу.

В таблиці 6.8 приведені середні значення ( $\bar{Z}_{i=1;2;3;4}$ ), середні похибки ( $\pm \sigma$ ) статистичних моментів 1-го – 4-го порядків та збалансована точність ( $A_c, \%$ ), визначені для розподілів величини МСКС в межах обох груп біологічних препаратів полікристалічних плівок сечі для серії фазових  $\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ;  $0,8 \text{ рад}$ ;  $1,2 \text{ рад}$ .

**Таблиця 6.8**

Статистичні моменти  $Z_{i=1;2;3;4}$ , які характеризують “фазові” розподіли величини МСКС полікристалічних плівок сечі обох груп пацієнтів

$ S_4 $		Норма	Альбумінурія	$A_c, \%$
$\varphi = 0,4$	$Z_1$	$1,14 \pm 0,081$	$0,98 \pm 0,084$	76
	$Z_2$	$0,17 \pm 0,008$	$0,25 \pm 0,011$	72
	$Z_3$	$0,45 \pm 0,036$	$0,31 \pm 0,015$	74
	$Z_4$	$0,61 \pm 0,044$	$0,47 \pm 0,028$	78
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	$0,84 \pm 0,085$	$0,58 \pm 0,036$	88
	$Z_2$	$0,19 \pm 0,012$	$0,29 \pm 0,012$	90
	$Z_3$	$0,39 \pm 0,041$	$0,27 \pm 0,009$	80
	$Z_4$	$0,47 \pm 0,036$	$0,34 \pm 0,019$	76
$\varphi = 1,2$	$Z_1$	$0,71 \pm 0,039$	$0,47 \pm 0,023$	86
	$Z_2$	$0,21 \pm 0,019$	$0,34 \pm 0,018$	78
	$Z_3$	$0,28 \pm 0,016$	$0,21 \pm 0,011$	74
	$Z_4$	$0,36 \pm 0,027$	$0,28 \pm 0,014$	76

Порівняльний аналіз варіацій величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують 3D розподіли величини ФСКС мікроскопічних зображень полікристалічних мереж плівок сечі здорових і

хворих на альбумінурію пацієнтів у різних фазових перерізах  $\varphi$ , підтвердив сценарій зміни параметрів оптичної анізотропії внаслідок патології нирок:

- зростання дисперсії ( $Z_2 \uparrow$ );
- зменшення середнього ( $Z_1 \downarrow$ ), асиметрії ( $Z_3 \downarrow$ ) та ексцесу ( $Z_3 \downarrow$ ).

З даних, які наведені в таблиці 6.8 випливає, що точність методу 3D картографування пошарових розподілів  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  у порівнянні з аналогічним методом картографування об'ємних розподілів модуля  $|S_4|(\varphi, x, y)$  поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічними плівками сечі (таблиця 6.6) дещо (на 5% - 7%) нижча. При цьому максимальний рівень точності досягає хорошого рівня  $Ac(Z_{1;2}(\varphi = 0,8)) = 88\% - 90\%$ .

#### *Вейвлет-аналіз*

У рамках вейвлет-аналізу залежностей величини амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$ , які представлені на рис. 6.26 ( $\varphi = 0,4 \text{ рад}$ ), рис. 6.28 ( $\varphi = 0,8 \text{ рад}$ ) і рис. 6.30 ( $\varphi = 1,2 \text{ рад}$ ), встановлено зростання (у 1,25 – 1,55 рази) діапазону зміни амплітуди лінійних залежностей  $C_{a=55,b}$  вейвлет-коефіцієнтів, які характеризують великомасштабну структуру розподілів фази  $ArgS_4(\varphi, x, y)$  у перерізах об'єктного поля комплексних амплітуд плівок сечі хворих на альбумінурію (рис. 6.26, рис. 6.28, рис. 6.30, фрагменти (4)), у порівнянні з діапазоном флуктуацій аналогічного параметру, який характеризує мапи ФСКС поля лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічними плівками сечі здорових донорів, - рис. 6.26, рис. 6.28, рис. 6.30, фрагменти (3). Даний факт можна пов'язати з тим, що у випадку патології нирок для полікристалічної мережі плівок сечі зростає кількість великомасштабних оптично-анізотропних утворень (параграф 6.3). У результаті зростає діапазон зміни амплітуди відповідних вейвлет-коефіцієнтів  $C_{a,b}$ , величина яких визначається ступенем кореляційної узгодженості розмірів доменів

$Arg(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  з масштабами вікна МНАТ функції, - рис. 6.26, рис. 6.28, рис. 6.30, фрагменти (4). На менших геометричних масштабах МНАТ функції динаміка зміни амплітуди лінійних залежностей  $C_{a=15,b}$  розподілів вейвлет-коефіцієнтів, які характеризують мапи  $Arg(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  (рис. 6.26, рис. 6.28, рис. 6.30), для різних фазових площин поля комплексних амплітуд  $E_x(\varphi, x, y)$  і  $E_y(\varphi, x, y)$  полікристалічних плівок сечі з обох груп значно менша, - рис. 6.26 ( $-0,35 \leq C_{a=15,b} \leq 0,35$ ), рис. 6.28 ( $-0,45 \leq C_{a=15,b} \leq 0,45$ ), рис. 6.30 ( $-0,5 \leq C_{a=15,b} \leq 0,5$ ), фрагменти (1),(2). Це можна пов'язати з тим, що кількість дрібномасштабних оптично-анізотропних сферолітних утворень, практично однакова для зразків сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію. Тому дрібномасштабна топографічна структура мап  $Arg(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  в різних фазових площинах об'єктного поля лазерного випромінювання близька, як для "норми", так і "патології".

Величини статистичних  $Z_{i=1;2;3;4}$  моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли амплітуд залежностей  $C_{a=15,b}$  і  $C_{a=55,b}$  амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини фази  $Arg(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  приведені в таблиці 6.9.

Порівняльний аналіз зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли амплітуди вейвлет-коефіцієнтів множин значень ФСКС для різних масштабів ( $a=15$  і  $a=55$ ) МНАТ функції, що сканує розподіли величини фази  $Arg(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  "двоточкового" 4-го параметру вектора Стокса зображень полікристалічних мереж плівок сечі здорових і хворих на альбумінурію пацієнтів, виявив наступні максимальні ( $\varphi = 0,8 \text{ рад}$ ) відмінності для  $a = 55$ , що пов'язані з патологією

$$\text{нирок } |S_4| = \begin{cases} a = 15 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 1,2; \Delta Z_2(\varphi) = 1,2; \Delta Z_3(\varphi) = 1,1; \Delta Z_4(\varphi) = 1,1; \\ a = 55 \Rightarrow \Delta Z_1(\varphi) = 1,1; \Delta Z_2(\varphi) = 1,7; \Delta Z_3(\varphi) = 1,7; \Delta Z_4(\varphi) = 1,8; \end{cases}$$



**Таблиця 6.9.**

Статистичні моменти  $Z_{i=1;2;3;4}$ , які характеризують лінійні залежності амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини фази  $Arg(\varphi, \Delta x, \Delta y)$  “двоточкового” 4-го параметру вектора Стокса зображень полікристалічних мереж плівок сечі здорових і хворих на альбумінурію пацієнтів

$ S_4 , C_{a=0,15,b}$				$ S_4 , C_{a=0,55,b}$			
$\varphi_i$	$Z_i$	Норма	Патологія	$\varphi_i$	$Z_i$	Норма	Патологія
$\varphi = 0,4$	$Z_1$	$0,13 \pm 0,09$	$0,15 \pm 0,09$	$\varphi = 0,4$	$Z_1$	$0,15 \pm 0,009$	$0,17 \pm 0,012$
	$Z_2$	$0,36 \pm 0,018$	$0,48 \pm 0,035$		$Z_2$	$0,77 \pm 0,044$	$0,85 \pm 0,045$
	$Z_3$	$0,45 \pm 0,036$	$0,36 \pm 0,022$		$Z_3$	$0,37 \pm 0,022$	$0,33 \pm 0,015$
	$Z_4$	$0,39 \pm 0,04$	$0,27 \pm 0,018$		$Z_4$	$0,26 \pm 0,018$	$0,21 \pm 0,01$
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	$0,16 \pm 0,012$	$0,19 \pm 0,011$	$\varphi = 0,8$	$Z_1$	$0,23 \pm 0,016$	$0,29 \pm 0,012$
	$Z_2$	$0,61 \pm 0,055$	$0,79 \pm 0,062$		$Z_2$	$0,94 \pm 0,062$	$1,31 \pm 0,09$
	$Z_3$	$0,33 \pm 0,026$	$0,25 \pm 0,02$		$Z_3$	$0,32 \pm 0,018$	$0,19 \pm 0,008$
	$Z_4$	$0,32 \pm 0,021$	$0,22 \pm 0,016$		$Z_4$	$0,21 \pm 0,012$	$0,17 \pm 0,01$
$\varphi = 1,2$	$Z_1$	$0,19 \pm 0,011$	$0,23 \pm 0,014$	$\varphi = 1,2$	$Z_1$	$0,26 \pm 0,01$	$0,32 \pm 0,024$
	$Z_2$	$0,72 \pm 0,054$	$0,86 \pm 0,058$		$Z_2$	$1,13 \pm 0,045$	$1,44 \pm 0,09$
	$Z_3$	$0,18 \pm 0,012$	$0,13 \pm 0,011$		$Z_3$	$0,28 \pm 0,022$	$0,18 \pm 0,008$
	$Z_4$	$0,26 \pm 0,02$	$0,17 \pm 0,008$		$Z_4$	$0,16 \pm 0,01$	$0,11 \pm 0,006$

В таблиці 6.10 приведені результати інформаційного аналізу (розділ 2, параграф 2.8.5, співвідношення (2.97) - (2.99)) розподілів величин статистичних моментів 1-го – 4-го порядків в межах двох груп репрезентативних вибірок зразків полікристалічних плівок сечі (таблиця 6.9), які ілюструють додаткові діагностичні можливості застосування вейвлет-аналізу мап фази СКС в різних шарах об’єктного поля комплексних амплітуд.

**Таблиця 6.10**

Збалансована точність вейвлет-аналізу даних методу 3D картографування ФСКС об'єктних полів полікристалічних плівок сечі обох груп пацієнтів

$\varphi_i$	$Z_i$	$ S_4 , C_{a=0,15,b}, Ac, \%$	$ S_4 , C_{a=0,55,b}, Ac, \%$
$\varphi = 0,8$	$Z_1$	64	66
	$Z_2$	68	90
	$Z_3$	76	92
	$Z_4$	74	82

З даних, які наведені в таблиці 6.10 випливає, що застосування масштабного-селективного вейвлет-аналізу (рис. 6.26, рис. 6.28, рис. 6.30) координатних розподілів величини ФСКС (рис. 6.25, рис. 6.27, рис. 6.29) в різних фазових перерізах мікроскопічних зображень полікристалічних плівок сечі забезпечує підвищення чутливості методу 3D поляризаційно-кореляційного картографування на 2% - 5% (таблиця 6.7).

Максимальний рівень точності досягає дуже хорошого рівня у певному “оптимальному” фазовому перерізі для статистичних моментів 2-го і 3-го порядків -  $Ac(Z_{2;3}(\varphi = 0,8)) = 90\% - 92\%$ .

### 6.5. Висновки до розділу 6

1. Експериментально апробовано метод 3D Стокс-корелометрії поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів плівок біологічних рідин з різною просторовою симетрією полікристалічних мереж на основі опорної лазерної хвилі та пошарового цифрового голографічного відтворення розподілів комплексних амплітуд з наступним визначенням відповідних мап модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса.

2. Визначено взаємозв'язки між тенденціями зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують пошарові розподіли 3D мап модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса

лазерного випромінювання, перетвореного дендритними і сферолітними мережами біохімічних кристалів плівок ліквору і жовчі.

3. Розглянуто ефективність методу 3D поляризаційно-кореляційного картографування полікристалічних мереж у диференціації оптично-анізотропних плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію. Установлено найбільш чутливі до змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок сечі фазові перерізи розподілів модуля і фази 4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса, також статистичні параметри, що їх характеризують. На цій основі здійснено диференціацію оптичних проявів структури біохімічних кристалів здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію з хорошою  $Ac(Z_{1;2}(|S_4|, ArgS_4)) = 88\% - 90\%$  точністю.

4. Досліджено додаткові можливості розширення функціональних можливостей та підвищення чутливості методу 3D поляризаційно-кореляційного картографування полікристалічних мереж з використанням вейвлет-аналізу координатних розподілів величини модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса об’єктних полів плівок біологічних рідин органів людини.

5. У межах проведених порівняльних досліджень лінійних залежностей амплітуди вейвлет-коефіцієнтів пошарових координатних розподілів величини модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса об’єктного поля дендритної і сферолітної мережі полікристалічних плівок ліквору і жовчі установлені величини і діапазони зміни статистичних параметрів, що її характеризують.

6. Реалізовано масштабно-селективну диференціацію велико- і дрібномасштабних складових координатних розподілів величини модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса пошарових перерізах поля комплексних амплітуд полікристалічних плівок сечі та установлені взаємозв’язки між тенденціями зміни величини та діапазонів зміни статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують Стокс-

корелометричні мапи та симетрією різномасштабних складових дендритних і сферолітних мереж біологічних кристалів.

7. В межах статистичного аналізу поляризаційно-кореляційних мап великомасштабної ( $a = 55$ ) складової полікристалічних мереж зразків плівок сечі здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію виявлено зростання збалансованої точності (на 5% - 8%) методу Стокс-корелометричного картографування модуля і фази “двоточкового” вектора Стокса пошарових перерізах поля комплексних амплітуд таких зразків. Точність розглянутого методу досягає дуже хорошого  $Ac(Z_{2,3}(ArgS_4)) = 90\% - 92\%$  і відмінного рівня  $Ac(Z_{3,4}(|S_4|)) = 94\% - 96\%$ .

## ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ВИСНОВКИ

1. Узагальнено та обґрунтовано сукупність “одноточкових” і “двоточкових” поляризаційних і кореляційних параметрів полів лазерного випромінювання, перетвореного оптично-анізотропними біологічними шарами шляхом застосування “двоточкового” поляризаційного; поляризаційного-інтерференційного” підходів та Стокс-корелометрії із застосуванням опорної хвилі.
2. Установлені величини та діапазони зміни набору об’єктивних параметрів, які характеризують випадкову (статистичні моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційну (кореляційні моменти 2-го і 4-го порядків) та масштабну-самоподібну (дисперсія розподілу логарифмічних залежностей спектрів потужності) структуру мап 3-го і 4-го параметрів “двоточкового” вектора Стокса в площині поляризаційно-неоднорідних мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин зі структурованою та паренхіматозною оптично-анізотропними складовими.
3. Вперше методом Стокс-корелометричного картографування виявлено та проаналізовано фізичні процеси зміни оптичної анізотропії (розподіли напрямів оптичних осей і фазова модуляція) зразків біологічних структурованих (нирка) і паренхіматозних (печінка) тканин внутрішніх органів пацюка, що обумовлені системною патологією (діабет). На цій основі реалізовано диференціацію змін оптичної анізотропії з хорошою збалансованою точністю (~ 90%), яка на 20% - 30% вища за точність методів прямого поляризаційного картографування.
4. Вперше апробовано Стокс-корелометричну методику в диференціації слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок плазми крові здорових донорів і хворих на рак простати. Виявлено, що у випадку слабких змін оптичної анізотропії методи Стокс-корелометрії залишаються більш чутливими (на 10%-20%) у порівнянні із традиційними методами поляризаційного картографування.

5. Вперше розроблено та експериментально апробовано поляризаційно-інтерференційну методику в диференціації слабких змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок синовіальної рідини колінного суглоба людини з різною післяопераційною патологією – реактивний та асептичний синовіт. Установлені найбільш чутливі параметри (статистичні моменти 3-го і 4-го порядків, кореляційний момент 4-го порядку) до зміни структури розподілів величини локального контрасту інтерференційних картин в площині мікроскопічних зображень плівок синовіальної рідини обох типів та досягнуто задовільної збалансованої точності  $A_c \sim 80\%$ .

6. Вперше визначено ефективність у диференціації слабких фазових змін масштабно-селективного вейвлет-аналізу мап локального контрасту інтерференційних розподілів мікроскопічних зображень полікристалічних плівок біологічних рідин і установлені взаємозв'язки між статистичними моментами 1-го – 4-го порядків, які характеризують лінійні залежності амплітуди вейвлет-коефіцієнтів на різних масштабах МНАТ функції та розподіли оптичної анізотропії мереж біохімічних кристалів плівок синовіальної рідини.

7. Вперше розроблено і експериментально апробовано метод 3D стокс-поляриметрії поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів плівок біологічних рідин з різною просторовою симетрією полікристалічних мереж на основі пошарового цифрового голографічного відтворення розподілів величини еліптичності поляризації з використанням опорної лазерної хвилі. На цій основі визначено взаємозв'язки між тенденціями зміни величини статистичних і кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують пошарові розподіли 3D мап еліптичності поляризації лазерного випромінювання, перетвореного дендритними і сферолітними мережами біохімічних кристалів плівок ліквору і жовчі.

8. Вперше установлено ефективність методу 3D поляризаційного картографування полікристалічних мереж у диференціації оптично-анізотропних плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію та

виявлено найбільш чутливі до змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок сечі фазові перерізи розподілів еліптичності поляризації, також статистичні і кореляційні параметри, що їх характеризують. На цій основі здійснено диференціацію оптичних проявів структури біохімічних кристалів здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію з хорошою точністю  $Ac(Z_{3;4}(\varphi = 0,8)) = 82\% - 86\%$ .

9. Вперше розроблено метод 3D Стокс-корелометрії об'єктних полів плівок біологічних рідин на основі застосування опорної лазерної хвилі та пошарового цифрового голографічного відтворення розподілів комплексних амплітуд з наступним визначенням відповідних мап модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса. На цій основі визначено взаємозв'язки між тенденціями зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують пошарові розподіли 3D мап модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса лазерного випромінювання, перетвореного дендритними і сферолітними мережами біохімічних кристалів плівок ліквору і жовчі.

10. Вперше виявлено ефективність методу 3D поляризаційно-кореляційного картографування полікристалічних мереж у диференціації оптично-анізотропних плівок сечі здорових донорів і хворих на альбумінурію. Установлено найбільш чутливі до змін оптичної анізотропії полікристалічних плівок сечі фазові перерізи розподілів модуля і фази 4-го параметру “двоточкового” вектора Стокса, також статистичні параметри, що їх характеризують. На цій основі здійснено диференціацію оптичних проявів структури біохімічних кристалів здорових донорів і пацієнтів хворих на альбумінурію з хорошою  $Ac(Z_{1;2}(|S_4|, ArgS_4)) = 88\% - 90\%$  точністю.

11. Вперше реалізовано масштабно-селективну диференціацію велико- і дрібномасштабних складових мап координатних розподілів величини модуля і фази параметрів “двоточкового” вектора Стокса пошарових перерізах поля комплексних амплітуд полікристалічних плівок сечі та установлені

взаємозв'язки між тенденціями зміни величини та діапазонів зміни статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують Стокс-корелометричні мапи та симетрією різномасштабних складових дендритних і сферолітних мереж біологічних кристалів. Точність розглянутого методу досягає дуже хорошого  $Ac(Z_{2;3}(ArgS_4)) = 90\% - 92\%$  і відмінного рівнів  $Ac(Z_{3;4}(|S_4|)) = 94\% - 96\%$ .



## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Tuchin V. V. Tissue optics and photonics: light-tissue interaction /J. Biomedical Photonics & Eng. – 2015. – Т. 1. – № 2. – С. 98-134.
- [2] Tuchin V.V. Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnostics, 3<sup>rd</sup> ed./ SPIE Press, Bellingham. – 2015.– p. 254.
- [3] Diagnostics of Structure and Physiological State of Birefringent Biological Tissues: Statistical, Correlation and Topological Approaches / Y. A. Ushenko, T. M. Boychuk, V. T. Bachynsky, O. P. Mincer // Handbook of Coherent-Domain Optical Methods. – New York : Springer Science+Business Media – 2013. – P. 107-148.
- [4] Ghosh N. Mueller matrix approach for probing multifractality in the underlying anisotropic connective tissue / Nandan Kumar Das, Rajib Dey, Nirmalya Ghosh // J. Biomed. Opt. – 2016. – 21(9). – 095004.
- [5] Qi J. Mueller polarimetric imaging for surgical and diagnostic applications: a review / Qi J., Elson D.S. // Journal of Biophotonics. – 2017. – 10 (8). – pp. 950-982.
- [6] V.T. Bachinskyi Laser polarimetry of biological tissues and fluids Chapter 1. Polarization mapping of optically thin layers of biological tissues and fluids / V.T. Bachinskyi, T.M. Boychuk, A. G. Ushenko, A. V. Dubolazov, O.Ya. Vanchuliak, Yu. A. Ushenko, V.A. Ushenko // LAP LAMBERT Academic Publishing. – 2017. – 196 p.
- [7] Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія фазово-неоднорідних об'єктів і середовищ / О. Г. Ушенко. – Чернівці : Медакадемія, 2000. – 256 с.
- [8] Придій О. Г. Двовимірні стоксполіариметрія лазерних полів, перетворених сітками двопротозаломлюючих біологічних кристалів : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 “Оптика, лазерна фізика” / О. Г. Придій – Чернівці, 2010. – 20 с.
- [9] Ushenko A. G. Polarization Correlometry of Scattering Biological Tissues and Fluids / V. T. Bachinskyi, O. Ya. Wanchulyak, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. V. Dubolazov, Igor Meglinski // Springer Singapore 2020. – 76p.
- [10] Ангельська А. О. Комплексний ступінь взаємної поляризації лазерних полів

двопроменезаломлюючих матриць біологічних тканин : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 “Оптика, лазерна фізика” / А.О. Ангельська ; Чернів. нац. ун-т ім. Ю.Федьковича. – Чернівці, 2009. – 20 с.

[11] Kobata T. Digital holographic three-dimensional Mueller matrix imaging / Kobata T., Nomura T. // *Appl. Opt.* – 2015. – 54(17). – 5591-5596.

[12] Ushenko A. Stokes-Correlometry Analysis of Biological Tissues with Polycrystalline Structure / Ushenko A., Sdobnov A., Dubolazov A., Grytsiuk M., Ushenko Y., Bykov A., Meglinski I. // *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics.* – 2019. – 25 (1). – № 8438957.

[13] Ronchi V. *The Nature of Light* / Harvard University Press, Cambridge, Massachusetts. – 1970. – 288 p.

[14] Michl J. *Spectroscopy with Polarized Light* / J. Michl, E. W. Thulstrup // VCH, New York. – 1986. – 573 p.

[15] Hegstrom R.A. The handedness of the universe / R. A. Hegstrom and D. K. Kondepudi // *Sci. Am.* – 1990. – 262. – 108-115.

[16] Browne C.A. *Physical and Chemical Methods of Sugar Analysis* / C. A. Browne and F. W. Zerban // Wiley, New York, 1941. – 1353 p.

[17] Jirgensons B. *Optical Rotatory Dispersion of Proteins and Other Macromolecules* / Springer Verlag, New York, USA, 1969. – 202 p.

[18] Kliger D. S. *Polarized Light in Optics and Spectroscopy* / D. S. Kliger, J. W. Lewis, and C. E. Randall // Academic Press–Harcourt Brace Jovanovich, New York, 1990. – 304 p.

[19] Brouseau C. *Fundamentals of Polarized Light a Statistical Approach* / Wiley, New York, 1998. – 424 p.

[20] Gadsden M. Detection of circularly polarized-light from noctilucent clouds / M. Gadsden, P. Rothwell, and M. J. Taylor // *Nature.* – 1979. – 278. – 628–629.

[21] Chrysostomou A. Circular polarimetry reveals helical magnetic fields in the young stellar object HH 135-136 / A. Chrysostomou, P. W. Lucas, and J. H. Hough // *Nature.* – 2007. – 450. – 71-73.

- [22] Gurjar R. S. Imaging human epithelial properties with polarized light scattering spectroscopy / R. S. Gurjar, V. Backman, L. T. Perelman, I. Georgakoudi, K. Badizadegan, I. Itzkan, R. R. Dasari, and M. S. Feld // *Nat. Med.* –2001.– 7.– 245-248.
- [23] Tuchin V. V. *Optical Polarization in Biomedical Applications* / V. V. Tuchin, L. Wang, and D. A. Zimnyakov // Springer, New York, USA, 2006.–304 p.
- [24] Wang L. V. Special section guest ' editorial: tissue polarimetry / L. V. Wang, G. L Cote, and S. L. Jacques // *J. Biomed. Opt.*–2002. – 7.– 278.
- [25] Ghosh N. Polarized light assessment of complex turbid media such as biological tissues using Mueller matrix decomposition. Chapter 9/ N. Ghosh, M. Wood, and A. Vitkin // *Handbook of Photonics for Biomedical Science* / V. V. Tuchin (Ed.) // Taylor and Francis Publishing, London, 2010.– pp. 253–282.
- [26] Wood M. F. G. Towards noninvasive glucose sensing using polarization analysis of multiply scattered light. Chap. 17/ M. F. G. Wood, N. Ghosh, X. Guo and I. A. Vitkin // *Handbook of Optical Sensing of Glucose in Biological Fluids and Tissues* / V. V. Tuchin (Ed.), Series in Medical Physics and Biomedical Engineering, Vol. 12 // Taylor and Francis Publishing, London, 2008. –1071-1086.
- [27] Vitkin A. “Effects of molecular asymmetry of optically active molecules on the polarization properties of multiply scattered light / I. A. Vitkin, R. D. Laszlo, and C. L. Whyman // *Opt. Express.*–2002.– 10.– 222–229.
- [28] Ishimaru A. *Wave Propagation and Scattering in Random Media* // Academic Press, New York,1978.– 250p.
- [29] Tuchin V. V. Tissue optics: light scattering methods and instruments for medical diagnosis / V. V. Tuchin, V. Tuchin // SPIE Press, Bellingham, 2007. – 882p.
- [30] Huang D. Optical coherence tomography / Huang D, Swanson E.A., Lin C.P. // *Science.* – 1991.–254(5035).–1178-1181.
- [31] Dunn A.K. Dynamic imaging of cerebral blood flow using laser speckle /

- Dunn A.K., Bolay H., Moskowitz M.A., Boas D.A. // *J Cereb Blood Flow Metab.*– 2001.–21(3).–195-201.
- [32] Cheng H. Laser speckle imaging of blood flow in microcirculation / Cheng H., Luo Q., Liu Q., Lu Q., Gong H., Zeng S. // *Phys Med Biol.*– 2004.–49(7).– 1347-1357.
- [33] Alali S. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment / Alali S, Vitkin A. // *J Biomed Opt.* – 2015.–20(6).–61104.
- [34] Jacques S.L. Imaging skin pathology with polarized light / Jacques S.L., Ramella-Roman J.C., Lee K. // *J Biomed Opt.* – 2002.–7(3).–329-340.
- [35] Jacques S.L. Imaging superficial tissues with polarized light / Jacques S.L., Roman J.R., Lee K. // *Lasers Surg Med.*– 2000.–26(2).–119-129.
- [36] Groner W. Orthogonal polarization spectral imaging: a new method for study of the microcirculation/ Groner W, Winkelmann J.W., Harris A.G.// *Nat Med.* – 1999.–5(10).–1209-1212.
- [37] Da Silva A. Elliptically polarized light for depth resolved optical imaging/ Da Silva A, Deumié C, Vanzetta I. // *Biomed Opt Express.*– 2012.–3(11).–2907-2915.
- [38] Snik F. An overview of polarimetric sensing techniques and technology with applications to different research fields/ F. Snik, J. Craven-Jones, M. Escuti, S. Fineschi, D. Harrington, A. De Martino, D. Mawet, J. Riedi, J. S. Tyo// *International Society for Optics and Photonics.*–2014.– 90920. – pp.90990B-90990B.
- [39] Backman V. Polarized light scattering spectroscopy for quantitative measurement of epithelial cellular structures in situ // *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics.*–1999.– 5(4).– pp. 1019-1026.
- [40] Pierangelo A, Nazac A, Benali A, et al. Polarimetric imaging of uterine cervix: a case study / Pierangelo A., Nazac A., Benali A.// *Opt Express.*– 2013.– 21(12).–14120-14130.
- [41] Light-scattering patterns from collagen films in relation to the texture of a random

assembly of anisotropic rods in three dimensions / M. Moritani, N. Hayashi, A. Utsuo, H. Kawai // *Polym. J.* – 1971. – V. 2. – P. 74-87.

[42] Jacques SL, Ramella-Roman JC, Lee K. Imaging skin pathology with polarized light/ Jacques S.L., Ramella-Roman J.C., Lee K. // *J Biomed Opt.*– 2002.–7(3).–329-340.

[43] Collette E. *Polarized light: Fundamentals and Applications* // Marcel Dekker, Inc., New York, 1990.–581p.

[44] Bohren C. F. *Absorption and Scattering of Light by Small Particles* / C. F. Bohren and D. R. Huffman// Wiley, New York, 1983.–530p.

[45] Iftikhar Ahmad Mueller matrix polarimetry for characterization of skin tissue samples: A review / Iftikhar Ahmad, Ahmar Khaliq, Muaz Iqbal, Shamim Khan // *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy.*–2020.– 30.–101708.

[46] B. Laude-Boulesteix Mueller polarimetric imaging system with liquid crystals / B. Laude-Boulesteix, A. De Martino, B. Drevillon, and L. Schwartz // *Appl. Opt.*–2004.– 43.– 2824-2832.

[47] *Selected Papers on Tissue Optics: Applications in Medical Diagnostics and Therapy* / Ed. by V. V. Tuchin// Bellingham, WA: SPIE Press, 1994.– V. MS102.

[48] Тучин В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. 2-е изд. М.: Физматлит, 2010.

[49] *Tuchin V. V. Lasers and fiber optics in biomedicine* // *Laser Physics.*– 1993. – 3(3).– P. 767–820; № 4.– P. 925–950.

[50] Tuchin V. V. Lasers light scattering in biomedical diagnostics and therapy // *J. Laser Appl.* – 1993.– 5 (2,3).– P. 43–60.

[51] Тучин В. В. Исследование биотканей методами светорассеяния // *УФН.*– 1997. –167 (5).– С. 517–539.

[52] *Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology* / Ed. by G. J. Muller, D. H. Sliney // Bellingham, WA: SPIE Inst. Advanced Opt. Techn., 1989.– V. IS5.

- [53] Johnston R. G. Polarized light scattering/ Johnston R. G., Singham S. B., Salzman G. C. // *Comments on Molecular and Cellular Biophysics*. Gordon and Breach Sci. Publ. Inc., 1988.– 5(3).– P. 171–192.
- [54] Schmitt J. M. Use of polarized light to discriminate short-photons in a multiply scattering medium/ Schmitt J. M., Gandjbakhche A. H., Bonnar R. F. // *Appl. Opt.*– 1992.– 31.– P. 6535–6546.
- [55] Bronk B. V. In vivo measure of average bacterial cell size from a polarized light scattering function/ Bronk B. V., van de Merwe W. P., Stanley M. // *Cytometry.*– 1992.– 13.– P. 155–162.
- [56] *Tissue optics* / Ed. by A. J. Welch, M. C. J. van Gemert // N. Y.: Academic, 1992.–476p.
- [57] Zijp J. R. Anisotropy of volume-backscattered light/ Zijp J. R., ten Bosch J. J. // *Appl. Opt.*– 1997. – 36.– 1671-1680.
- [58] *Handbook of Optical Coherence Tomography* / Ed. by B. E. Bouma, G. J. Tearney // N. Y.: Marcel-Dekker, 2002.–741p.
- [59] *Silver F. H. Biological Materials: Structure, Mechanical Properties, and Modeling of Soft Tissues* // N. Y.: N. Y. Univ. Press, 1987.–466p.
- [60] *Kessel R. G. Basic Medical Histology: The Biology of Cells, Tissues, and Organs*. N. Y.: Oxford Univ. Press, 1998.–720p.
- [61] Tuchin V. V., Wang L., Zimnyakov D. A. *Optical Polarization in Biomedical Applications*. Berlin, Heidelberg, N. Y.: Springer-Verlag, 2006.
- [62] Special section on tissue polarimetry / Ed. by L. V. Wang, G. L. Cot'e, S. L. J. Jacques // *Biomed. Opt.*– 2002.– 7(3).– 278–397.
- [63] Tuchin V. V. Dental and oral tissue optics // *Photonics in Dentistry. Series of Biomaterials and Bioengineering* / Ed. by A. Kishen, A. Asundi // London, Imperial College Press, 2006.– 245–300.
- [64] *Optical Coherence Tomography: Technology and Applications* / Ed. by W. Drexler, J. G. Fujimoto // Berlin: Springer, 2008.–2571p.

- [65] Handbook of Optical Sensing of Glucose in Biological Fluids and Tissues / Ed. By V. V. Tuchin // London: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2009.–744p.
- [66] Handbook of Photonics for Biomedical Science / Ed. by V. V. Tuchin.// London: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2010.–868p.
- [67] Backman V. Polarized light scattering spectroscopy for quantitative measurement of epithelial cellular structures in situ/ Backman V., Gurjar R., Badizadegan K., Dasari R., Itzkan I., Perelman L. T., Feld M. S. // IEEE J. Sel. Top. Quant. Elect.– 1999.– 5.– 1019–1027.
- [68] Mourant J. R. Light scattering from cell: the contribution of the nucleus and the effects of proliferative status/ Mourant J. R., Canpolat M., Brocker C., Esponda-Ramos O., Johnson T. M., Matanock A., Stetter K., Freyer J. P. // J. Biomed. Opt. – 2000.–5(2).– 131–137.
- [69] de Boer J. R. Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography/ de Boer J. R., Milner T. E., van Gemert M. J. C., Nelson J. S. // Opt. Lett. – 1997.– 22.– 934–936.
- [70] Everett M. J. Birefringence characterization of biological tissue by use of optical coherence tomography/ Everett M. J., Schoenerberger K., Colston Jr. B. W., Da Silva L. B. // Opt. Lett.– 1998.– 23 (3).– 228–230.
- [71] de Boer J. F. Determination of the depth resolved stokes parameters of light backscattered from turbid media using polarization sensitive optical coherence tomography/ de Boer J. F., Milner T. E., Nelson J. S. // Opt. Lett.– 1999.– 24.– 300-302.
- [72] de Boer J. F. Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination/ de Boer J. F., Milner T. E. // J. Biomed. Opt.– 2002.–7(3).– 359-371.
- [73] Hitzenberger C. K. Measurement and imaging of birefringence and optic axis orientation by phase resolved polarization sensitive optical coherence tomography/ Hitzenberger C. K., Gotzinger E., Sticker M., Pircher M., Fercher A. F.// Opt. Express.– 2001. – 9.– 780-790.

- [74] Jiao S. Jones-matrix imaging of biological tissues with quadruple-channel optical coherence tomography/ Jiao S., Wang L. V. // *J. Biomed. Opt.*– 2002.– 7(3).– 350-358.
- [75] He H. Application of sphere-cylinder scattering model to skeletal muscle / He H., Nan Z., Ran L., Tianliang Y., Wei L., Yonghong H., Hui M. // *Opt. Express.*– 2010. –18. – 15104-15112.
- [76] Pierangelo A. Ex-vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging/ Pierangelo A., Benali A., Antonelli M.-R., Novikova T., Validire P., Gayet B., De Martino A. // *Opt. Express.*– 2011.– 19. – 1582-1593.
- [77] Dreher A. W., Spatially resolved birefringence of the retinal nerve fiber layer assessed with a retinal laser ellipsometer/ Dreher A. W., Reiter K., Weinreb R. N. // *Appl. Opt.*– 1992.– 31.– 3730-3735.
- [78] Greenfield D. S. Effect of corneal polarization axis on assessment of retinal nerve fiber layer thickness by scanning laser polarimetry/ Greenfield D. S., Knighton R. W., Huang X.-R. // *Am. J. Ophthalmol.*– 2000. –129.– 715–722.
- [79] Knighton R. W. Linear birefringence of the central human cornea/ Knighton R. W., Huang X.-R. // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*– 2002.– 43.– 82–86.
- [80] Zhou Q. Individualized compensation of anterior segment birefringence during scanning laser polarimetry/ Zhou Q., Weinreb R. N. // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* – 2002. – 43.– 2221–2228.
- [81] Burns S. A. Improved contrast of subretinal structures using polarization analysis/ Burns S. A., Elsner A. E., Mellem-Kairala M. B., Simmons R. B. // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*– 2003.– 44.– 4061-4068.
- [82] Bueno J. M. Measurement of parameters of polarization in the living human eye using imaging polarimetry // *Vision Res.*– 2000.– 40.– 3791–3799.
- [83] Борн М. Основы оптики./ Борн М., Вольф Э. // М.: Наука, 1970 / Пер. с англ. под ред. Г. П. Мотулевич; Born M., Wolf E. *Principles of Optics*, 7th ed.// Cambridge, Cambridge Univ. Press, 1999.–952p.



- [84] Hee M.R. Polarization-sensitive low-coherence reflectometer for birefringence characterization and ranging/ Hee M. R., Huang D., Swanson E. A., Fujimoto J. G. // *J. Opt. Soc. Am. B.*– 1992.–9.– 903–908.
- [85] *de Boer J. R.* Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography/ *de Boer J. R., Milner T. E., van Gemert M. J. C., Nelson J. S.* // *Opt. Lett.*– 1997.– 22.– 934–936.
- [86] *Everett M. J.* Birefringence characterization of biological tissue by use of optical coherence tomography/ *Everett M. J., Schoenerberger K., Colston Jr. B. W., Da Silva L. B.* // *Opt. Lett.*– 1998.– 23.– 228–230.
- [87] *de Boer J. F.* Determination of the depth resolved Stokes parameters of light backscattered from turbid media using polarization sensitive optical coherence tomography/ *de Boer J. F., Milner T. E., Nelson J. S.* // *Opt. Lett.*– 1999.– 24.– 300-302.
- [88] *de Boer J. F.* Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination/ *de Boer J. F., Milner T. E.* // *J. Biomed. Opt.*– 2002.– 7(3)– 359–371.
- [89] *Hitzenberger C. K.* Measurement and imaging of birefringence and optic axis orientation by phase resolved polarization sensitive optical coherence tomography/ *Hitzenberger C. K., Gotzinger E., Sticker M., Pircher M., Fercher A. F.* // *Opt. Express.*– 2001.– 9.– 780–790.
- [90] *Jiao S.* Jones-matrix imaging of biological tissues with quadruple-channel optical coherence tomography/ *Jiao S., Wang L. V.* // *J. Biomed. Opt.*– 2002.– 7(3)–350–358.
- [91] Ghosh N. Polarized light assessment of complex turbid media such as biological tissues via Mueller matrix decomposition/ Ghosh N., Wood M. F. G., Vitkin I. A. // *Handbook of Photonics for Biomedical Science / Ed. by V. V. Tuchin.* London: CRC Press, Taylor & Francis Group, 2010.– 253–282.
- [92] Ghosh N. Mueller matrix decomposition for polarized light assessment of complex turbid media such as biological tissues/ Ghosh N., Wood M. F. G., Li S.,

- Weisel R. D., Wilson B. C., Li R.-K., Vitkin I. A. // *J. Biophoton.*– 2009.– 2.– 145–156.
- [93] Wood M. F. G. Proof-of-principle demonstration of a Mueller matrix decomposition method for polarized light-based tissue characterization in vivo/ Wood M. F. G., Ghosh N., Moriyama E. H., Wilson B. C., Vitkin I. A. // *J. Biomed. Opt.*– 2009.– 14.–014029-1–4.
- [94] Jiao S. Jones-matrix imaging of biological tissues with quadruple-channel optical coherence tomography/ Jiao S., Wang L. V. // *J. Biomed. Opt.*– 2002.– V. 7(3).– 363–368.
- [95] Applequist J. Optical activity: biot’s bequest // *Am. Sci.*– 1987.– 75.– 59–67.
- [96] Barron L. D. *Molecular Light Scattering and Optical Activity* / London: Cambridge Univ.,1982.–408p.
- [97] Izotova V. F. Investigation of Mueller matrices of anisotropic nonhomogeneous layers in application to optical model of cornea/ Izotova V. F., Maksimova I. L., Nefedov I. S., Romanov S. V. // *Appl. Opt.*– 1997.– 36(1).– 164–169.
- [98] Manhas S. Mueller matrix approach for determination of optical rotation in chiral turbid media in backscattering geometry/ Manhas S., Swami M.K., Buddhiwant, P., Ghosh, N., Gupta, P.K., Singh, K.// *Opt. Exp.*– 2006.– 14.– 190–202.
- [99] Deng Y. Characterization of backscattering Mueller matrix patterns of highly scattering media with triple scattering assumption/ Deng, Y.; Zeng, S.; Lu, Q.; Luo, Q. // *Opt. Exp.*– 2007.– 15.– 9672–9680.
- [100] Ushenko A.G. *Laser Polarimetry of Biological Tissue: Principles and Applications*. In *Handbook of Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science* / Ushenko A.G., Pishak V.P. // Ed. by Tuchin V.V.// Kluwer Academic Publishers: Boston, MA, USA, 2004.– V. I.– 93–138.

- [101] Zhou Q. Light scattering and form birefringence of parallel cylindrical arrays that represent cellular organelles of the retinal nerve fiber layer/ Zhou Q., Knighton R. W. // *Appl. Opt.*– 1997.– 36(10).– P. 2273–2285.
- [102] Чандлер Д. Оптическая и электронная микроскопия в медицине и биологии / Чандлер Д., Робертсон Р. // Пер. с англ. М.: Изд. дом «Интеллект», 2010.– 234с.
- [103] Rappaz B. Measurement of the integral refractive index and dynamic cell morphometry of living cells with digital holographic microscopy/ Rappaz B., Marquet P., Cuche E., Emery Y., Depeursinge C., Magistretti P. // *Optics Express.*– 2005.– 13.– 9361–9373.
- [104] Charriere F. Living specimen tomography by digital holographic microscopy: morphometry of testate amoeba/ Charriere F., Pavillon N., Colomb T., Depeursinge C., Heger T. J. // *Opt. Express.* –2006.– 14.– 7005–7013.
- [105] Rappaz B. Simultaneous cell morphometry and refractive index measurement with dual-wavelength digital holographic microscopy and dye-enhanced dispersion of perfusion medium/ Rappaz B., Charriere F., Depeursinge C., Magistretti P. J., Marquet P. // *Opt. Lett.*– 2008.– 33.– 744–746.
- [106] Popescu G. Erythrocyte structure and dynamics quantified by Hilbert phase microscopy/ Popescu G., Ikeda T., Best C., Badizadegan K., Dasari R. R., Feld M. S. // *J. Biomed. Opt.*– 2005.– 10.– 060503-1–3.
- [107] Park Y. Diffraction phase and fluorescence microscopy/ Park Y., Popescu G., Badizadegan K., Dasari R., Feld M. // *Opt. Express.*– 2006.– 14(18).– 8263–8268.
- [108] Lue N. S. Live cell refractometry using microfluidic devices/ Lue N., Popescu G., Ikeda T., Dasari R. R., Badizadegan K., Feld M. S. // *Opt. Lett.* – 2006.– 31.– 2759–2761.
- [109] Choi W. Tomographic phase microscopy / Fang-Yen C., Badizadegan K., Oh S., Lue N., Dasari R. R., Feld M. S. // *Nature Methods.*– 2007.– 4.– 717–719.

- [110] Jacques S. L. Scattering of polarized light by biological tissues / Jacques S. L., Lee K., Roman J. // Proc. SPIE.– 2000.– 4001. – 14–28.
- [111] Tyo J. S. Enhancement of the point-spread function for imaging in scattering media by use of polarization-difference imaging // J. Opt. Soc. Am. A. – 2000.– 17.– 1–10.
- [112] Зимняков Д. А., Поляризационная отражательная спектроскопия биотканей: диагностические приложения / Зимняков Д. А., Синичкин Ю. П., Тучин В. В. // Известия вузов. Радиофизика.– 2004.– 47 (10/11). – 957 – 975.
- [113] Tower T. T. Alignment maps of tissues: II. Fast harmonic analysis for imaging / Tower T. T., Tranquillo R. T. // Biophys. J. – 2001.– 81. – 2964–2971.
- [114] Yakovlev D. A. Polarization monitoring of structure and optical properties of the heterogenous birefringent media: Application in the study of liquid crystals and biological tissues / Yakovlev D. A., Kurchatkin S. P., Pravdin A. B., Gurianov E. V., Kasatkin M. Yu., Zimnyakov D. A. // Proc.SPIE. – 2003. – 5067.– 64–72.
- [115] Gan X. Image enhancement through turbid media under a microscope by use of polarization gating methods / Gan X., Schilders S. P., Gu M. // J. Opt. Soc. Am. A. – 1999. – 16.– 2177–2184.
- [116] Gan X., Image reconstruction through turbid media under a transmission-mode microscope / Gan X., Gu M. // J. Biomed. Opt. – 2002.– 7(3). – 372–377.
- [117] Polarized light scattering spectroscopy for quantitative measurement of epithelial cellular structures in situ / V. Backman, R. Gurjar, K. Badizadegan, I. Itzkan, R. R. Dasari, L. T. Perelman, M. S. Feld // IEEE J. Selected Topics Quant. Electron. – 1999. – V. 5. – P.1019-1026.
- [118] Huang D. Optical coherence tomography / Huang, D., Swanson, E. A., Lin, C. P., Schuman, J. S., Stinson, W. G., Chang, W., Hee, M. R., Flotte, T., Gregory, K., Puliafito, C. A. // Science (New York, N.Y.).–1991.– 254(5035).– 1178–1181.

- [119] Dunn A.K. Dynamic imaging of cerebral blood flow using laser speckle / Dunn A.K., Bolay H., Moskowitz M.A., Boas D.A. // *J. Cereb. Blood Flow Metab.* –2001.–21(3).– 195-201.
- [120] Cheng H. Laser speckle imaging of blood flow in microcirculation / Cheng H., Luo Q., Liu Q., Lu Q., Gong H., Zeng S. // *Phys. Med. Biol.* – 2004. – 49(7). – 1347-57.
- [121] Alali S. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment / Alali S, Vitkin A. // *Journal of Biomed. Opt.* – 2015.– 20(6). – 61104.
- [122] Jacques S.L. Ramella-Roman JC, Lee K. Imaging skin pathology with polarized light / Jacques S.L. Ramella-Roman J.C., Lee K. // *J. Biomed Opt.* – 2002.– 7(3). – 329-40.
- [123] Jacques S.L. Imaging superficial tissues with polarized light / Jacques S.L., Roman J.R., Lee K. // *Lasers Surg. Med.* – 2000.– 26(2). – 119-29.
- [124] Groner W. Orthogonal polarization spectral imaging: a new method for study of the microcirculation / Groner W., Winkelmann J.W., Harris A.G., Ince C., Bouma G.J., Messmer K, Nadeau R.G. // *Nat Med.*– 1999.–10.–1209-12.
- [125] V. Backman, R. Gurjar, K. Badizadegan, I. Itzkan, R. R. Dasari, L. T. Perelman, M. S. Feld, . Polarized light scattering spectroscopy for quantitative measurement of epithelial cellular structures in situ / V. Backman, R. Gurjar, K. Badizadegan, I. Itzkan, R. R. Dasari, L. T. Perelman, M. S. Feld // *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics.* –1999.– 5(4).– 1019-1026.
- [126] Pierangelo A. Polarimetric imaging of uterine cervix: a case study / Angelo Pierangelo, André Nazac, Abdelali Benali, Pierre Validire, Henri Cohen, Tatiana Novikova, Bicher Haj Ibrahim, Sandeep Manhas, Clément Fallet, Maria-Rosaria Antonelli, and Antonello-De Martino // *Opt. Express.*–2013.– 21.–14120-14130.
- [127] Pierangelo A. Ex vivo photometric and polarimetric multilayer characterization of human healthy colon by multispectral Mueller imaging / Angelo Pierangelo, Sandeep Manhas, Abdelali Benali, Clément Fallet, Maria-

Rosaria Antonelli, Tatiana Novikova, Brice Gayet, Pierre Validire, Antonello De Martino // *J. Biomed. Opt.*–2012.– 17(6).– 066009.

[128] Chung J. Use of polar decomposition for the diagnosis of oral precancer / Jungrae Chung, Woonggyu Jung, Marie J. Hammer-Wilson, Petra Wilder-Smith, and Zhongping Chen // *Appl. Opt.*– 2007.–46.– 3038-3045.

[129] Antonelli M.-R. Mueller matrix imaging of human colon tissue for cancer diagnostics: how Monte Carlo modeling can help in the interpretation of experimental data / Maria-Rosaria Antonelli, Angelo Pierangelo, Tatiana Novikova, Pierre Validire, Abdelali Benali, Brice Gayet, and Antonello De Martino // *Opt. Express.*–2010.– 18.– 10200-10208.

[130] Novikova T. The origins of polarimetric image contrast between healthy and cancerous human colon tissue / T. Novikova, A. Pierangelo, S. Manhas, A. Benali, P. Validire, B. Gayet, A. De Martino // *Appl. Phys. Lett.*–2013.– 102.– 241103.

[131] Pierangelo A. Ex-vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging / Angelo Pierangelo, Abdelali Benali, Maria-Rosaria Antonelli, Tatiana Novikova, Pierre Validire, Brice Gayet, and Antonello De Martino // *Opt. Express.*–2011.– 19.– 1582-1593.

[132] Alali S. Rapid wide-field Mueller matrix polarimetry imaging based on four photoelastic modulators with no moving parts / Sanaz Alali, Adam Gribble, and I. Alex Vitkin // *Opt. Lett.*–2016.– 41.– 1038-1041.

[133] Rehbinder J. Diagnosis of uterine cervix cancer using Muller polarimetry: a comparison with histopathology / J. Rehbinder, S. Deby, H. Haddad, B. Teig, A. Nazac, A. Pierangelo, F. Moreau // *SPIE-Int Soc Optical Engineering*, Bellingham, 2015.– 95400W.

[134] Shukla P. Mueller decomposition images for cervical tissue: Potential for discriminating normal and dysplastic states / Prashant Shukla and Asima Pradhan // *Opt. Express.*–2009.– 17.– 1600-1609.

- [135] Gratiet A. Scanning Mueller polarimetric microscopy / Aymeric Le Gratiet, Matthieu Dubreuil, Sylvain Rivet, and Yann Le Grand // *Opt. Lett.*–2016.– 41.– 4336-4339.
- [136] Alali S. Assessment of local structural disorders of the bladder wall in partial bladder outlet obstruction using polarized light imaging / Sanaz Alali, Karen J. Aitken, Annette Schröder, Adam Gribble, Darius J. Bagli, and I. Alex Vitkin // *Biomed. Opt. Express.*–2014.– 5.– 621-629.
- [137] Ellingsen P. Mueller matrix three-dimensional directional imaging of collagen fibers / Ellingsen PG, Aas LM, Hagen VS, Kumar R, Lilledahl MB, Kildemo M. // *J Biomed Opt.*– 2014.–19(2).–026002.
- [138] Ahmad M. Do different turbid media with matched bulk optical properties also exhibit similar polarization properties?/ Manzoor Ahmad, Sanaz Alali, Anthony Kim, Michael F. G. Wood, Masroor Ikram, and I. Alex Vitkin // *Biomed. Opt. Express.*– 2011.– 2.– 3248-3258.
- [139] Qi, J. A high definition Mueller polarimetric endoscope for tissue characterisation / Qi, J., Elson, D. // *Sci Rep.*–2016.– 6.– 25953.
- [140] Alali S. Optical assessment of tissue anisotropy in ex vivo distended rat bladders / Sanaz Alali, Karen J. Aitken, Annette Shroder, Darius J. Bagli M.D., I. Alex Vitkin // *J. Biomed. Opt.*–2012.– 17(8).– 086010.
- [141] Ali S. Transmission of polarized light in skeletal muscle / Shuaib, Ali S., Xin Li, and Gang Yao.// *Journal of biomedical optics.*–2011.– 16(2). – 025001.
- [142] Soni J. Quantitative fluorescence and elastic scattering tissue polarimetry using an Eigenvalue calibrated spectroscopic Mueller matrix system / Jalpa Soni, Harsh Purwar, Harshit Lakhota, Shubham Chandel, Chitram Banerjee, Uday Kumar, and Nirmalya Ghosh // *Opt. Express.*–2013.– 21.– 15475-15489.
- [143] Giakos G. C. Polarimetric phenomenology of photons with lung cancer tissue / G. C. Giakos, S. Marotta, C. Narayan, J. Petermann, S. Shrestha, J. Baluch, D. Pingili, D. B. Sheffer, L. Zhang, M. Zervakis, G. Livanos, M. Kounelakis // *Meas. Sci. Technol.*–2011.– 22.

- [144] Ahmad I. Polarimetric assessment of healthy and radiofrequency ablated porcine myocardial tissue / Ahmad I, Gribble A, Ikram M, Pop M, Vitkin A. // *J Biophotonics*.–2016.–9(7).–750-9.
- [145] He H. Application of sphere-cylinder scattering model to skeletal muscle / Honghui He, Nan Zeng, Ran Liao, Tianliang Yun, Wei Li, Yonghong He, and Hui Ma // *Opt. Express*.–2010.– 18.– 15104-15112.
- [146] Ji Qi. Eigenvalue calibration method for  $3 \times 3$  Mueller polarimeters / Ji Qi, Daniel S. Elson, and Danail Stoyanov // *Opt. Lett*.–2019.– 44.– 2362-2365.
- [147] Dillet J. Size determination by use of two-dimensional Mueller matrices backscattered by optically thick random media / Jérôme Dillet, Christophe Baravian, François Caton, and Alan Parker// *Appl. Opt*.–2006.– 45.– 4669-4678.
- [148] Smith M. H. Mueller matrix imaging polarimetry in dermatology / M. H. Smith, P. D. Burke, A. Lompado, E. A. Tan-ner, L. W. Hillman// *Proc. SPIE*.–2000.– 3911.– pp. 210–216.
- [149] Ushenko, Y.A. Statistical structure of skin derma Mueller matrix images in the process of cancer changes / Ushenko, Y.A., Dubolazov, O.V. & Karachevtsev, A.O. // *Opt. Mem. Neural Networks* .–2011.–20.– 145–154.
- [150] Ushenko Y. A New Method of Mueller-Matrix Diagnostics and Differentiation of Early Oncological Changes of the Skin Derma / Y. A. Ushenko, A. Peresunko, B. Adel Baku // *Advances in Optical Technologies*, 2010.–952423.
- [151] Li D. Influence of absorption in linear polarization imaging of melanoma tissues / D. Li, H. He, N. Zeng, W. Xie, R. Liao, J. Wu, Y. He,H. Ma // *J. Innov. Opt. Health Sci*.–2014.– 07.– 1450009.
- [152] Wang X. Polarization studies for backscattering of RBC suspensions based on Mueller matrix decomposition / Wang, X., Lai, J., & Li, Z. // *Optics express*.–2012.–20(18).– 20771-20782.
- [153] Ahmad M. Ex Vivo Assessment of Carbon Tetrachloride (CCl<sub>4</sub>)-Induced Chronic Injury Using Polarized Light Spectroscopy / Manzoor Ahmad, Safdar Ali,



Malik Sajjad Mehmood, Hamid Ali, Ahmat Khurshid, Shamaraz Firdous, Saleh Muhammad, and Masroor Ikram// *Appl. Spectrosc.* –2013.–67.– 1382-1389.

[154] Wu P. J. Stokes polarimetry imaging of rat-tail tissue in a turbid medium using incident circularly polarized light / P. J. Wu and J. T. Walsh, Jr., // *Lasers Surg. Med.*–2005.– 37(5).– 396–406.

[155] He C. Characterizing microstructures of cancerous tissues using multispectral transformed Mueller matrix polarization parameters / Chao He, Honghui He, Jintao Chang, Yang Dong, Shaoxiong Liu, Nan Zeng, Yonghong He, and Hui Ma // *Biomed. Opt. Express.*–2015.– 6.– 2934-2945.

[156] Ushenko Yu. Investigation of formation and interrelations of polarization singular structure and Mueller-matrix images of biological tissues and diagnostics of their cancer changes // *J. Biomed. Opt.*–2011.– 16(6).– 066006.

[157] Ushenko Y. A. Mueller-matrix mapping of optically anisotropic fluorophores of biological tissues in the diagnosis of cancer/ Y. A. Ushenko, M. I. Sidor, G. B. Bodnar, G. D. Koval // *Quantum Electronics.* –2014.–44.– 785–790.

[158] Cuando-Espitia N. Mechanical assessment of bovine pericardium using Müller matrix imaging, enhanced backscattering and digital image correlation analysis/ Natanael Cuando-Espitia, Francisco Sánchez-Arévalo, and Juan Hernández-Cordero// *Biomed. Opt. Express.*–2015.– 6.– 2953-2960.

[159] Angelsky O. V. Statistical, correlation and topological approaches in diagnostics of the structure and physiological state of birefringent biological tissues / Angelsky, O. V., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. A., Pishak, V. P., & Peresunko, A. P.// *Handbook of Photonics for Biomedical Science.*–2010.– 1.– 283-322.

[160] Тучин, В. В. Оптическая биомедицинская диагностика // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Физика.*–2005.– 5.1.

[161] Proskurin S. G. Optical coherence tomography imaging depth enhancement by superficial skin optical clearing / Proskurin, S. G., & Meglinski, I. V. // *Laser Physics Letters.*–2007.– 4(11).– 824.

- [162] *Handbook of photonics for biomedical science* / Ed. by Tuchin V. V. // CRC Press, 2010. – 868p.
- [163] Bonesi M. Imaging of subcutaneous blood vessels and flow velocity profiles by optical coherence tomography / Bonesi, M., S. G. Proskurin, and I. V. Meglinski // *Laser Physics*. –2010.– 20.4.– 891-899.
- [164] *Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environment and Material Science* / Tuchin, Valery V., ed. // Springer Science & Business Media, 2004.–1004p.
- [165] Angelsky O. V. Laser polarimetry of pathological changes in biotissues / Angelsky, O. V., Ushenko, A. G., Burkovets, D. N., Pishak, V. P., & Pishak, O. V. // *SPIE Proc.*–2002.–4900.– pp. 1045.
- [166] Angelsky, O. V., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. A., Pishak, V. P., & Peresunko, A. P. (2010). Statistical, correlation and topological approaches in diagnostics of the structure and physiological state of birefringent biological tissues. *Handbook of Photonics for Biomedical Science, 1*, 283-322.
- [167] Angelsky O. V. Investigation of 2D Mueller matrix structure of biological tissues for pre-clinical diagnostics of their pathological states / Angelsky, O. V., Tomka, Y. Y., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. G., & Ushenko, Y. A. // *Journal of Physics D: Applied Physics*.– 2005.– 38(23).– 4227.
- [168] Angelsky O. V. 2-D tomography of biotissue images in pre-clinic diagnostics of their pre-cancer states/ Angelsky, O. V., Tomka, Y. Y., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. G., Yermolenko, S. B., & Ushenko, Y. A. // *SPIE Proc.* –2005.– 5972, p. 59720N.
- [169] Hauge P. S. Mueller matrix ellipsometry with imperfect compensators // *J. Opt. Soc. Am. A.* – 1978. – № 68 – P. 1519-1528.
- [170] Gutsul A. Azimuthally invariant Mueller-matrix tomography of the distribution of phase and amplitude anisotropy of biological tissues / A. Gutsul, V. Ushenko, I. Soltys, M. Shaplavsky, S. Sokolnyuk, A. Dubolazov, A. Ushenko, A. Motrich, R. Besaga // *Proc. SPIE.*–2017.– 11510.– 115102S.

- [171] Ushenko A. G. Diffuse tomography of optical anisotropy of tumors of the uterus wall/ Ushenko A. G., Zhytaryuk V. G., Sidor M. I., Wulchulyak O. Y., Motrich A. V., Soltys I. V., Pavliukovich N. // SPIE Proc. –2018.– 10728.– 107280Q .
- [172] Bachinskyi V. *Laser polarimetry of biological tissues and fluids*/ Bachinskyi, V., Boychuk, T., & Ushenko, A. // LAP LAMBERT Academic Publishing, 2017.–108 p.
- [173] Ushenko A. G. Differential diagnostics of aseptic and septic loosening of the cup of the endoprosthesis of the artificial hip joint by the methods of polarisation tomography/ Ushenko, A. G., & Olar, O. // *Informatyka, Automatyka, Pomiarы w Gospodarce i Ochronie Środowiska*.–2019.– 9(3).– 22-25.
- [174] Zabolotna N. I. System of the phase tomography of optically anisotropic polycrystalline films of biological fluids / Zabolotna, N. I., Pavlov, S. V., Ushenko, A. G., Karachevtsev, A. O., Savich, V. O., Sobko, O. V., & Olar, O. V. //SPIE Proc.–2014.– 9166.– 916616.
- [175] Бойчук Т. М. Лазерно-поляриметрична діагностика структурної організації легеневої тканини в нормі та патології / Бойчук Т. М., Петришен О. І., Чернікова Г. М., Григоришин П. М., Єрмоленко С. Б. // СМБ.– 2012.– №3.
- [176] Zabolotna N. I. Diagnostics of pathologically changed birefringent networks by means of phase Mueller matrix tomography / Zabolotna N. I., Wojcik W., Pavlov S. V., Ushenko O. G., Suleimenov B. // SPIE Proc.–2013.– 8698.– 86980E.
- [177] Ushenko Y. A. Laser polarization fluorescence of the networks of optically anisotropic biological crystals / Ushenko, Y. A., Dubolazov, A. V., Angelsky, A. P., Sidor, M. I., Bodnar, G. B., Koval, G., Junisbekov, M. S. // SPIE Proc.– 2013.– 8698.– 869809.
- [178] Cassidy L. Basic concepts of statistical analysis for surgical research // *Journal of Surgical Research*.–2005.– 128.–199-206.

- [179] Davis C.S. *Statistical Methods of the Analysis of Repeated Measurements* // Springer: New York, NY, USA, 2002.–371p.
- [180] Robinson S.P. *Principles of Forensic Medicine* // Greenwich Medical Media: London, UK, 1996.– p. 188.
- [181] Ushenko A. G. Diagnostics of the prescriptions of death by a method of azimuthally-invariant Mueller-matrix microscopy / Ushenko, A. G., Sarkisova, Y., Bachinsky, V. T., Vanchuliak, O. Y., Dubolazov, A. V., Ushenko, Y. O., Abdihanov, A. // *SPIE Proc.* –2020.– 11581.– 115810J.
- [182] Gutsul A. Azimuthally invariant Mueller-matrix tomography of the distribution of phase and amplitude anisotropy of biological tissues / Gutsul A., Ushenko V., Soltys I., Shaplavsky M., Sokolnyuk S., Dubolazov A., Besaga R. // *SPIE Proc.*–2020.– 11510.– 115102S.
- [183] Ushenko, Y. O., Azimuthally invariant Mueller-matrix mapping of biological optically anisotropic network / Ushenko, Y. O., Vanchuliak, O., Bodnar, G. B., Ushenko, V. O., Grytsyuk, M., Pavlyukovich, N., Antonyuk, O. // *SPIE Proc.* – 2017.– 10396.– 103962N.
- [184] Ushenko V.A. Spatial-Frequency Azimuthally Stable Cartography of Biological Polycrystalline Networks / Ushenko V.A., Pavlyukovich N.D., Trifonyuk L. // *Int. J. Opt.*– 2013.– 2013.– 683174.
- [185] Ellis J. Complex degree of mutual polarization / J. Ellis and A. Dogariu // *Opt. Lett.* – 2004. – Vol. 29. – P. 536-538.
- [186] Tervo J. Degree of coherence for electromagnetic fields / J. Tervo, T. Setälä, A. Friberg. // *Opt. Express.* – 2003. – Vol. 11. – P. 1137-1143.
- [187] Martínez-Herrero, R., Mejías, P.M. Invariant parameters for characterizing nonuniformly partially polarized beams / Martínez-Herrero, R., Mejías, P.M. // *Opt. Spectrosc.*–2007.– 103.– 886–889.
- [188] Chabanov A. A. Dynamic Correlation in Wave Propagation in Random Media / A. A. Chabanov, B. Hu, A. Z. Genack // *Phys. Rev. Lett.* – 2004.– 93.– 123901.

- [189] Goodman J. W. Speckle Phenomena in Optics, 1st ed.// Roberts & Co., Englewood, 2007.– 468p.
- [190] Freund I. ‘1001’ correlations in random wave fields // Wave Random Media.–1998.– 8.– 119–158.
- [191] Ангельська А. О. Комплексний ступінь взаємної поляризації полів двоприменезаломлюючих матриць біологічних тканин: дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05 / А. О. Ангельська. – Чернівці, 2009. – 141 с.
- [192] Wolf E. Correlation-induced changes in the degree of polarization, the degree of coherence, and the spectrum of random electromagnetic beams on propagation // Opt. Lett. – 2003. – 28. – 1078-1080.
- [193] Korotkova O. Spectral degree of coherence of a random three-dimensional electromagnetic field / O. Korotkova, E. Wolf // J. Opt. Soc. Am. A. – 2004. – 21(10). – 2382-2385.
- [194] Ангельський А-П. І. Локальна деполіризація когерентних полів та діагностика структурних і часових змін оптичної анізотропії фазово-неоднорідних шарів: дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05 / А-П. І. Ангельський. – Чернівці, 2012. – 152 с.
- [195] Angelsky O. V. Correlation optics in progress: introduction to the feature issue / Oleg V. Angelsky, Anton S. Desyatnikov, Gregory J. Gbur, Steen G. Hanson, Yoko Miyamoto, Tomasz Szoplik // Appl. Opt.–2014.– 53.– CO1-CO2.
- [196] Gbur G. The structure of partially coherent fields / G. Gbur, T. D. Visser // Prog. Opt.–2010.– 55.– 285–341.
- [197] Ushenko Yu. A. Complex degree of mutual anisotropy of extracellular matrix of biological tissues / Yu. A. Ushenko, Yu. Ya. Tomka and A. V. Dubolazov // Optics and Spectroscopy. – 2011. – 110(5) – P. 814-819.
- [198] New parameter for describing and analyzing the optical-anisotropic properties of biological tissues / Yu. A. Ushenko, O. I. Telenga, A. P. Peresunko and O. K. Numan // J. Innov. Opt. Health Sci. – 2011. – № 4(4) – P. 463-475.

- [199] Ushenko Yu. A. Complex degree of mutual anisotropy in diagnostics of biological tissues physiological changes / Yu. A. Ushenko, A. V. Dubolazov, A. O. Karachevtcev, N. I. Zabolotna // Proc. SPIE. – 2011. – Vol. 8134. – P. 813400.
- [200] Motahareh P. Two-point Stokes vector diagnostic approach for characterization of optically anisotropic biological tissues // Journal of Physics D: Applied Physics. –2020.– 53.– 395401.
- [201] Dubolazov A. V. Stokes-correlometric differentiation of polarization-heterogeneous images of biological tissues and some legal aspects of the use of early diagnosis of diseases / Dubolazov A. V., Getmantseva, N. D.; Getmantsev, A. V.; Ushenko, Yu. O.; Gorsky, M. P.; Slyotov, M. M.; Zhytaryuk, V. G.; Penteleichuk, N. P. // SPIE Proc. –2020.–11369.– 113691W.
- [202] Dubolazov O. V. The complex degree of coherence of the laser images of blood plasma and the diagnostics of oncological changes of human tissues / Dubolazov, O. V., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. A., Sakhnovskiy, M. Y., Grygoryshyn, P. M., Pavlyukovich, N., Mamyrbayev, O. // CRC Press, 2018.– 185p.
- [203] Ellis J. Differentiation of globally unpolarized complex random fields / J. Ellis and A. Dogariu // J. Opt. Soc. Am. –2004.– A 21.– 988–993 .
- [204] Wolf E. Unified theory of coherence and polarization of random electromagnetic beams // Phys. Lett. A. – 2003. – Vol. 312. – P. 263-267.
- [205] Wolf E. Correlation-induced changes in the degree of polarization, the degree of coherence, and the spectrum of random electromagnetic beams on propagation // Opt. Lett. – 2003. – Vol. 28. – P. 1078-1080.
- [206] Wolff L. B. Polarization camera sensors / L. B. Wolff and A. G. Andreau // Image Vis. Comput. – 1995. – № 13 – P. 497-510.
- [207] Savenkov S. N. Mueller-matrix characterization of biological tissues // Polarimetric Detection, Characterization and Remote Sensing, edited by M. Mishchenko et al., Germany: Springer. – 2011. – P. 437-472.

- [208] Фізичні основи поляриметрії високої інформаційної здатності / Г. В. Бекетов, О. С. Климов, Є. А. Оберемок, І. Є. Матяш, С. П. Руденко, С. М. Савенков, А. В. Самойлов, Б. К. Сердега, Ю. В. Ушенін, Ю. М. Ширшов ; під ред. Б. К. Сердеги. – К.: НТУУ«КПІ», 2013. – 252 с.
- [209] Savenkov S. N. Mueller Matrix Polarimetry in Material Science // Springer. – 2013. – P. 1175-1253.
- [210] Polarized light propagation through scattering media: time-resolved Monte Carlo simulation and experiments / Xueding Wang, Lihong V. Wang, Chia-Wei Sun, Chin-Chung Yang // J. Biomed. Opt. – 2003. – V. 8. – P. 608-617.
- [211] Wang X. Monte Carlo model and single-scattering approximation of polarized light propagation in turbid media containing glucose / X. Wang, G. Yao, and L.-H. Wang // Appl. Opt. – 2002. – Vol. 41. – P. 792-801.
- [212] Jiao Shuliang. Depth-resolved two-dimensional Stokes vectors of backscattered light and Mueller matrices of biological tissue measured with optical coherence tomography / Shuliang Jiao, Gang Yao, and Lihong V. Wang // Appl. Opt. – 2000. – V. 39. – P. 6318-6324.
- [213] Ангельська А. О. Комплексний ступінь взаємної поляризації полів двопроренезаломлюючих матриць біологічних тканин: дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05 / А. О. Ангельська. – Чернівці, 2009. – 141 с.
- [214] Andreau A. G. Polarization imaging: principles and integrated polarimeters / A. G. Andreau and Z. K. Kalayjian // IEEE Sens. J. – 2002. – № 2 – P. 566-576.
- [215] Багатофункціональна поляризаційно-кореляційна мікроскопія та лазерна автофлуоресцентна поляриметрія оптично-анізотропних біологічних шарів [Текст] : автореф. дис. ... д-ра фіз.-мат. наук : 01.04.05 / Ушенко Юрій Олександрович ; Київ. нац. ун-т ім. Тараса Шевченка. - Київ, 2015. - 39 с. : табл., рис.
- [216] Gerrard A. Introduction to matrix methods in optics / A. Gerrard, J. M. Burch // New York : John Wiley & Sons, 1975. – 384p.

- [217] Баланецька В. О. Багатопараметрична Джонс-матрична мікроскопія плівок біологічних рідин людини у діагностиці та класифікації їхніх оптичних властивостей : дис. ... канд. фіз.-мат. наук: 01.04.05 / В. О. Баланецька. – Чернівці, – 2012. – 192 с.
- [218] Setälä T. Stokes parameters and polarization contrasts in Young's interference experiment/ Setälä T., Tervo J., Friberg A. T. //Optics letters. – 2006. – Т. 31. – №. 14. – С. 2208-2210.
- [219] Tervo J. et al. Two-point Stokes parameters: interpretation and properties //Optics Letters. – 2009. – Т. 34. – №. 20. – С. 3074-3076.
- [220] Mandel L. Optical Coherence and Quantum Optics / L. Mandel and E. Wolf // Cambridge U. Press, 1995. – 903p.
- [221] Brosseau C. Fundamentals of Polarized Light: A Statistical Optics Approach // Wiley, 1998. – 424 p.
- [222] Tervo J. Degree of coherence for electromagnetic fields / Jani Tervo, Tero Setälä, and Ari T. Friberg // Opt. Express.–2003.– 11.– 1137-1143.
- [223] Setälä T. Contrasts of Stokes parameters in Young's interference experiment and electromagnetic degree of coherence / Tero Setälä, Jani Tervo, and Ari T. Friberg // Opt. Lett.–2006.– 31.– 2669-2671.
- [224] Angelsky O. V. Complex degree of mutual polarization of biological tissue coherent images for the diagnostics of their physiological state / Angelsky, O. V., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. G. // Journal of Biomedical Optics. –2005.– 10(6).– 060502.
- [225] Ushenko Y. O. Complex degree of mutual anisotropy of biological liquid crystals nets / Ushenko Y. O., Tomka Y. Y., Misevitch I. Z., Istratyy V. V., Telenga, O. I. // Optical Engineering. –2011.– 50(3).– 039001.
- [226] Ushenko Y. G. Complex degree of mutual polarization for biological tissue coherent images / Ushenko, Y. G., Tomka, Y. Y.// SPIE Proc. – 2006.– 6254.– 62541Q.



- [227] 139. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія фазово-неоднорідних об'єктів і середовищ / О. Г. Ушенко. – Чернівці : Медакадемія, 2000. – 256 с.
- [228] Dubolazov O. V. Degree of local depolarization of laser radiation fields sorted by multi-layer birefringence networks of protein crystals / Dubolazov, O. V., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. A., Sakhnovskiy, M. Y., Grygoryyshyn, P. M., Pavlov, S. V., Shedreyeva, I. // SPIE Proc. –2018.–10808.– 108080N.
- [229] Ushenko V. A., Complex degree of mutual anisotropy of linear birefringence and optical activity of biological tissues in diagnostics of prostate cancer / Ushenko, V. A., & Gorsky, M. P. // Optics and Spectroscopy.–2013.– 115(2).– 290-297.
- [230] Ushenko Y. A. Spatial-frequency Fourier polarimetry of the complex degree of mutual anisotropy of linear and circular birefringence in the diagnostics of oncological changes in morphological structure of biological tissues / Ushenko Y. A., Gorskii M. P., Dubolazov A. V., Motrich A. V., Ushenko V. A., Sidor M. I. // Quantum Electronics. –2012.– 42(8).– 727.
- [231] Toshitaka K. Digital holographic three-dimensional Mueller matrix imaging / Kobata, Toshitaka, and Takanori Nomura // *Applied optics* .–2015.–54(17).– 5591-5596.
- [232] Takanori N. Mueller matrix imaging by use of digital holography / Nomura, Takanori, and Toshitaka Kobata // SPIE Proc.–2015.– 9618.
- [233] Matoba O. Three-dimensional polarimetric integral imaging / O. Matoba and B. Javidi // Opt. Lett.–2004.– 29.– 2375–2377.
- [234] Nomura T. Polarization imaging of a 3D object by use of on-axis phase-shifting digital holography / T. Nomura, B. Javidi, S. Murata, E. Nitani, and T. Numata // Opt. Lett.–2007.– 32.– 481–483.
- [235] Bodnar A. 3D Stokes correlometry of the polycrystalline structure of biological tissues / A. Bodnar, A. Dubolazov, A. Pavlyukovich, N. Pavlyukovich, A. Ushenko, A. Motrich, M. Gorsky, Yu. Tomka, V. Zhytaryuk // Proc. SPIE.– 2020.– 11509 115090V.

- [236] A. G. Ushenko, A. V. Dubolazov, O. Yu. Litvinenko, V. T. Bachinskiy, Lin Bin, Guo Bin, Chen Zhebo, "3D polarization correlometry of object fields of networks of biological crystals / A. G. Ushenko, A. V. Dubolazov, O. Yu. Litvinenko, V. T. Bachinskiy, Lin Bin, Guo Bin, Chen Zhebo// Proc. SPIE.–2020.– 11369.– 113691M.
- [237] Ushenko V. 3D Mueller-matrix diffusive tomography of polycrystalline blood films for cancer diagnosis / Ushenko V., Dubolazov A., et al.// *Photonics*.– 2018.– 5(4).–54.
- [238] Ushenko A. G. Digital Holography Reconstruction for 3D Muller-Matrix Imaging of Phase-Inhomogeneous Objects / A. G. Ushenko, A. V. Dubolazov, Y. A. Ushenko, M. Y. Sakhnovskiy, and V. A. Ushenko// *Imaging and Applied Optics 2018 (3D, AO, AIO, COSI, DH, IS, LACSEA, LS&C, MATH, pcAOP)*, OSA Technical Digest (Optical Society of America, 2018).–2018.– paper JW4A.28.
- [239] Peyvasteh M., 3D Mueller-matrix-based azimuthal invariant tomography of polycrystalline structure within benign and malignant soft-tissue tumours / Peyvasteh M., Tryfonyuk L., Ushenko V., Syvokorovskaya A. V., Dubolazov A., Vanchulyak O., Meglinski I. // *Laser Physics Letters*.–2020.– 17(11).– 115606.
- [240] Bachinskiy V. *Laser Polarimetry of Biological Tissues and Fluids* / Bachinskiy V, Boychuk T and Ushenko A// Riga: Lap Lambert Academic Publishing.–2018.–204p.
- [241] Ushenko A. G. Polarization introscopy of phase-inhomogeneous layers // *Proc SPIE*. – 2002. – Vol. 4900. – P. 1323-1326.
- [242] Ghosh N. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications and outlook / Ghosh N. and Vitkin I. A. // *J. Biomed. Opt.* –2011.–16.– 110801.
- [243] Deng Y. Characterization of backscattering Mueller matrix patterns of highly scattering media with triple scattering assumption / Deng Y., Zeng S., Lu Q., Zhu D. Luo Q.// *Opt. Express*.–2007.– 15.– 9672–80.

- [244] Ушенко А. Г. Поляризационная структура биоспектров и деполяризация лазерного излучения // *Опт.и спектр.* – 2000. – Т. 89, № 4. – С. 651-654.
- [245] Jacques S. L. Polarized light imaging of biological tissues // *Handbook of Biomedical Optics* / ed. D Boas, C Pitris and N Ramanujam // Boca Raton, FL: CRC Press.–2011.– pp 649–69 .
- [246] Ghosh N. Polarized light assessment of complex turbid media such as biological tissues using Mueller matrix decomposition, Chapter 9/ Ghosh N, Wood M and Vitkin A// *Handbook of Photonics for Biomedical Science*, ed. V V Tuchin (London: Taylor and Francis Publishing).–2010.– pp 253–82.
- [247] Dubolazov A. V. Polarization metrology of Mueller matrices images of biological tissues phase – inhomogeneous layers / A. V. Dubolazov, O. Yu.Telenga, A. O. Karachevtcev // *Proc. SPIE.* – 2009. – Vol. 7388. – P. 73881F.
- [248] Унгурян В. П. Методи поляризаційної та фазової діагностики патологічних змін біологічних тканин / В. П. Унгурян, Ю. О. Ушенко, Л. І. Бізер // *Монографія.* – Чернівці : ЧНУ. – 2009. – 247 с.
- [249] Карачевцев А. О. Фур'є-стоксполяриметрія полів лінійно та циркулярно двопрпоменезаломлюючих протеїнових мереж : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 “Оптика, лазерна фізика” / А. О. Карачевцев. – Чернівці, 2012. – 20 с.
- [250] Дуболазов О. В. Трансформація амплітудно-фазових параметрів лазерного випромінювання полікристалічними мережами плазми крові. Статистичний та локальний підходи : автореф. дис. на здобуття наук. ступеня канд. фіз.-мат. наук : спец. 01.04.05 “Оптика, лазерна фізика” / О. В. Дуболазов ; Чернів. нац. ун-т ім. Ю.Федьковича. — Чернівці, 2010. – 20 с.
- [251] Dubolazov O.V. Laser Müller matrix diagnostics of changes in the optical anisotropy of biological tissues / A.G. Ushenko, A.V. Dubolazov, Y.A. Ushenko, M.Yu. Sakhnovskiy, P.M. Grygoryshyn, N. Pavlyukovich, O.V. Pavlyukovich, V.T. Bachynskiy, S.V. Pavlov, R. Dzierzak, O. Mamyrbayev // *Information*

Technology in Medical Diagnostics II / Wójcik W. (Ed.), Pavlov S. (Ed.), Kalimoldayev M. (Ed.). – London: CRC Press 2019, – Chapter 23. – P.199-209.

[252] Dubolazov A.V. Laser polarimetry of biological tissues and fluids. Chapter 5. 2D-3D polarization tomography of anisotropic structures of biological layers / V.T. Bachinskyi, T.M. Boychuk, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, A.V. Dubolazov et.al. / LAP Lambert Academic Publishers 2018, – 252 p. ISBN: 978-613-9-88665-4.

[253] Dubolazov A.V. Laser polarimetry of biological tissues and fluids Chapter 7. 3D methods of Mueller-matrix polarimetry of optically anisotropic biological layers / Victor Bachinskyi, Lilia Trifonyuk, Oleg Wanchuliak, Alexander Ushenko, Alexander Dubolazov et.al. // LAP Lambert Academic Publishers 2020, – 272 p. ISBN: 978-620-2-66720-3.

[254] Dubolazov A.V. Laser polarimetry of biological tissues and fluids Chapter 8. Information methods and systems of polarization correlometry of optically anisotropic biological crystals / Natalia Pavlukovitch, Olexander Pavlukovitch, Ivan Savka, Yuriy Ushenko, Alexander Dubolazov, Alexander Ushenko et. al. // LAP Lambert Academic Publishers 2020, – 440 p. ISBN: 978-620-2-66986-3.

[255] Dubolazov O.V. Mueller matrix images of polycrystalline films of human biological fluids / Ushenko A.G., Pashkovskaya N.V., Dubolazov O.V., Ushenko Y.A., Marchuk Y.F., Ushenko V.A. // Romanian Reports in Physics. – 2015. – №67. – C. 1467–1479.

[256] Dubolazov O.V. Statistical and fractal analyses of autofluorescence of myocardium tissue images in diagnostics of acute coronary insufficiency / O.V.Dubolazov, M.I. Sidor, A.O. Karachevtsev // Semiconductor physics, Quantum electronics and Optoelectronics. – 2015. – V.18(N.2). – P. 152-157.

[257] Dubolazov O.V. Polarization-phase images of liquor polycrystalline films in determining time of death / Garazdyuk M.S., Bachinskyi V.T., Vanchulyak O.Ya., Ushenko A.G., Dubolazov O.V., Gorsky M.P. // Applied Optics. – 2016. - 55 (12). - B67-B71.

- [258] Dubolazov A.V. Birefringence images of polycrystalline films of human urine in early diagnostics of kidney pathology / Dubolazov A.V., Pashkovskaya N.V., Ushenko Yu.A., Marchuk Yu.F., Ushenko V.A., Novakovskaya O.Yu. // *Applied Optics*. – 2016. - 55 (12). - B85 - B90.
- [259] Dubolazov A.V. Jones-matrix mapping of complex degree of mutual anisotropy of birefringent protein networks during the differentiation of myocardium necrotic changes / Ushenko Yu.A., Bachynsky V.T., Vanchulyak O.Ya., Dubolazov A.V., Garazdyuk M.S., Ushenko V.A. // *Applied Optics*. – 2016. – 55 (12). – B113-B119.
- [260] Dubolazov O.V., Fourier polarimetry of human skin in the tasks of differentiation of benign and malignant formations / Ushenko A.G., Dubolazov O.V., Ushenko V.A., Novakovskaya O.Yu., Olar O.V. // *Applied Optics*. – 2016. - 55 (12). – B56-B60.
- [261] Dubolazov A.V. Polarization-dependent laser autofluorescence of the polycrystalline networks of blood plasma films in the task of liver pathology differentiation / Prysyzhnyuk V.P., Ushenko Yu.A., Dubolazov A.V., Ushenko A.G., Ushenko V.A. // *Applied Optics*. – 2016. – 55 (12). - B126-B132.
- [262] Dubolazov O.V. Mueller-matrix of laser-induced autofluorescence of polycrystalline films of dried peritoneal fluid in diagnostics of endometriosis / Ushenko Y.A., Koval G.D., Ushenko A.G., Dubolazov O.V., Ushenko V.A., Novakovskaia O.Y. // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – 21 (7). - 071116.
- [263] Dubolazov A.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 / Ushenko A.G., Dubolazov A.V., Ushenko V.A., Novakovskaya O.Y. // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – 21 (7). – 071110.
- [264] Dubolazov O.V. Diagnostic possibilities of the method of mapping laser polarization distribution ellipticity of microscopic images of polycrystalline films of blood plasma in definition of liver diseases / Prysyzhnyuk V. P., Ushenko O. G., Dubolazov O. V. // *Одеський медичний журнал*. – 2016. – 1 (153). – 20-25.

- [265] Dubolazov O. Complementary analysis of Mueller-matrix images of optically anisotropic highly scattering biological tissues / Borovkova M., Peyvasteh M., Dubolazov O., Ushenko Y., Ushenko V., Bykov A., Deby S., Rehbinder J., Novikova T., Meglinski I. // *Journal of the European Optical Society*. – 2018. - 14 (1). - 20.
- [266] Dubolazov A. 3D Mueller-matrix diffusive tomography of polycrystalline blood films for cancer diagnosis / Ushenko V., Sdobnov A., Syvokorovskaya A., Dubolazov A., Vanchulyak O., Ushenko A., Ushenko Y., Gorsky M., Sidor M., Bykov A., Meglinski I. // *Photonics*. – 2018. - 5 (4). – № 54.
- [267] Dubolazov A. 2D-Mueller-matrix tomography of optically anisotropic polycrystalline networks of biological tissues histological sections / Trifonyuk L., Baranowski W., Ushenko V., Olar O., Dubolazov A., Ushenko Y., Bodnar B., Vanchulyak O., Kushnerik L., Sakhnovskiy M. // *Opto-electronics Review*. – 2018. – 26 (3). - 252-259.
- [268] Dubolazov A.V. Mapping of polycrystalline films of biological fluids utilizing the Jones-matrix formalism / Ushenko V.A., Dubolazov A.V., Pidkamin L.Y., Sakchnovsky M.Y., Bodnar A.B., Ushenko Y.A., Ushenko A.G., Bykov A., Meglinski I. // *Laser Physics*. – 2018. – 28 (2). – 025602.
- [269] Dubolazov A. Differential Mueller matrix imaging of partially depolarizing optically anisotropic biological tissues / Trifonyuk L., Sdobnov A., Baranowski W., Ushenko V., Olar O., Dubolazov A., Pidkamin L., Sidor M., Vanchuliak O., Motrich A., Gorsky M., Meglinski I. // *Lasers in Medical Science*. – 2020. – 35(4). – 877-891.
- [270] Dubolazov O.V. Multifunctional polarization tomography of birefringence networks of biological crystals / O.V. Dubolazov, O.I. Olar, D.M. Burkovets // *Semiconductor Physics Quantum Electronics & Optoelectronics*. — 2015. — T. 18, № 1. — C. 170-174.
- [271] Dubolazov O. Mueller-matrix-based polarization imaging and quantitative assessment of optically anisotropic polycrystalline networks / Borovkova M.,

Trifonyuk L., Ushenko V., Dubolazov O., Vanchulyak O., Bodnar G., Ushenko Y., Olar O., Ushenko O., Sakhnovskiy M., Bykov A., Meglinski I. // PLoS ONE. – 2019. - 14 (5). – № e0214494.

[272] Dubolazov A.V. Biomedical applications of Jones-matrix tomography to polycrystalline films of biological fluids / Ushenko V.A., Sdobnov A.Y., Mishalov W.D., Dubolazov A.V., Olar O.V., Bachinskyi V.T., Ushenko A.G., Ushenko Y.A., Wanchuliak O.Y., Meglinski I. // Journal of Innovative Optical Health Sciences. – 2019. – 12 (6). – № 1950017.

[273] Dubolazov O. V. Поляризаційно-інтерференційне картографування мереж в полікристалічних дифузних біологічних тканинах / Olar O. V., Ushenko V. O., Sakhnovsky M. Y., Ushenko Y. O., Dubolazov O. V., Ushenko O. G. // Біофізичний вісник. – 2019. – 41. – 41-51.

[274] Dubolazov O.V. Azimuthally invariant laser polarimetry of polycrystalline smears of biological liquids / Yu.O. Ushenko, O.V. Dubolazov, A.V. Motrich, G.B. Bodnar // Semiconductor Physics Quantum Electronics & Optoelectronics. – 2015. – Т. 18, № 1. – С. 158-163.

[275] Dubolazov A. Two-point Stokes vector diagnostic approach for characterization of optically anisotropic biological tissues / Peyvasteh M., Dubolazov A., Popov A., Ushenko A., Ushenko Y., Meglinski I. // Journal of Physics D: Applied Physics. – 2020. – 53 (39). - 395401.

[276] Dubolazov A. 3D Mueller-matrix-based azimuthal invariant tomography of polycrystalline structure within benign and malignant soft-tissue tumours / Peyvasteh M., Tryfonyuk L., Ushenko V., Syvokorovskaya A. V., Dubolazov A., Vanchulyak O., Tomka Y. // Laser Physics Letters. – 2020. – 17(11).– 115606.

[277] Dubolazov O.V. Polarization-correlation microscopy of human liquid polycrystalline films in infertility diagnosis / Ushenko, V.A., Prisyazhnyuk, V.P., Dubolazov, O.V., Karachevtsev, A.O., Olar, O.I., Olar, O.V., Marchuk, Y.F., Savich, V.O. // Proc. SPIE. – 2015. – 9599. – 959922.

- [278] Dubolazov O.V. Methods and means of 3D diffuse Mueller-matrix tomography of depolarizing optically anisotropic biological layers / Dubolazov O.V., Ushenko V.O., Trifoniuk L., Ushenko Y.O., Zhytaryuk V.G., Prydiy O.G., Grytsyuk M., Kushnerik L., Meglinskiy I. // Proc. SPIE. – 2017. – 10396. – 103962P.
- [279] Dubolazov O.V. New opportunities of differential diagnosis of biological tissues polycrystalline structure using methods of Stokes correlometry mapping of polarization inhomogeneous images / Trifonyuk L., Dubolazov O.V., Ushenko Y.O., Zhytaryuk V.G., Prydiy O.G., Grytsyuk M., Kushnerik L., Meglinskiy I., Savka I.G., // Proc. SPIE. – 2017. – 10396. - 103962R.
- [280] Dubolazov O.V., Two-point Stokes vector parameters of object field for diagnosis and differentiation of optically anisotropic biological tissues / Dubolazov O.V., Trifonyuk L., Marchuk Y., Ushenko Y.O., Zhytaryuk V.G., Prydiy O.G., Kushnerik L., Meglinskiy I. // Proc. SPIE. – 2017. – 10352. – 103520V.
- [281] Dubolazov O.V. Polarization-interference mapping of biological fluids polycrystalline films in differentiation of weak changes of optical anisotropy / Ushenko V.O., Vanchuliak O., Sakhnovskiy M.Y., Dubolazov O.V., Grygoryshyn P., Soltys I.V., Olar O.V., Antoniv A. // Proc. SPIE. – 2017. – 10396. - 103962O.
- [282] Dubolazov O. Fractal analysis of patterns for birefringence biological tissues in the diagnostics of pathological and necrotic states / Pavlyukovich O., Pavlyukovich N., Ushenko Y., Galochkin O., Sakhnovskiy M., Kovalchuk M., Dovgun A., Golub S., Dubolazov O. // Proc. SPIE. - 2019. – 11105. - 1110518.
- [283] Dubolazov O. Stokes-correlometry of polycrystalline films of biological fluids in the early diagnostics of system pathologies / Vanchulyak O., Ushenko O., Zhytaryuk V., Dvorjak V., Pavlyukovich O., Dubolazov O., Pavlyukovich N., Penteleichuk N.P. // Proc. SPIE. – 2019. – 11105. - 1110519.
- [284] Dubolazov A.V. Polarization tomography of synovial fluids polycrystalline layers / Protsiuk V.V., Vasiyk V.L., Vasylichshyn Y.M., Ushenko O.G.,



Shaplavskiy M.V., Bodnar O.B., Dubolazov A.V., Ushenko Y.O., Tomka Y.Y. // IFMBE Proc. Springer. – 2020. – 77. – 497-501.

[285] Dubolazov A. Azimuthally invariant Mueller-matrix tomography of the distribution of phase and amplitude anisotropy of biological tissues / A. Gutsul, V. Ushenko, I. Soltys, M. Shaplavsky, S. Sokolnyuk, A. Dubolazov, A. Ushenko, A. Motrich, R. Besaga // Proc. SPIE 11510, Applications of Digital Image Processing XLIII. – 2020. – 115102.– №115102S.

[286] A. V. Dubolazov. Analytical modeling of polarization transformation of laser radiation of various spectral ranges by birefringent structures / A. V. Motrich, A. V. Dubolazov, O. G. Ushenko // Proc. SPIE. – 2020. – 11105. – 111051A.

[287] Dubolazov A.V. Stokes-correlometric differentiation of polarization-heterogeneous images of biological tissues and some legal aspects of the use of early diagnosis of diseases / Dubolazov A.V., Getmantseva N.D., Getmantsev A.V., Ushenko Y.O., Gorsky M.P., Slyotov M.M., Zhytaryuk V.G., Penteleichuk N.P. // Proc. SPIE. – 2020. – 11369. – № 113691W.

[288] Dubolazov A. Polarization-interference mapping of the distributions of the parameters of the Stokes vector of the object field of a biological optically anisotropic layer / Dubolazov A., Ushenko V., Litvinenko O., Bachinskiy V., Petrushak A., Karachevtsev A., Kovalchuk M.L. // Proc. SPIE. – 2020. – 11369. – № 113691N.

[289] Dubolazov A.V. 3D polarization correlometry of object fields of networks of biological crystals / Ushenko A.G., Dubolazov A.V., Litvinenko O.Y., Bachinskiy V.T., Bin L., Bin G., Zhebo C. // Proc. SPIE. – 2020. – 11369. – № 113691M.

[290] Dubolazov A.V. Spatial-frequency polarimetry in diagnostics of pathological changes in biological objects / A.V. Dubolazov, V.O. Ushenko, O.V. Olar, I.V. Soltys // Abstract of 3rd International Conference on Health Technology Management (ICHTM-2016), 6-7 October, 2016 Chisinau, Moldova. P.53.

[291] Dubolazov A.V. Complex degree of mutual coherence of biological liquids / V. A. Ushenko, A. V. Dubolazov, A. G. Ushenko, O. V. Olar // Abstract of VIII International Conference for Professionals and Young Scientists LOW TEMPERATURE PHYSICS, 2017, Kharkiv, Ukraine. P.165.

[292] Дуболазов О.В. ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ГОЛОГРАФІЧНА СИСТЕМА 3D МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЇ ТОМОГРАФІЇ / Ушенко О.Г., Житарюк В.Г., Сідор М.І., Ванчуляк О.Я., Сльотов М.М., Махній В.П., Ушенко Ю.О., Дуболазов О.В. // Abstract of VIII International Conference on Optoelectronic Information Technologies PHOTONICS-ODS 2018, VNTU, Vinnytsia, Ukraine. С. 109.

[293] Пат. 134221 Україна: МПК А61В 5/00, G01N 33/00. Спосіб 3D цифрової голографічної діагностики альбумінурії / Ушенко О.Г.; Ушенко Ю.О.; Ушенко В.О.; Дуболазов О.В.; Григоришин П.М.; Сахновський М.Ю.; Мотрич А.В.; заявник і патентовласник Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича. – № u2018 11638; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.

[294] Пат. 145300 Україна, МПК (2006) G01N 33/00, G01J 4/00, А61В 5/00. Спосіб поляризаційно-кореляційного картографування оптичної анізотропії гістологічних зрізів тканини мозку / Гарздюк М.С.; Бачинський В.Т.; Ванчуляк О.Я.; Ушенко О.Г.; Ушенко Ю.О.; Дуболазов О.В.; Томка Ю.Я.; Мотрич А.В.; заявник і патентовласник Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича. – № u2020 04520 25.11.2020, заявл. 20.07.2020; опубл. бюл. № 22.

[295] Пат. 134217 Україна: МПК А61В 5/00, G01N 33/00 Спосіб поляризаційно - фазового відтворення розподілів двопротенезаломлення біологічних шарів / Ушенко О. Г. ; Ушенко Ю. О.; Ушенко В. О.; Дуболазов О.В.; Григоришин П. М.; Сахновський М. Ю.; Мотрич А. В.; заявник і патентовласник Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича. – № u201811596; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.

[296] Пат. : 134215 Україна: МПК А61В 5/00, G01N 33/00. Спосіб кореляційної стокс-поляриметрії мікроскопічних зображень біологічних шарів / Ушенко О. Г.; Ушенко Ю. О. ; Ушенко В. О.; Дуболазов О. В.; Григоришин П. М.; Сахновський М. Ю.; Мотрич А. В.; заявник і патентовласник Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича. – № u2018 11592; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.

[297] Пат. 134214 Україна: МПК А61В 5/00, G01N 33/00, G01J 4/00. Спосіб 3D Мюллер-матричної діагностики і диференціації жовчнокам'яної хвороби на фоні некаменевого холециститу і цукрового діабету II типу / Ушенко О. Г.; Ушенко Ю. О.; Ушенко В. О.; Дуболазов О. В.; Григоришин П. М.; Сахновський М. Ю.; Мотрич А. В.; заявник і патентовласник Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича. – № u2018 11579; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.

[298] Пат. 134210 Україна: МПК А61В 5/00, G01N 33/00. № u2018 11575 Спосіб 3D цифрового голографічного відтворення розподілів двопронезаломлення біологічних шарів / Ушенко О. Г.; Ушенко Ю. О.; Ушенко В. О.; Дуболазов О. В. ; Григоришин П. М.; Сахновський М. Ю.; Мотрич А. В.; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.

[299] Пат. 134199 Україна: МПК G01N 33/48, G01N 21/21. № u2018 11339 Спосіб масштабно-селективного поляризаційно – кореляційного картографування оптичної анізотропії полікристалічних плівок плазми крові / Ушенко О. Г.; Ушенко Ю. О.; Ушенко В. О.; Дуболазов О. В.; Сідор М. І.; Григоришин П. М.; Сахновський М. Ю.; Солтис І. В.; Бачинський В. Т.; Сивокоровська А.-В. С.; Підкамінь Л. Й.; заявл. 26.11.2018; опубл. 10.05.2019, бюл. № 9.