

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА

Кваліфікаційна наукова праця
на правах рукопису

ГОРСЬКИЙ МИХАЙЛО ПЕТРОВИЧ

УДК 535.361; 535.555

ДИСЕРТАЦІЯ

**ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВА СТРУКТУРНІСТЬ
ЛАЗЕРНИХ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ І ДІАГНОСТИКА
ОПТИЧНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ
СКЛАДОВОЇ ФАЗОВО-НЕОДНОРІДНИХ 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**

_____ М.П. Горський

Чернівці – 2025

АНОТАЦІЯ

Горський М.П. Поляризаційно-фазова структурність лазерних об'єктних полів і діагностика оптичної анізотропії полікристалічної складової фазово-неоднорідних 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, 2024.

У дисертації розроблено і фізично обґрунтовано комплекс новітніх, логічно взаємопов'язаних лазерних методів багатопараметричного кореляційного, поляризаційного та поляризаційно-інтерференційного детектування об'єктних полів фазово-неоднорідних шарів з оптично анізотропною полікристалічною архітектонікою. Він забезпечує можливість відтворення та фазової селекції мап азимута і еліптичності парціальних компонент поляризаційно-неоднорідного поля, які сформовані актами розсіювання різної кратності. Це дозволяє зменшити спотворюючий вплив деполаризації і виділити парціальні поляризаційні мапи компонент поля з низькою або одиничною кратністю світлорозсіювання. Удосконалено математичну модель опису розсіювання когерентного випромінювання цементним тістом у процесі гідратації. Показано, що заміна ансамблю цементних часток випадкової форми та відповідного розподілу на сферичні частки еквівалентного діаметру в рамках такого самого розподілу не веде до спотворення результатів. Показано що флуктуації розподілу змодельованого спекл-поля отриманого за рахунок дифракції когерентного випромінювання на ансамблі сферичних часток пов'язані з перебігом основних етапів процесу формування полікристалічних структур. Відповідні етапи змодельовані шляхом зміни в часі розмірів розсіюючих частинок та їх відносного показника заломлення, що які моделюють утворення насиченого розчину кристалогідратів і його подальшою кристалізацією. У наближенні лінійного та циркулярного двопротинезаломлення біологічного фазово-неоднорідного шару розроблено аналітичну модель і установлені фізичні закономірності процесів формування

поляризаційної структури (мап азимута й еліптичності) однократно та багатократно розсіяних складових об'єктного поля фазово-неоднорідних шарів з різною ієрархією (фібрилярна і паренхіматозна) полікристалічної архітекτονіки. У рамках статистичного аналізу результатів поляризаційної інтерферометрії мап азимута поляризації біологічних тканин встановлено значні інтервали зміни величини центральних статистичних моментів, які характеризують мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень біологічних шарів - у межах від 3 до 20 разів. Аналогічні дослідження мап еліптичності поляризації виявили перевагу величини статистичних моментів 3-го та 4-го порядків, які відповідають асиметрії та ексцесу координатних розподілів величини еліптичності поляризації над середнім і дисперсією. Продемонстровано залежність їх величини від стану поляризації зондуємого лазерного випромінювання – в межах – від 3 до 10 разів. Одержані результати покладено в основу методології діагностичного застосування методів вектор-параметричного і поляризаційно-інтерференційного картографування біологічних шарів для диференціальної діагностики некротичних і патологічних змін тканин органів людини: міокард – “ішемічна хвороба серця (ІХС) – гостра коронарна недостатність (ГКН)”; матка – “доброякісні (міома) – злоякісні (карцинома)” пухлини; простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”. Для всіх типів патології встановлено найбільш чутливі до змін мап азимута й еліптичності поляризації статистичні моменти 3-го і 4-го порядків. Виявлено наступні максимальні рівні точності диференціальної діагностики патологічних станів біологічних тканин: міокард - відмінний 95,8%; матка - дуже добрий 92,8%; простата – добрий 88,5%. Досліджена ефективність вейвлет-аналізу поляризаційно-фазових мап азимута й еліптичності поляризації зображень біологічних тканин. У рамках статистичного аналізу виявлені діагностичні рівні максимальної точності диференціації різних патологічних станів: міокард – “ІХС - ГКН” - відмінний рівень 100%; легенева тканина – “астма – фіброз” - відмінний рівень 100%;

простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона” - відмінний 96,7%-100% рівень точності.

Ключові слова: лазер, фаза, поляризація, інтерференція, голографія, фазово-неоднорідний шар, оптична анізотропія, двопроменезаломлення, спекл, мапи азимута й еліптичності, гістологічні зрізи біологічних тканин, патологія, кореляційна функція, статистичний аналіз, вейвлет-аналіз, збалансована точність.

SUMMARY

Gorsky M.P. Polarization-phase structure of laser object fields and polycrystal-line component optical anisotropy diagnostics of phase-inhomogeneous layers. Manuscript.

Thesis for a doctoral scientific degree in Physics and Mathematics on speciality 01.04.05. – Optics, Laser Physics. – Yuriy Fedkovich Chernivtsi National University, - Chernivtsi, 2024.

In the dissertation, a complex of the latest, logically interconnected laser methods of multiparameter correlation, polarization and polarization-interference detection of object fields of phase-inhomogeneous layers with optically anisotropic polycrystalline architecture was developed and physically substantiated. This provides the possibility of reproducing and phase selection of maps of azimuth and ellipticity of partial components of the polarization-inhomogeneous field, which are formed by scattering acts of different multiplicity. This allows to reduce the distorting effect of depolarization and to select partial polarization maps of field components with low or unit multiplicity of light scattering. The mathematical model describing the scattering of coherent radiation by cement paste during

hydration has been improved. It has been shown that replacing an ensemble of randomly shaped cement particles with a corresponding distribution by spherical particles of an equivalent diameter within the same distribution does not distort the results. It has also been demonstrated that fluctuations in the distribution of the simulated speckle field, obtained due to the diffraction of coherent radiation on the ensemble of spheres, are associated with the main stages of the formation of polycrystalline structures. These stages have been modeled by varying the size of the scattering particles over time and their relative refractive index, which simulate the formation of a saturated crystallohydrate solution and its subsequent crystallization. In the approximation of linear and circular birefringence of a biological phase-inhomogeneous layer, an analytical model was developed and the physical regularities of the formation processes of the polarization structure (azimuth and ellipticity maps) of single and multiple scattered components of the object field of phase-inhomogeneous layers with different hierarchies (fibrillar and parenchymatous) of polycrystalline architects. As part of the statistical analysis of the results of polarization interferometry of the polarization azimuth maps of biological tissues, significant intervals of change in the value of the central statistical moments that characterize the polarization azimuth maps of microscopic images of biological layers have been established - within 3 to 20 times. Analogous studies of polarization ellipticity maps revealed the advantage of 3rd and 4th order statistical moments, which characterize the asymmetry and excess of coordinate distributions of polarization ellipticity values over the mean and variance. The dependence of their value on the state of polarization of the probing laser radiation has been demonstrated - in the range of 3 to 10 times. The obtained results form the basis of the methodology of the diagnostic application of the methods of vector-parametric and polarization-interference mapping of biological layers for the differential diagnosis of necrotic and pathological changes in tissues of human organs: myocardium - "ischemic heart disease (CHD) - acute coronary insufficiency (ACF)"; uterus - "benign (myoma) - malignant (carcinoma)" tumors; prostate - "malignant tumors (adenocarcinoma) with different (medium, 3+4 and low 4+4)

degrees of differentiation according to the Gleason scale." For all types of pathology, statistical moments of the 3rd and 4th orders most sensitive to changes in the azimuth maps and polarization ellipticity were established. The following maximum levels of accuracy of differential diagnosis of pathological conditions of biological tissues were revealed: myocardium - excellent 95.8%; uterus - very good 92.8%; prostate - a good 88.5%. The effectiveness of wavelet analysis of polarization-phase maps of azimuth and ellipticity of polarization of images of biological tissues was investigated. As part of the statistical analysis, the diagnostic levels of the maximum accuracy of differentiation of various pathological conditions were found: myocardium - "ICH - GKN" - an excellent level of 100%; lung tissue - "asthma - fibrosis" - excellent level 100%; prostate - "malignant tumors (adenocarcinoma) with different (medium, 3+4 and low 4+4) degrees of differentiation according to the Gleason scale" - an excellent 96.7%-100% level of accuracy.

Key words: laser, phase, polarization, interference, holography, phase-inhomogeneous layer, optical anisotropy, two-beam attenuation, speckle, azimuth and ellipticity maps, histological sections of biological tissues, pathology, correlation function, statistical analysis, wavelet analysis, balanced accuracy.

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Gorsky M.P. Dynamic coherent light scattering by the cement with carbon nanotubes during hydration process / Gorsky, M.P., Maksimyak, P.P. // Proc. SPIE. – 2018. – 10719. - 107192W.
2. Gorsky M.P. Optical sizing of cement particles / Gorsky, M.P., Maksimyak, P.P. // Optica Applicata – 2017. – 47 (4) - 511-519.
3. Gorsky M.P. Application of speckle-field images processing for concrete hardening diagnostics / Gorsky, M.P., Maksimyak, P.P. // Semiconductor physics, Quantum electronics and Optoelectronics. – 2015. – V.18(N.2). – P. 152-157.

4. Gorsky M.P. Additional approaches to solving the phase problem in optic / Zenkova, C.Yu., Gorsky, M.P., Ryabiy, P.A., Angelskaya, A.O. // *Applied Optics*. – 2016. - 55 (12). - B78-B84.
5. Gorsky M.P. 2D Hilbert transform for phase retrieval of speckle fields / Gorsky, M.P., Ryabiy, P.A., Ivanskyi, D.I. // *Proc. SPIE*. – 2016. - 9970. - 99701N.
6. Gorsky M.P. Pseudo-phase mapping of speckle fields using 2D Hilbert transformation / Zenkova, C.Y., Gorsky, M.P., Ryabiy, P.A. // *Optica Applicata*. – 2016. – 46 (1). – 153-162.
7. Gorsky M.P., Methods and means of Fourier-Stokes polarimetry and the spatial frequency filtering of phase anisotropy manifestations / Novakovskaya, O.Yu., Ushenko, A.G., Dubolazov, A.V., Ushenko, V.A., Ushenko, Yu.A., Sakhnovskiy, M.Yu., Soltys, I.V., Zhytaryuk, V.H., Olar, O.V., Sidor, M., Gorsky, M.P. // *Proc. SPIE*. – 2016. - 10010. – 100100L.
8. Gorsky M.P. Phase retrieval of speckle fields based on 2D Hilbert transform / Zenkova, C.Y., Gorsky, M.P., Ryabyj, P.A. // *Optical Memory and Neural Networks (Information Optics)*. – 2015. – 24 (4). - 303-308.
9. Gorsky M.P. Optical correlation technique for cement particle size measurements / Gorsky, M.P., Maksimyak, P.P. // *Proc. SPIE*. – 2015. – 9809. - 980912.
10. Gorsky M.P. The phase problem solving by the use of optical correlation algorithm for reconstructing phase skeleton of complex optical fields / Zenkova, C.Yu., Gorsky, M.P., Ryabiy, P.A. // *Proc. SPIE*. – 2015. – 9258. – 92582B.
11. Gorsky M.P. Methods of restoring spatial phase distribution of complex optical fields in the approximation of singular optics / Zenkova, C.Y., Gorsky, M.P., Riabiy, P.A. // *Romanian Reports in Physics*. – 2015. – 67 (4). – 1401-1411.
12. Gorsky M.P. Different approaches to phase restoration of distant complex optical fields / Zenkova, C.Yu., Gorsky, M.P., Ryabiy, P.A., Gruia, I. // *Optica Applicata*. – 2015. - 45 (2). - 139-150.
13. Gorsky M.P., Cement hydration investigation by method of piezoelectric photoacoustics / Gorsky, M.P., Maksimyak, P.P. // *Applied Optics*. – 2014. – 53(10). – B159-B166.

14. Gorsky M.P. Optical correlation algorithm for reconstructing phase skeleton of complex optical fields for solving the phase problem / Angelsky, O.V., Gorsky, M.P., Hanson, S.G., Lukin, V.P., Mokhun, I.I., Polyanskii, P.V., Ryabiy, P.A. // Optics Express. –2014. – 22 (5). - 6186-6193.
15. Gorsky M.P. 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.
16. M.Gorsky Polarization-interference mapping of polycrystalline blood plasma films in the differential diagnosis of malignant prostate tumors/ L.Tryfonyuk, T.Shcheglovska, O.Bakun, G.Maksymjak, I.Soltys, M.Gorsky, O.Dubolazov, Y.Ushenko, O.Ushenko//European Urology Open Science. –2022.–11. – S25
17. Gorsky, M.P. Photoacoustic investigations of cement hydration process / Gorsky, M.P., Maksimyak, A.P. // Proc. SPIE. – 2013. – 9066. – 90661I.
18. Gorsky, M.P. Statistic analysis of topological transformation of birefringent structure matrix images of biological tissues / Karachevtsev, A.O., Gorsky, M.P. // Proc. SPIE. – 2012. – 8498. – 84980V.
19. Gorsky, M.P. Laser-radiation scattering by cement in the process of hydration: Simulation of the dynamics and experiment / Gorsky, M.P., Maksimyak, P.P., Maksimyak, A.P. // Applied Optics. – 2012. – 51 (10). – C208-C214.
20. Gorsky, M.P. Fourier-Stokes polarimetry of laser radiation scattered fields for diagnostics of dystrophic changes of biological tissues histological sections / Gorsky, M.P., Kushneryk, L.Y., Tryphonyuk, L.Y., Sidor, M. // Applied Optics. – 2012. – 51 (10). – C170-C175.
21. Gorsky, Mykhaylo P. Dynamic coherent light scattering during consolidation of polycrystalline structure with short carbon fibers / Gorsky, Mykhaylo P; Maksimyak, Peter P; // Proc. SPIE. - 2019. – 11136. - 1113611.
22. Gorsky, Mykhaylo P. Fourier analysis of speckle fields / Gorsky, Mykhaylo P // Proc. SPIE. - 2020. – 1136. - 113690B.
23. Gorsky, MP. Muller-matrix images of fluctuations of optical anisotropy parameters of biological diffusion layers / Ushenko, Yu A; Gorsky, MP; Tomka,

- Yu Ya; Sokolnuik, SO; Wanchuliak, O Ya; Kushnerik, L Yu; Golub, S; Besaga, R // Proc. SPIE. - 2018. – 10977. - 109773Z.
- 24.M. Gorsky Mueller-matrix microscopy of diffuse layers of polyvinyl acetate with digital holographic reconstruction of layer-by-layer depolarization maps / Jun Zheng, Zhebo Chen, O.G. Ushenko, O. Dubolazov, O. Olar, M. Gavriyak, I. Soltys, Ch. Felde, M. Gorsky, N. Horodynska, O. Arkhelyuk, O. Konovchuk // Proc. SPIE. – 2021. – 12126. - 121262F.
- 25.M. P. Gorsky. Polarization singularity analysis of Mueller-matrix invariants of optical anisotropy of biological tissues samples in cancer diagnostics / V O Ushenko, L Trifonyuk, Y A Ushenko, O V Dubolazov, M P Gorsky and A G Ushenko // Journal of Optics. – 2021. – 23 (6). – 064004.
- 26.M. Gorsky Mueller-matrix differentiation of necrotic changes in polycrystalline structure of partially depolarizing layers of biological tissues / I. Savka, Yu. Tomka, I. Soltys, A. Dubolazov, O. Olar, M. Kovalchuk, O. Yatsko, M. Gorsky // Proc. SPIE. – 2020. – 11718. - 117181E.
- 27.Gorsky, M. Differential diagnosis in prostate tumors by the 3D Stokes-correlometry of layer-by-layer polarization-inhomogeneous images of polycrystalline blood films / Tryfonyuk, L., Shcheglovska, T., Bakun, O., Soltys, I., Maksymjak, G., Gorsky, M., Dubolazov, O., Ushenko, Y., Pavlukovich, N. and Ushenko, O. // European Urology Open Science. – 2022. – 11. – S26-S27.
- 28.M. Gorsky 3D Jones matrix layer-by-layer scanning linear and circular birefringence maps of polycrystalline polyethylene films / O. Dubolazov, O. Ushenko, A. Motrich, M. Gavrylyak, I. Soltys, M. Gorsky, O. Vanchulyak, Ya. Dupeshko // Proc. SPIE. – 2021. – 12126. - 121262C.
- 29.Gorsky M. 3D digital holographic polarimetry of diffuse optically anisotropic biological tissue object fields / Ushenko A, Zheng J, Gorsky M, Dubolazov A, Ushenko Y, Soltys I, Mikirin I, Chen Z, Wanchuliak O, Gordey I and Jingxian C // Front. Phys. – 2023. – 11. – 1288935.
- 30.Mykhaylo Gorsky. Scale-selective wavelet differentiation of layered phased maps of polarization azimuth for images of biological crystal networks /

- Mykhaylo Gorsky, Alexander Salega, Alexander Pavlyukovich, Yuliya Litvinenko, Oxana Kinzerska, Ivan Gordey, V. Sklyarchuk, and Zhebo Chen. // Proc. SPIE. – 2024. – 12938. - 129380Z.
31. Gorsky M. Mueller matrix polarization interferometry of optically anisotropic architectonics of biological tissue object fields: the fundamental and applied aspects / Ushenko A, Dubolazov A, Zheng J, Bakun O, Gorsky M, Ushenko Y, Litvinenko O, Gordey I, Zhebo C and Sklyarchuk V // Front. Phys. – 2024. – 11. – 1302254.
 32. Mykhaylo Gorsky. 3D polarization-interference holographic histology for wavelet-based differentiation of the polycrystalline component of biological tissues with different necrotic states. Forensic applications / Alexander Ushenko, Alexander Dubolazov, Jun Zheng, Alexandra Litvinenko, Mykhaylo Gorsky, Yuriy Ushenko, Iryna Soltys, Olexander Salega, Zhebo Chen, and Oleh Wanchuliak // Journal of Biomedical Optics. – 2024. – 29(5). – 052920.
 33. Gorsky, M. Layer-by-Layer Multifractal Scanning of Optically Anisotropic Architectonics of Blood Plasma Films: Fundamental and Applied Aspects / Ushenko, A., Pavlyukovich, N., Khukhlina, O., Pavlyukovich, O., Gorsky, M., Soltys, I., Dubolazov, A., Ushenko, Y., Salega, O., Mikirin, I., Zheng, J., Chen, Z., & Bin, L. // Photonics. – 2025. – 12(3) – 215.
 34. Gorsky, M. Phase waves of local depolarization in biological tissues object speckle fields. Fundamental and applied aspects / Ushenko, Y., Ushenko, A., Dubolazov, A., Gorsky, M., Soltys, I., Litvinenko, O., Bachinsky, V., Mikirin, I., Salega, O., Garasim, I., Zheng, J., & Bin, L. // Journal of Innovative Optical Health Sciences. – 2025. – 18(1). – 2550009-1.
 35. Mykhaylo Gorsky. 3D digital polarization-holographic wavelet histology in determining the duration of mechanical damage to the myocardium / Alexander Ushenko, Jun Zheng, Alexandra Litvinenko, Mykhaylo Gorsky, Oleh Wanchuliak, Alexander Dubolazov, Yuriy Ushenko, Iryna Soltys, Olexander Salega, Zhebo Chen // J. Biophotonics. – 2024. – 17(3). – e202300372.

36. Горський М.П., Максимяк А.П., Максимяк П.П. Спосіб визначення терміну тужавіння зразка цементного тіста: пат. : 124956 Україна: МПК G01N 21/27, C04B 7/02. № u201711590; заявл. 27.11.2017; опубл. 25.04.2018, бюл. № 8.
37. Трифонюк Л.Ю., Ушенко О.Г., Ушенко Ю.О., Ушенко В.О., Дуболазов О.В., Томка Ю.Я., Мотрич А.В., Бесага Р.М., Підкамінь Л.Й., Горський М.П., Савка І.Г. Спосіб дифузного мюллер-матричного картографування для диференціації патологій біологічних тканин: пат. 148219 Україна: МПК G01N 33/48, G G01N 21/39. № u202006769; заявл. 21.10.2020; опубл. 22.07.2021, бюл. № 29.
38. Литвиненко О.Ю., Ушенко О.Г., Ушенко Ю.О., Ушенко В.О., Дуболазов О.В., Томка Ю.Я., Мотрич А.В., Солтис І.В., Ванчуляк О.Я., Горський М.П., Бачинський В.Т. Спосіб диференціальної дифузної мюллер-матричної діагностики причин настання смерті: пат. : 146956 Україна: МПК G01N 33/487, G01N 21/39. № u202006768; заявл. 21.10.2020; опубл. 01.04.2021, бюл. № 13.
39. Ушенко О.Г., Ушенко Ю.О., Ушенко В.О., Дуболазов О.В., Томка Ю.Я., Пашковська Н.В., Марчук Ю.Ф., Горський М.П. Спосіб градації вмісту білка в сечі за 3d джонс-матричною томографією полікристалічних плівок сечі: пат. 148217 Україна: МПК G01N 33/48, G01N 21/39. № u202006766; заявл. 21.10.2020; опубл. 22.07.2021, бюл. № 29.
40. Zhengbing Hu, Yuriy A. Ushenko, Iryna V. Soltys, Oleksandr V. Dubolazov, M. P. Gorsky, Oleksandr V. Olar, Liliya Yu. Trifonyuk, Mueller-Matrix Tomography of Biological Tissues and Fluids. Digital Image Processing and Analysis Techniques, Springer Singapore, 2024. 115p., ISBN: 978-981-99-8227-1.
41. Ushenko, Y.A., Gorsky, M.P., Dubolazov, A.V., Ushenko, A.G., Zheng, J. / Materials and Optical-Physical and Fluorescent Research Methods. In: Digital Information Methods of Polarization, Mueller-Matrix and Fluorescent Microscopy. Springer Singapore, 2023. 25p. ISBN: 978-981-99-4734-8.

42. Zhengbing Hu, Yuriy A. Ushenko, Iryna V. Soltys, Oleksandr V. Dubolazov, M. P. Gorsky, Oleksandr V. Olar & Liliya Yu. Trifonyuk / Differential Diagnosis of Tumors of the Prostate. Polarization-Singular Approach. In: Mueller-Matrix Tomography of Biological Tissues and Fluids. Springer Singapore, 2023. 53p. ISBN: 978-981-99-8227-1.
43. Zhengbing Hu, Yuriy A. Ushenko, Iryna V. Soltys, Oleksandr V. Dubolazov, M. P. Gorsky, Oleksandr V. Olar & Liliya Yu. Trifonyuk / Polarization-Interference Mapping of Microscopic Images of Biological Layers and Polycrystalline Blood Films in the Differential Diagnosis of Benign and Malignant Tumors of the Prostate. Springer Singapore, 2024. 25p. ISBN: 978-981-99-8227-1.
44. Zhengbing Hu, Yuriy A. Ushenko, Iryna V. Soltys, Oleksandr V. Dubolazov, M. P. Gorsky, Oleksandr V. Olar & Liliya Yu. Trifonyuk / Analytical Review of the Methods of Multifunctional Digital Mueller-Matrix Laser Polarimetry. Springer Singapore, 2024. 12p. ISBN: 978-981-99-8227-1.
45. M. P. Gorsky, Methods of restoring spatial phase distribution of complex optical fields in the approximation of singular optics / C. Yu. Zenkova, M. P. Gorsky, P. A. Riabyi // Abstract of 11th International Conference on Optics “Micro- to Nano-Photonics IV”, ROMOPTO 2015, September 1-4, 2015, Bucharest, Romania, P.53.
46. M. P. Gorsky, Scale-selective analysis of myocardium polarization images in problems of diagnostic of necrotic changes / O. G. Ushenko, O. V. Dubolazov, Yu. O. Ushenko, M. P. Gorsky // 12th International Conference on Correlation Optics, September 14-18, 2015, Chernivsti, Ukraine, 98091C.
47. Mykhaylo P. Gorsky, Coherent light absorbing by concrete during its hardening / Mykhaylo P. Gorsky, Peter P. Maksimyak // 13th International Conference on Correlation Optics, September 11-15, 2017, Chernivsti, Ukraine, 106120Z.
48. Mykhaylo P. Gorsky, Laser radiation scattering by the cement in the process of setting and hardening / Peter P. Maksimyak, Mykhaylo P. Gorsky, Andrew P. Maksimyak // SPIE Optical Engineering + Applications (section of SPIE Optics + Photonics 2017), August 6-10, 2017, San Diego, USA, 103951E.

49. M. P. Gorsky, Polarization reconstruction of polycrystalline structure of biological liquid films / Yu. A. Ushenko, O. Bakun, I. V. Martseniak, O. Tsyhykalo, A. V. Dubolazov, L. Y. Pidkamin, O. G. Prydiy, I. V. Soltys, M. P. Gorsky // Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics and Nanotechnologies IX (ATOM-N 2018), August 23-26, 2018, Constanta, Romania, 109773R.
50. Mykhaylo P. Gorsky, Dynamic coherent light scattering during consolidation of polycrystalline structure with short carbon fibers / Mykhaylo P. Gorsky, Peter P. Maksimyak // SPIE Optical Engineering + Applications (section of SPIE Optics + Photonics 2019), August 13-15, 2019, San Diego, USA, 1113611.
51. M. P. Gorsky, Stokes-correlometric differentiation of polarization-heterogeneous images of biological tissues and some legal aspects of the use of early diagnosis of diseases / A. V. Dubolazov, N. D. Getmantseva, A. V. Getmantsev, Yu. O. Ushenko, M. P. Gorsky, M. M. Slyotov, V. G. Zhytaryuk, N. P. Penteleichuk // 14th International Conference on Correlation Optics (CorrOpt 2019), September 11-15, 2019, Chernivtsi, Ukraine, 113691W.
52. M. Gorsky, 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 // SPIE Optical Engineering + Applications (section of SPIE Optics + Photonics 2020), August 24-28, 2020, Online only, 115090V.
53. M. Gorsky, Polarization: singular flaw detection of the microstructure of optically transparent polycarbonate layers / Jun Zheng, Zhebo Chen, M. Gorsky, O. Ushenko, Yu. Galushko, N. Gorodynska, P. Ryabiy, A. Arkhelyuk, Ch. Felde, O. Vanchulyak, M. Slyotov, R. Besaha // 15th International Conference on Correlation Optics (CorrOpt 2021), September 13-16, 2021, Chernivtsi, Ukraine, 121262G.
54. M. Gorsky, Distributed computing application for calculation of complex optical fields / M. Gorsky, E. Vatamanitsa, O. Olar, L. Diachenko, O. Galochkin, A.

Dovgun // 16th International Conference on Correlation Optics (CorrOpt 2023), September 18-21, 2023, Chernivtsi, Ukraine, 129381S.

55. Mykhaylo Gorsky, Fluorescent microscopy of biological tissues of the dead with the different levels of blood loss / Olexander Ushenko, Anna Syvokorovskaya, Victor Bachinsky, Marta Garazdyuk, Oleg Vanchuliak, Olexander Dubolazov, Yuriy Ushenko, Yuriy Tomka, Mykhaylo Gorsky, Iryna Soltys, Zbigniew Omiotek, Nataliia Kondratiuk, Aigul Iskakova // Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments, 31 August – 6 September, 2020, Wilga, Poland, 115810B.
56. Mykhailo Gorsky, 3D polarization-interference metrology of polycrystalline structure of self-assembled polycrystalline soft matter films / Olexander Ushenko, Yuriy Ushenko, Olexandra Litvinenko, Oleksandr Salega, Mykhailo Gorsky, Olexander Dubolazov, Vyacheslav Gantyuk, Larysa Nykyforova, Mariana Kovtoniuk, Jacek Klimek, Aliya Kalizhanova, Ainur Kozbakova // XX Optical Fibers and their Applications, (TAL 2023), 11-14 September, 2023, Lublin, Poland, 129850N.

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ	2
РОЗДІЛ 1 СУЧАСНІ МЕТОДИ І ЗАСОБИ ПОЛЯРИМЕТРІЇ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ ОПТИЧНО АНІЗОТРОПНОЇ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ СКЛАДОВОЇ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ.	35
1.1. Методи, засоби і діагностичне застосування поляриметрії об'єктних полів біологічних структур.	35
1.2. Методи, засоби і діагностичне застосування Мюллер-матричної поляриметрії полікристалічної структури х біологічних тканин і рідин. ...	43
1.3. Методи і засоби Мюллер-матричної мікроскопії біологічних препаратів.	48
1.3.1. Матричне зображення Мюллера з поляризаційною камерою: застосування до мікроскопії.....	48
1.4.2. Швидка оптична скануюча мікроскопія Мюллера зі спектральним кодуванням	49
1.4.3. Повний поляриметричний сканер Стокса в режимі реального часу на основі камери з лінійним поляризатором для поляриметричного зображення тканин.....	50
1.4.4. Аналіз та калібрування лінійних параметрів орієнтації подвійного променезаломлення, отриманих з матриці Мюллера для багат шарових тканин.....	50
1.4.5. Розрізнення тканинних структур за допомогою зображень поляризаційного фарбування на основі різних комбінацій параметрів полярного розкладання матриці Мюллера	51
1.4.6. Томографічний метод зображення параметра поляризації матриці Мюллера в конфігурації зворотного розсіювання.	52

1.4.7. Підхід на основі матриці Мюллера для виявлення Ex vivo прозорості біотканини, обробленої рибофлавіном	53
1.4.8. Різні порядки розсіювання через оцінки зображень матриці Мюллера з часовим розділенням передракових пухлин у тканинах шийки матки людини	54
1.4.8. Підхід кількісної поляриметрії з декомпозицією матриці Мюллера для діагностики меланоми та немеланомного раку шкіри людини	54
1.4.9. Безпосереднє отримання поляризаційних властивостей з виміряних матриць Мюллера.....	55
1.4.10. Кількісний аналіз параметрів перетворення матриці Мюллера 4×4 для біомедичної візуалізації.....	56
1.4.11. Оптична діагностика біопсії тканин шлунка за допомогою мікроскопії Мюллера та статистичного аналізу	56
1.5. Методи і засоби 3D поляриметрії біологічних об'єктів.....	57
РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ.....	59
2.1. Мета і задачі дослідження.....	59
2.2. Структурно-логічна схема дисертаційного дослідження.....	61
2.3. Модельна схема фазових і поляризаційних перетворень лазерного випромінювання полікристалічними шарами неорганічного походження .	63
2.4. Формування поляризаційно-неоднорідних полів полікристалічними шарами біологічного походження	71
2.5. Поляризаційна структура лазерних полів дифузних оптично анізотропних шарів	74
2.6. Короткий теоретичний розгляд процесів формування полікристалічною архітектонікою поляризаційної структурності об'єктного поля біологічного ФНШ.....	76
2.6.1. Стокс-поляриметрія об'єктного поля.....	76

	17
2.6.1.1. Одинарна взаємодія	76
2.6.1.3. Багаторазова взаємодія	79
2.6.2. Розгляд амплітуди	80
2.6.3. Інтерференційна взаємодія.....	82
2.6.4. Поляризаційні мапи результуючого поля.....	83
2.7. Оптична схема та методологія вимірювання	84
2.7.1. Стоксполяриметричне картографування поляризаційних і фазових мап цифрових мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин	84
2.7.1.1. Оптична схема Стоксполяриметра	84
2.7.1.2. Методика обчислень поляризаційних і фазових мап препаратів біологічних тканин	85
2.7.3. Оптична схема і методика поляризаційно-інтерференційного картографування об'єктних полів шарів біологічних тканин	86
2.7.4. Фазовий поляриметричний скануючий метод	88
2.9. Статистичний аналіз поляризаційних мап.....	93
2.10. Вейвлет перетворення <i>Wa, b</i>	95
2.11. Характеристика об'єктів дослідження	97
2.11.1. Неорганічні ФНШ	97
2.11.2. Біологічні ФНШ	98
2.12. Інформаційний аналіз	100
2.13. Висновки до розділу 2	101
РОЗДІЛ 3 ПОЛЯРИЗАЦІЙНА СТРУКТУРНІСТЬ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ БІОЛОГІЧНИХ ФНШ З ФІБРИЛЯРНОЮ ТА ПАРЕНХІМАТОЗНОЮ ОПТИЧНО АНІЗОТРОПНОЮ АРХІТЕКТОНІКОЮ	102
3.1. Характеристика об'єктів дослідження.	104

3.2. Стоксполяриметрія об'єктних полів оптично анізотропних біологічних шарів різної кратності розсіювання.....	107
3.3. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично тонких гістологічних зрізів фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин.....	116
3.3.1. Поляризаційна структурність мап азимута поляризації оптично тонкого гістологічного зрізу фібрилярного міокарда.....	116
3.3.2. Координатна і статистична структура мап азимута поляризації оптично тонкого зрізу паренхіматозної печінки.....	127
3.4. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполяризауючих гістологічних зрізів фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин	137
3.4.1. Поляризаційна структурність азимутів об'єктного поля частково деполяризууючих гістологічних зрізів фібрилярного міокарда.....	137
3.4.2. Поляризаційна структурність азимутів об'єктного поля частково деполяризууючих гістологічних зрізів паренхіматозної печінки	148
3.5. Основні результати і висновки до розділу 3.	157
РОЗДІЛ 4 ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-НЕОДНОРІДНА СТРУКТУРА (МАПИ ЕЛІПТИЧНОСТІ) ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ БІОЛОГІЧНИХ ФНШ З ОПТИЧНО АНІЗОТРОПНОЮ АРХІТЕКТОНІКОЮ	160
4.1. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи еліптичності мікроскопічних зображень оптично тонких шарів фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин	162
4.1.1. Координатна і статистична структура мап еліптичності поляризації шару фібрилярного міокарда	162
4.1.2. Поляризаційні і поляризаційно-фазові мап еліптичності оптично тонкого гістологічного зрізу паренхіматозної печінки	174

4.2. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації оптично товстих гістологічних зрізів фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин	183
4.2.1. Статистична структура розподілів еліптичності поляризації об'єктного поля оптично товстих гістологічних зрізів фібрилярного міокарда.....	183
4.3.2. Поляризаційна структурність еліптичності об'єктного поля оптично товстих гістологічних зрізів паренхіматозної печінки.....	193
4.5. Основні результати і висновки до розділу 4.	203
РОЗДІЛ 5 ДІАГНОСТИЧНІ МОЖЛИВОСТІ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ З ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЮ АРХІТЕКТТНІКОЮ ..	
5.1.1. Інтегральні та пошарові мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких шарів міокарда	209
5.1.2. Стоксполяриметричні і поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких шарів міокарда.	213
5.1.3. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих шарів міокарда.....	218
5.1.4. Інтегральні та пошарові мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих шарів міокарда	222
5.2. Диференціальна діагностика змін полікристалічної структури доброякісних і злоякісних пухлин матки.....	227
5.2.1. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації оптично-тонких шарів пухлин матки	227

5.2.2. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких шарів біопсії міоми і карциноми.....	231
5.2.3. Мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих гістологічних зрізів пухлин матки.....	234
5.2.4. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих шарів міоми і карциноми.....	236
5.3. Диференціальна діагностика змін оптичної анізотропії пухлин простати з різним ступенем диференціації.....	239
5.3.1. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких гістологічних зрізів аденокарциноми простати.....	239
5.3.2. Мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких гістологічних зрізів біопсії аденокарциноми простати з різним ступенем диференціації.....	243
5.3.3. Мапи азимута поляризації зображень частково деполаризуючих зрізів пухлин простати з різною диференціацією.....	245
5.3.4. Мапи еліптичності поляризації частково деполаризуючих шарів біопсії пухлин простати.....	248
5.4. Основні результати і висновки до розділу 5	251
РОЗДІЛ 6 МАСШТАБНО-СЕЛЕКТИВНА ВЕЙВЛЕТ-ДИФЕРЕНЦІАЦІЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВИХ МАП АЗИМУТА І ЕЛІПТИЧНОСТІ БАГАТОКРАТНО РОЗСІЯНИХ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН.....	254
6.1. Вейвлет диференціація мап азимута поляризації мікроскопічних зображень полікристалічної структури гістологічних зрізів міокарда померлих з різною нозологією.....	255

6.2. Вейвлет диференціація мап еліптичності поляризації гістологічних зрізів міокарда померлих з різною нозологією	260
6.3. Вейвлет диференціація мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів легеневої тканини померлих з різною нозологією.....	264
6.4. Вейвлет диференціація мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів легеневої тканини померлих з різною нозологією.....	268
6.5. Вейвлет диференціація мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів злоякісних пухлин простати	271
6.6. Вейвлет диференціація мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів злоякісних пухлин простати	275
6.7. Основні результати і висновки до розділу 6.	278
ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ВИСНОВКИ	279
Список літератури	286
ДОДАТОК 1 ЛАЗЕРНІ СПЕКЛ ПОЛЯ ФАЗОВО-НЕОДНОРІДНОГО ШАРУ НЕОРГАНІЧНОГО ПОХОДЖЕННЯ	316

ВСТУП

Актуальність теми. Поляризаційні методи дослідження фазово-неоднорідних шарів - це унікальні засоби інтроскопії їх полікристалічної структури. Проте існує проблема їхнього подальшого розвитку й удосконалення. Вона пов'язана із тим, що результати поляриметричного та Мюллер-матричного картографування виявилися залежними від величини деполіризації багатократно розсіяного лазерного випромінювання. У результаті інтегрально усереднюються поляризаційні розподіли та "руйнуються" однозначні взаємозв'язки між поляризаційно-неоднорідними об'єктними полями та параметрами полікристалічної архітекtonіки фазово-неоднорідних шарів об'єктів неорганічної та біологічної матерії. Тому актуальним є створення нових, добре відтворюваних і більш точних методів лазерної поляриметрії.

Новим кроком у розвитку методів оптичної діагностики фазово-неоднорідних шарів стало успішне об'єднання поляриметричного та інтерферометричного методів. Тому перспективним завданням поляризаційної та кореляційної оптики є розвиток універсального Стокс-поляриметричного опису формування лазерних полів фазово-неоднорідних шарів з оптично анізотропною полікристалічною архітектонікою на більш загальний випадок – розроблення комплексу новітніх, логічно взаємопов'язаних діагностичних лазерних методів багатопараметричного кореляційного та поляризаційно-інтерференційного картографування об'єктних полів фазово-неоднорідних шарів для диференціальної діагностики часових і структурних змін оптично анізотропної полікристалічної архітектоніки шляхом цифрового алгоритмічного відтворення та дискретного фазового сканування розподілів комплексних амплітуд з відтворенням мап азимута й еліптичності поляризації парціальних складових з різною кратністю світлорозсіяння.

Можна очікувати, що об'єднання методів поляризаційного, інтерференційного, фазового і кореляційного картографування лазерних

спекл-полів повинно дати нову інформацію про морфологічну й оптично анізотропну структуру фазово-неоднорідних неорганічних і біологічних шарів на мікро- та макрорівнях їх архітектоніки, або організації. Така інформація актуальна у багатьох фундаментальних застосуваннях поляризаційної та кореляційної оптики – фотоакустична та дифузійна томографія, оптична когерентна томографія, флуорометрія, конфокальна і фазова мікроскопія. Отже, можна стверджувати, що оптична діагностика на основі поляризаційно-інтерференційної Стокс-корелометрії з цифровим алгоритмічним відтворенням і фазовим скануванням полів комплексних амплітуд потребує подальшого розвитку в сенсі визначення взаємозв'язків між розподілами параметрів оптичної анізотропії фазово-неоднорідних шарів з полікристалічною архітектонікою й експериментально виміряними пошаровими двовимірними розподілами параметрів поляризаційних і фазових зображень.

Отже, **актуальність дисертаційного дослідження** зумовлена необхідністю розробки нових комплексних, багатовимірних підходів до аналізу поляризаційно-неоднорідних лазерних об'єктних полів, пошуку нових методів лазерної корелометрії об'єктів і поляризаційно-інтерференційних лазерних методів цифрового алгоритмічного відтворення і фазового сканування полів комплексних амплітуд з обчисленням сукупності мап азимутів і еліптичності різних фазових рівнів когерентного випромінювання перетвореного оптично анізотропними фазово-неоднорідними шарами у діагностиці та диференціації проявів механізмів оптичної анізотропії для розробки об'єктивних цифрових критеріїв оцінювання змін ієрархії полікристалічної архітектоніки.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота виконана відповідно до планів науково-дослідних робіт кафедри поліграфічних, мультимедійних та оптичних технологій Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича за темами та проєктами:

- “Новітні методи і системи багатофункціональної Мюллер-матричної поляризаційної та флуоресцентної томографії мікро- та наноструктури мереж біологічних кристалів” 2020-2022 р. (номер державної реєстрації 2020.02/0061),
- “Розробка новітніх методів і систем багатофункціональної флуоресцентної матричної поляриметрії молекулярних зображень оптично анізотропних біологічних шарів” 2020-2022 р. (номер державної реєстрації 0120U102079). Здобувач – керівник НДР,
- “Розробка новітніх методів і систем 3D Джонс-матричної мікроскопії полікристалічних плівок біологічних рідин” 2018-2020 р. (номер державної реєстрації 0118U000144),
- “Розробка новітніх методів і систем Мюллер-матричної томографії полікристалічної структури дифузних біологічних шарів” 2018-2020 р. (номер державної реєстрації 0118U000142),
- “Розробка новітніх поляризаційно-кореляційних і цифрових голографічних методів системи 3D інтроскопії полікристалічної структури біологічних шарів” 2019-2021 р. (номер державної реєстрації 0119U100729),
- “Розробка новітніх методів і біомедичних систем поляризаційно-голографічної фракталометрії кристалітів тканин і рідин органів людини ” 2019 – 2021 р. (номер державної реєстрації 0119U100725),
- “Біомедична корелометрія поляризаційних сингулярностей фазово-неоднорідних лазерних полів тканин і рідин органів людини” 2016-2018 р. (номер державної реєстрації 0116U001449),
- “Багатопараметричні поляризаційно-фазові методи цифрової голографічної томографії полікристалічних мереж тканин і рідин органів людини” 2016-2018 р. (номер державної реєстрації 0116U001446).

Метою дисертаційної роботи є: розробка комплексу новітніх, логічно-взаємопов’язаних діагностичних лазерних методів багатопараметричного кореляційного та поляризаційно-інтерференційного картографування

об'єктних полів фазово-неоднорідних шарів для диференціальної діагностики часових і структурних змін оптично анізотропної полікристалічної архітектоніки шляхом цифрового алгоритмічного відтворення і дискретного фазового сканування розподілів комплексних амплітуд з відтворенням мап азимута й еліптичності поляризації парціальних складових з різною кратністю світлорозсіювання.

Для досягнення цієї мети розв'язувалися наступні завдання:

1. Розробка аналітичної моделі фізичних процесів формування поляризаційної структури об'єктного лазерного поля фазово-неоднорідних шарів з оптично анізотропною полікристалічною архітектонікою.
2. Розробка й подальша експериментальна апробація лазерного кореляційного методу оцінювання та моніторингу часової динаміки кристалізації полікристалічної складової фазово-неоднорідних шарів.
3. Розробка й експериментальна оригінальна апробація методу поляризаційно-інтерференційного картографування лазерних об'єктних полів для детектування патологічних змін оптично анізотропної полікристалічної архітектоніки біологічних шарів шляхом цифрового алгоритмічного відтворення та дискретного фазового сканування розподілів комплексних амплітуд з відтворенням мап азимута й еліптичності поляризації парціальних складових з різною кратністю розсіювання.
4. Визначення діагностичних взаємозв'язків між процесами, що відбуваються під час структурних перетворень оптично-анізотропними фазово-неоднорідними полікристалічними шарами та динамічними параметрами спекл-полів на прикладі полікристалічних шарів цементного розчину.
5. Установлення фізичних закономірностей формування поляризаційно-фазової структурності об'єктних полів оптично анізотропних шарів на прикладі гістологічних зрізів біологічних тканин з різною кратністю світлорозсіювання та ієрархією полікристалічної структури мереж протеїнових кристалів.

6. Визначення діагностичної ефективності багатопараметричних методів поляризаційно-інтерференційного картографування із цифровою фазовою реконструкцією розподілів комплексних амплітуд і статистичним аналізом сукупності алгоритмічно відтворених мап азимута й еліптичності поляризації об'єктних лазерних полів у детектуванні некротичних і патологічних змін оптично анізотропної архітекtonіки шарів біологічних тканин.
7. Розробка й експериментальна апробація масштабно-селективного методу вейвлет-аналізу алгоритмічно відтворених мап азимута й еліптичності поляризації об'єктних лазерних полів у детектуванні некротичних і патологічних змін на різних геометричних масштабах ієрархії оптично анізотропної архітекtonіки біологічних тканин.
8. Виявлення сукупності нових об'єктивних поляризаційно-фазових і вейвлет-маркерів діагностики некротичних і патологічних змін оптично анізотропної архітекtonіки шарів біологічних тканин.

Об'єкт дослідження: лазерна корелометрія та поляриметрія об'єктних полів неорганічних і біологічних фазово-неоднорідних шарів, кореляційний і Стокс-поляриметричний опис розсіювання лазерного випромінювання фазово-неоднорідними шарами.

Предмет дослідження: лазерні спекл-поля; фазово-неоднорідні неорганічні та біологічні шари; кореляційні функції інтенсивності; мапи азимута й еліптичності поляризації біологічних тканин; поляризаційно-інтерференційні зображення оптично-анізотропних біологічних шарів; пошарові фазові та поляризаційні мапи зображень оптично-анізотропних біологічних шарів; взаємозв'язки між набором об'єктивних статистичних, кореляційних і вейвлет параметрів, які характеризують розподіли значень інтегральних і пошарових поляризаційних та вейвлет-мап, і аналогічними параметрами, що характеризують розподіли параметрів фазової та амплітудної анізотропії біологічних шарів; операційні характеристики та інформативність лазерних кореляційних, поляризаційних, поляризаційно-інтерференційних і цифрових голографічних методів відтворення пошарових розподілів величини

азимута й еліптичності поляризації фазово-неоднорідних зображень оптично анізотропної полікристалічної архітекtonіки біологічних шарів.

Методи дослідження:

- лазерна корелометрія (визначалися часові залежності функції кореляції інтенсивностей спекл-полів неорганічних фазово-неоднорідних шарів);
- поляризаційна фазометрія (визначалися координатні розподіли фазових зсувів між ортогональними компонентами амплітуд поляризаційно-неоднорідного об'єктного поля біологічних шарів);
- поляризаційне картографування (визначалися координатні розподіли азимута й еліптичності поляризації об'єктного поля біологічних шарів);
- поляризаційна інтерферометрія з цифровим голографічним відтворенням і фазовим скануванням полів комплексних амплітуд (визначалися координатні розподіли азимута й еліптичності поляризації в різних фазових площинах об'єктного поля біологічних шарів біологічних шарів);
- методи статистичного аналізу (визначалися центральні статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують інтегральні та пошарові розподіли величини фазових зсувів, азимута й еліптичності поляризації об'єктного поля біологічних шарів);
- методи масштабно-селективного вейвлет аналізу (визначалися центральні статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини амплітуд коефіцієнтів вейвлет розкладу інтегральних і пошарових розподілів величини фазових зсувів, азимута й еліптичності поляризації об'єктного поля біологічних шарів)

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

1. Удосконалено аналітичну модель процесів розсіювання когерентного світла у процесі гідратації цементного тіста. Показано, що заміна ансамблю цементних часток випадкової форми та відповідного розподілу на сферичні частки еквівалентного діаметру в рамках такого самого розподілу не веде до спотворення результатів.

2. Установлено, що флуктуації розподілу змодельованого спекл-поля, отриманого за рахунок дифракції когерентного випромінювання на ансамблі сферичних часток, пов'язані з перебігом основних етапів процесу формування полікристалічних структур. Відповідні етапи змодельовані шляхом зміни в часі масштабів розсіюючих мікрочастинок та їх відносного показника заломлення, що відображає утворення насиченого розчину кристалогідратів і його подальшу кристалізацію.
3. У рамках Стокс-поляриметричного підходу до аналізу полікристалічної структури біологічних шарів розроблено модель формування поляризаційної структурності лазерних об'єктних полів і визначені взаємозв'язки між розподілами азимута й еліптичності поляризації та лінійним і циркулярним двопроменезаломленням оптично анізотропних молекулярних комплексів і фібрилярних мереж.
4. Розроблено та проведено експериментальну апробацію багатоканального вектор-параметричного методу 2D-поляризаційної фазометрії розподілів величини азимута й еліптичності мікроскопічних зображень оптично тонких і оптично товстих біологічних фазово-неоднорідних шарів з різною ієрархією полікристалічної архітекtonіки – нативних гістологічних зрізів фібрилярного міокарда і паренхіматозної печінки.
5. Розроблено та проведено експериментальну апробацію поляризаційно-інтерференційного методу алгоритмічного відтворення та фазового сканування об'єктного поля комплексних амплітуд з обчисленням серії мап азимута й еліптичності поляризації у різних фазових вибірках мікроскопічних зображень оптично тонких і оптично товстих гістологічних зрізів біологічних фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин.
6. Представлені та фізично проаналізовані експериментальні результати діагностичного застосування методів вектор-параметричного поляризаційного та поляризаційно-інтерференційного картографування з цифровим алгоритмічним відтворенням і фазовим скануванням

комплексних амплітуд для відтворення поляризаційних мап азимута й еліптичності різних фазових вибірок об'єктного поля біологічних шарів у проведенні диференціальної діагностики некротичних і патологічних змін оптично анізотропної полікристалічної складової біологічних тканин органів людини:

- Міокард – “ішемічна хвороба серця (ІХС) – гостра коронарна недостатність (ГКН)”.
- Матка – “доброякісні (міома) – злоякісні (карцинома)” пухлини.
- Простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”.

7. У рамках статистичного аналізу даних методів вектор-параметричного поляризаційного і поляризаційно-інтерференційного картографування установлені цифрові маркери (центральні статистичні моменти різних порядків) і досягнуто згідно з критеріями доказової медицини задовільного (простата “3+4 - 4+4”), дуже доброго (матка “міома - карцинома”) і відмінного (міокард “ІХС - ГКН”) рівня точності диференціальної поляризаційної діагностики некротичних і патологічних станів.

8. Розроблено дизайн та експериментально реалізовано структурно-логічну схему цифрового поляризаційно-інтерференційного масштабно-селективного вейвлет-аналізу поляризаційних мап азимута й еліптичності різних фазових вибірок об'єктного поля біологічних шарів у проведенні диференціальної діагностики некротичних і патологічних змін оптично анізотропної полікристалічної складової біологічних тканин органів людини:

- Міокард – “ішемічна хвороба серця – гостра коронарна недостатність”.
- Легенева тканина – “астма – фіброз”.

- Простата – “злаякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”.

9. Визначені та фізично обґрунтовані діагностичні взаємозв'язки між статистичними моментами 1-го – 2-го порядків, які характеризують розподіли величини амплітуди різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів мап азимута й еліптичності поляризації мікроскопічних зображень біологічних фазово-неоднорідних шарів різної морфологічної будови та патологічного стану у фазовій виборці $\theta=\pi/8$, де вплив кратно розсіяної компоненти мінімізований. На цій основі визначені відмітні діагностичні рівні точності диференціації всіх розглянутих патологічних станів.

Наукові праці здобувача за результатами дисертаційної роботи регулярно цитуються в провідних наукових журналах, зокрема: *Biomed. Opt. Express*, *Scientific Reports*, *Optics Express*, *Journal of Biomedical Optics*, *Applied Optics*, *Laser Physics Letters*, *Photonics*, *Journal of Optics*, *Frontiers in Physics*. Відповідно до бази даних Scopus індекс Гірша здобувача рівний 24.

Практичне значення одержаних результатів.

1. Розроблена низка аналітичних уявлень - прикладна математична модель розсіювання когерентного випромінювання цементним тістом у процесі гідратації та експериментальних методів (часовий аналіз флуктуацій розсіяного когерентного випромінювання шляхом корелометрії лазерних спекл-полів) для діагностики процесів формування полікристалічних структур під час формування та подальшої кристалізації насиченого розчину кристалогідратів із утворенням вільного гідроокису кальцію та кремнієвої кислоти, зародків кристалів тобермориту, зрощуванням цих кристалів і формуванням цементного каменю (Патент № 124956 [36]).

2. У рамках статистичного аналізу розроблено цифрові маркери (центральні статистичні моменти різних порядків) і виявлено такі максимальні рівні точності диференціальної поляризаційної (мапи азимута й еліптичності поляризації різних фазових вибірок об'єктного поля) діагностики некротичних

і патологічних станів гістологічних зрізів біологічних тканин (Патент № 148219 [37]):

2.1. Міокард “ІХС - ГКН”:

- Інтегральні мапи еліптичності поляризації – добрий рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) = 87,9\%$.

- Фазові мапи еліптичності поляризації – добрий $Ac(Z_3(\beta, \theta = \pi/4)) = 87,5\%$, дуже добрий $Ac(Z_4(\beta, \theta = \pi/4)) = 91,7\%$ і відмінний $Ac(Z_{3,4}(\beta, \theta = \pi/8)) =$ на рівні $95,8\%$.

2.2. Матка “міома - карцинома”:

- Інтегральні мапи еліптичності поляризації – добрий рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) = 85,7\%$.

- Фазові мапи еліптичності поляризації – добрий $Ac(Z_3(\beta, \theta = \pi/4)) = 89,2\%$ дуже добрий $Ac(Z_4(\beta, \theta = \pi/4)) = Ac(Z_3(\beta, \theta = \pi/8)) = 91,7\%$ і дуже добрий $Ac(Z_4(\beta, \theta = \pi/8)) =$ на рівні $92,8\%$.

2.3. Простата “3+4 - 4+4”:

- Інтегральні мапи еліптичності поляризації – задовільний рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) = 80,7\%$.

- Фазові мапи еліптичності поляризації – задовільний $Ac(Z_{3,4}(\beta, \theta = \pi/4)) = 80,7\%$ і добрий $Ac(Z_{3,4}(\beta, \theta = \pi/8)) =$ на рівні $88,5\%$.

3. Досліджена діагностична ефективність вейвлет-аналізу сукупності алгоритмічно відтворених мап азимута й еліптичності поляризації різних фазових вибірок поля комплексних амплітуд біологічних тканин з такими патологіями (Патент № 146956 [38]):

3.1. Міокард – “ішемічна хвороба серця (ІХС) – гостра коронарна недостатність (ГКН)”.

3.2. Легенева тканина – “астма – фіброз”.

3.3. Простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”.

4. У рамках статистичного аналізу визначені діагностичні взаємозв'язки між середнім і дисперсією, які характеризують розподіли

амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап еліптичності поляризації та виявлені діагностичні рівні диференціації різних патологічних станів біологічних шарів (Патент № 146956 [39]):

4.1. Міокард – “ІХС - ГКН”:

- Для “малих” масштабів $a_{\min}=15$ – відмінний рівень $Ac(Z1)=95,8\%$ і $Ac(Z2)=100\%$.

- Для “великих” масштабів $a_{\max}= 50$ – дуже добрий рівень $Ac(Z1,2)=91,7\%$

4.2. Легенева тканина – “астма – фіброз”:

- Для малих масштабів $a_{\min}=22$ – дуже добрий рівень $Ac(Z1)=92,3\%$ і відмінний $Ac(Z2)=100\%$ рівні.

- Для великих масштабів $a_{\max}= 43$ – максимальний рівень точності $Ac(Z1,2)=100\%$.

4.3. Простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”:

- для всіх масштабів $a_{\min} = 15$ та $a_{\max} = 55$ – відмінний 96,7%-100% рівень точності.

Результати, отримані у дисертації, висвітлені у монографіях у співавторстві [40-44] і можуть бути використані у навчальному процесі, зокрема у таких спецкурсах: «Сучасні технології проектування електронних мультимедійних видань», «Сучасні засоби обробки та редагування цифрових зображень» та «Методи наукових досліджень».

Особистий внесок здобувача. Формулювання задач і вибір об’єктів дослідження, обговорення отриманих результатів здійснювалось здобувачем разом із професором Ушенком О.Г. [7, 16, 24-29, 31, 32] та професором Максимяком П.П. [1-3, 9, 13, 17, 19, 21, 36]. У працях [4-6, 8, 10-12, 14] разом із професорами Ангельським О.В., Зенковою К.Ю. та асистентом Рябим П.А. розроблено теорію відновлення фази когерентного випромінювання, що дало змогу здійснення фазового сканування об’єктного поля комплексних амплітуд. У подальшому у [15, 16, 20-32] разом із професорами Дуболазовим

О.В., Ушенко Ю.О. й асистентом Ушенко В.О. запропонована нова методика статистичного, кореляційного та фрактального аналізу даних за допомогою фазового сканування з використанням комплексних амплітуд об'єктного поля зрізів біологічних тканин різної морфологічної побудови та фізіологічного стану. У [28-35] запропонував та фізично обґрунтував можливість використання модуля і фази для обчислення мап азимута й еліптичності поляризації поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних шарів з подальшим використанням для диференціації різного роду патологій та разом з професором Ушенком О.Г. і асистентом Ушенко В.О. провів цифрову обробку й аналіз експериментальних даних. У [4, 6, 14, 19, 20, 24, 26] дисертантом проведено теоретичне обґрунтування експериментальних методик. У [28-35] разом з професором Ушенком О.Г. прийняв участь у формуванні ідеї досліджень та провів обробку та узагальнення отриманих результатів. У патентах [37-39] разом з професором Ушенком О.Г. сформував теоретичні основи експериментальних методик що були використані для поляризаційно-кореляційної та 3D-цифрової голографічної діагностики та диференціації біологічних тканин, також здійснював обробку й аналіз експериментальних даних.

Апробація результатів дисертації. Основні результати досліджень, викладені у дисертаційній роботі, доповідались і обговорювались на семінарах кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи та Навчально-наукового інституту фізико-технічних і комп'ютерних наук Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, а також на таких всеукраїнських та міжнародних наукових конференціях (особисто або зі співавторами): 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; 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; 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; International Conference "SPIE Optics + Photonics 2020", 24–28 August 2020, Online only; 15th International Conference on Correlation Optics (CorrOpt 2021), 13-16 September 2021, Chernivtsi, Ukraine; 16th International Conference on Correlation Optics (CorrOpt 2023), 18-21 September 2023, Chernivtsi, Ukraine; Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments, 31 August – 6 September, 2020, Wilga, Poland; XX Optical Fibers and their Applications, (TAL 2023), 11-14 September 2023, Lublin, Poland.

Публікації. Основні положення й наукові результати дисертації викладено в 56 опублікованих працях, серед яких: 35 статей, проіндексованих у базах даних Scopus та/або Web of Science Core Collection, у тому числі, що віднесено до першого квартиля (Q1 відповідно до класифікації SCImago Journal and Country Rank або Journal Citation Reports), – 2 статті та до другого квартиля (Q2) – 13 статей; 4 патенти на корисну модель; 5 монографій або розділів монографії; 12 матеріалів конференцій різного рівня та наукової специфіки.

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота складається зі вступу, шести розділів основного тексту, результатів і висновків, додатків, списку цитованої літератури. Повний обсяг дисертації складає 327 сторінки машинописного тексту. Дисертація містить 91 ілюстрацій. Список цитованої літератури складається з 269 найменувань і займає 30 сторінок.

РОЗДІЛ 1

СУЧАСНІ МЕТОДИ І ЗАСОБИ ПОЛЯРИМЕТРІЇ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ ОПТИЧНО АНІЗОТРОПНОЇ ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЇ СКЛАДОВОЇ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ.

(Аналітичний огляд)

У даному розділі наведено результати аналітичного огляду сукупності наукових джерел, які містять дані про основні алгоритми, методи і результати аналізу фазово-неоднорідних полів поляризованого лазерного випромінювання, перетвореного різними типами біологічних об'єктів.

Розділ складається з чотирьох основних інформаційних блоків:

1. Методи, засоби і діагностичне застосування поляриметрії об'єктних полів біологічних структур.
2. Методи, засоби і діагностичне застосування Мюллер-матричної поляриметрії полікристалічної структури біологічних шарів.
3. Системи і діагностичні біомедичні застосування Мюллер-матричної мікроскопії.
4. Перспективи створення новітніх біомедичних систем 3D лазерної поляриметрії.

1.1. Методи, засоби і діагностичне застосування поляриметрії об'єктних полів біологічних структур.

У широкому колі завдань біомедичної оптики важливе місце займає використання в якості діагностичного зонда поляризованого випромінювання.

Сформовані біологічними структурами об'єктні поля являють собою інформаційні масиви, які є предметом широкого діагностичного напрямку, який в широкому сенсі одержав назву біомедична поляриметрія [1 - 93].

Основні теоретичні основи поляриметрії викладені у базових працях [1,11], в яких наведено і проаналізовано основні оптичні (дифракція, інтерференція комплексних амплітуд, а також “об'єктні” механізми: френелівське відбивання-заломлення, оптично-анізотропні взаємодії)

принципи формування векторної структури оптичних полів в процесах взаємодії електромагнітного випромінювання з фазово-неоднорідними структурами неорганічного, органічного та біологічного походження.

Зазначені уявлення було систематизовано в серії праць [2-4,8,11] у напрямку аналітичного описання поляризаційної структурності полів розсіяного випромінювання – формування так званих поляризаційно-неоднорідних полів.

Поляризаційний підхід до алгоритмічного описання розсіяних полів оптичного випромінювання було узагальнено [20] у сенсі інтерференційного формування і дифракційної трансформації просторових розподілів азимутів і еліптичності поляризації. Дана ідеологія була впроваджена в теоретичне описання і алгоритмічний аналіз формування поляризаційно-неоднорідних полів біологічними тканинами [22], які являють собою світлорозсіюючі структури.

Поряд з поляризаційними трансформаціями векторних полів тісно пов'язаними виявилися процеси формування складної фазово-неоднорідної структури розсіяного електромагнітного випромінювання [5,6].

Розвиток та узагальнення поляризаційно-фазового підходу до аналізу об'єктних полів розсіюючих біологічних шарів потребувало вирішення двох фундаментальних завдань.

Перше, - використання максимально інформативно повних поляризаційних параметрів описання таких полів, яке було реалізовано з використанням формалізму вектора Стокса [7,58].

Друге, - пошук аналітичних взаємозв'язків між поляризаційно-фазовими параметрами електромагнітних полів та оптичними параметрами (коефіцієнти розсіяння, поглинання, двопроменезаломлення, дихроїзм та ін.) біологічних об'єктів [11,47].

Зазначені підходи до аналізу складної просторово-кутової поляризаційно-фазової структури оптичних полів біологічних об'єктів було адаптовано до найбільш широко на практиці використовуваного випадку – граничної зони

об'єктного поля або зображень біологічних препаратів. На цій основі було започатковано і розвинено новий напрямок досліджень – зображувальна поляриметрия, яка базується на аналізі координатних розподілів азимута і еліптичності поляризації у граничній площині фазово-неоднорідного поля біологічного шару [9].

Результатами застосування техніки зображувальної поляриметрії стали багаточисельні прикладні застосування у завданнях діагностики структури біологічних об'єктів з метою виявлення та оцінювання різноманітних патологічних станів [17,23].

Так у [10,27] продемонстровано можливість детектування раку шкіри шляхом аналізу її поляризаційних зображень у перехрещених поляризаторі-аналізаторі. Розвитком таких досліджень стали спроби зображувального поляризаційного виявлення патологічних станів інших типів біологічних тканин (молочна залоза, кишківник, шлунок та ін.) [15,16,21,27]

Проте дані результати переважно мають демонстраційний характер і ще далекі (внаслідок достатнього статистично достовірного усереднення експериментальних даних) від клінічного використання.

Паралельно до чисельних прикладних діагностичних біомедичних застосувань [10,15,16,21,27] зображувальних систем поляриметрії відбувався процес удосконалення їх метрологічних та вимірювальних параметрів [12,13,18,19,29-35].

Зокрема, для автоматизації системи поляризаційного аналізу в [12] застосовано рідкокристалічні поляризаційні модулятори, що забезпечили дискретне вимірювання масивів інтенсивності ортогонально-поляризованих складових мікроскопічних зображень біологічних препаратів. Швидкодія даної автоматизованої поляриметричної зображувальної системи була покращена шляхом використання акустооптичних модуляторів світла для поляризаційного аналізу структури оптичних зображень біологічних препаратів [13,18,19,41,43].

Паралельно до цього з метою кращої селекції поляризаційної інформації

було використано різноманітні допоміжні фільтри – атенюатори, які забезпечили додаткову фільтрацію розсіяного фону і покращили відношення сигнал-шум в системах зображувальної поляриметрії [29-35]. У результаті було покращено контраст та глибинну роздільну здатність зображень зразків дифузних біологічних тканин [28].

Ще одним кроком у напрямку покращення роздільної здатності стало використання мультиспектральних, зокрема інфрачервоних, випромінювачів у системах зображувальної поляриметрії [36], які було поєднано з принципами мікроструктурного аналізу біомедичних зображень на основі використання мікрополяризаційних елементів – поляризаторів і фазовозсуваючих пластинок [37,38].

Всі проаналізовані теоретичні [1-4,8,11,20,47] і технологічні [12,13,18,19,23,28-35] дослідження у напрямках вивчення структури поляризаційно- та фазово-неоднорідних полів та формування сучасних технік експериментального детектування біомедичних зображень сформували підвалини нової техніки – методів і систем поляризаційного картографування мап азимутів і еліптичності поляризації [39,40,42]. Даний підхід за умов інформаційно-повного та азимутально-інваріантного картографування шляхом зондування об'єкту циркулярно поляризованим пучком та вимірюванням координатних розподілів вектора Стокса відповідного біомедичного зображення [46], забезпечив новий рівень діагностичної чутливості зображувальної поляриметрії для випадків серійних досліджень репрезентативних вибірок біологічних препаратів [49-51].

Новим для зображувальної поляриметрії стало не тільки азимутально-інваріантне вивчення загальної топологічної структури поляризаційно-відфільтрованих зображень, але й кількісне визначення орієнтаційної структури фібрилярних мереж біологічних тканин, зокрема на прикладі зразків міокарда [49].

Розвитком таких систем став їх синтез з традиційними біофізичними ендоскопами, що забезпечило можливість поляризаційно-оптичного

дослідження структури слизових оболонок внутрішніх органів [50].

Важливим кроком у становлення та розвиток кількісних методів у зображувальній поляриметрії стали результати дослідження фрактальної масштабно-самоподібної структури зображень колоній бактерій, що забезпечило створення нових об'єктивних діагностичних маркерів з використанням величини фрактальної розмірності [51].

Досягнутий прогрес в удосконаленні технік зображувальної поляриметрії забезпечив покращення чутливості біомедичної діагностики і сприяв не тільки виявленню патологічних станів, але й диференціації їх важкості [23-26].

Проаналізовані вище різноманітні техніки зображувальної поляриметрії мають спільний знаменник – 2D поляризаційне картографування зображень біологічних препаратів [28-51]. Одержані таким чином поляризаційні мапи несуть інтегрально усереднену за всім об'ємом досліджуваного об'єкту інформацію про його внутрішню морфологічну структуру. Разом з тим, патологічні зміни такої структури можуть бути локалізовані на різних глибинах об'єму. Дана обставина спонукала дослідників до розвитку 2D поляриметричних систем у 3D системи, які одержали назву поляризаційно-чутливих оптичних когерентних томографів (ПЧ ОКТ) [52-61].

Зазначені пристрої являють собою синтез двох технік – поляриметрії та інтерферометрії, що забезпечує можливість пошарового аналізу глибину об'єму біологічного об'єкту. Такий технологічний підхід забезпечив можливість одержання нової додаткової інформації про:

- Внутрішню структуру міозинових фібрилярних мереж міокарда та колагенових сіток дермального шару шкіри [53,54];
- Внутрішню структуру трабекул та остеонів кістки [56];
- Орієнтаційну будову нервових волокон ока людини [57].

Нових інформативних можливостей системам ПЧ ОКТ надало використання аналітичного апарату Джонс матричного аналізу пошарових поляризаційних зображень, які були взаємопов'язані з оптичною анізотропією біологічних препаратів [55].

На основі цього було продемонстровано можливість детектування розподілів двопротенезаломлення тканин ока людини [57,59-61].

Разом з тим дані системи, поряд з їх безумовною перспективністю є дороговартісні, мають малу роздільну здатність та не забезпечують кількісного об'єктивного аналізу пошарових поляризаційних зображень пошарової полікристалічної структури біологічних тканин.

Новим кроком у цьому напрямку стали методи і засоби лазерної зображувальної поляриметрії [62-93]. Основною перевагою даних методів стало органічне та ефективне поєднання технік 2D лазерного поляризаційного картографування мікроскопічних зображень препаратів біологічних тканин і плівок біологічних рідин з сукупністю різноманітних, логічно взаємопов'язаних методів (статистичний [66,67,78,83], кореляційний [65,70,71,76], вейвлет [62,72], сингулярний [67,69,79], фрактальний [62,64,88-90], фур'є [63,68,73-75]аналіз) аналітичної обробки даних.

Головними результатами, що були досягнуті у рамках цього напрямку є визначений взаємозв'язок між набором статистичних, кореляційних і спектральних (моменти 1-го і 4-го порядків) параметрів, які характеризують координатні розподіли азимута й еліптичності поляризації просторово-частотно відфільтрованих лазерних зображень і розподілами параметрів анізотропії (напрямок оптичної осі, фазові зсуви між ортогональними лінійно та циркулярно поляризованими складовими) лінійно та циркулярно двопротенезаломлюючих мереж біологічних кристалів оптично-тонких шарів тканин і плівок рідин.

Уперше запропонована модель узагальненої анізотропії різномасштабних (поліпептидні ланцюги, фібрили, волокна, пучки) протеїнових мереж біологічних тканин та шляхом комп'ютерного моделювання проаналізовані основні сценарії формування та трансформації поляризаційних мап азимута й еліптичності лазерних зображень та їх фур'є-спектрів залежно від зміни оптико-геометричної структури лінійно та циркулярно парціальних двопротенезаломлюючих мереж.

Знайдено взаємозв'язок між набором статистичних, кореляційних і фрактальних моментів 1-го – 4-го порядків, що характеризують координатні розподіли азимута й еліптичності фур'є-спектрів поляризаційно-неоднорідних зображень біологічних тканин і параметрами оптичної анізотропії (напрямок оптичної осі, фазовий зсув між ортогональними лінійно та циркулярно поляризованими складовими амплітуди лазерної хвилі) полікристалічних мереж.

Уперше реалізовано поляризаційне картографування фур'є-спектрів лазерних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин і встановлено, що фізичною причиною зростання значень асиметрії й ексцесу розподілів азимутів і еліптичностей поляризаційних мап є зростання дисперсії орієнтацій оптичних осей двопротинезаломлюючих фібрил біологічних тканин; зворотні процеси відповідають росту дисперсії фазових зсувів, що вносяться двопротинезаломленням протейінових мереж.

Розроблено метод фур'є-стокс-поляриметрії просторово-частотних спектрів лазерних зображень, що базується на крос-кореляційному аналізі поляризаційних мап з визначенням набору статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли ортогональних (у двох взаємно перпендикулярних напрямках сканування) автокореляційних функцій та логарифмічних залежностей спектрів потужності координатних розподілів азимута й еліптичності поляризації. На основі цього вперше реалізовано диференціацію патологічних станів біологічних тканин (гістологічні зрізи біопсії доброякісної та злоякісної пухлини прямої кишки) у фур'є-площині.

Аналітично обґрунтована оптична модель полікристалічної структури плівки плазми крові та можливість просторово-частотної фільтрації поляризаційно неоднорідних лазерних зображень і вперше експериментально реалізована система узгодженої фур'є-стокс-поляриметричної сепарації проявів механізмів лінійного та циркулярного двопротинезаломлення різномасштабних полікристалічних мереж альбуміну та глобуліну плазми крові.

У наближенні одноразового розсіювання знайдено взаємозв'язок між змінами параметрів анізотропії лінійно (напрямок оптичної осі та фазовий зсув між ортогональними лінійно поляризованими ортами) та циркулярно (фазовий зсув між циркулярно поляризованими ортами) двопротенезаломлюючих кристалів амінокислот плівки плазми крові та варіаціями величин статистичних, кореляційних і спектральних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли азимутів та еліптичності поляризації, сформованих парціальними мережами альбумінів і глобулінів плівки плазми крові людини.

На основі виявлених та фізично обґрунтованих взаємозв'язків між лінійним і циркулярним двопротенезаломленнями полікристалічних мереж та координатними розподілами значень азимута і еліптичності поляризації уперше визначені статистичні (асиметрія та ексцес), кореляційні (автокореляційні функції) і фрактальні (логарифмічні залежності спектрів потужності) критерії діагностики і диференціації змін оптичної анізотропії полікристалічних мереж доброякісних і злоякісних пухлин репродуктивної сфери жінки із хорошою збалансованою точністю $A_c = 80\% - 85\%$.

Вперше до описання явища фазової анізотропії біологічних шарів застосовано кореляційний підхід шляхом використання поляризаційно-кореляційного параметру – комплексного ступеня взаємної анізотропії (КСВА), що характеризує міру узгодженості напрямів оптичних осей та фазових зсувів, сформованих лінійним та циркулярним двопротенезаломленнями у різних точках біологічного шару. На цій основі розроблено метод поляризаційно-кореляційної мікроскопії – вимірювання координатних розподілів модуля КСВА (КСВА-картографування) полікристалічних мереж біологічних кристалів.

Виявлено ефективність вейвлет-аналізу розподілів значень азимутально-незалежних поляризаційних, фазових та КСВА-мап полікристалічних мереж на різних масштабах їх геометричних розмірів для підвищення збалансованої точності (на 10%) азимутально-інваріантних методів поляризаційного і

поляризаційно-кореляційного картографування біологічних шарів, що вперше забезпечило можливість диференціації ступеня важкості передракових станів тканини ендометрія шийки матки, а також типу і важкості запального процесу колінного суглоба людини.

Обґрунтована можливість диференціації проявів лінійного та циркулярного двопротинезаломлення методом просторово-частотної фільтрації азимутально-незалежних поляризаційних, фазових та КСВА–мап біологічних шарів. На цій основі у рамках багатофункціональної азимутально-інваріантної поляризаційної мікроскопії плівок біологічних рідин діагностовано: передракові стани (плазма крові); запалення колінного суглоба (синовіальна рідина); наявність ЖКХ (жовч); гострий і серозний апендицит (випіт) із високою збалансованою точністю $A_c \sim 85\%$; у рамках поляризаційно-кореляційної мікроскопії - передракові стани ендометрія шийки матки з максимальним рівнем збалансованої точності $A_c \sim 95\%$.

Одержані результати ілюструють широкі діагностичні можливості різноманітних технік зображувальної лазерної поляриметрії. Разом з тим, слід зауважити що різноманітні методи кількісного аналізу поляриметричних зображень забезпечують одержання не прямої, а опосередкованої інформації про структуру біологічних тканин і плівок біологічних рідин. Така обставина спонукала на подальший розвиток нових технік біомедичної діагностики, які використовують інші алгоритми обробки експериментальних даних.

1.2. Методи, засоби і діагностичне застосування Мюллер-матричної поляриметрії полікристалічної структури х біологічних тканин і рідин.

В основі технік Мюллер-матричної поляриметрії [94-169] лежить так званий стокс-поляриметричний підхід, який забезпечує можливість вимірювання координатних розподілів 16 елементів матриці Мюллера, яка найбільш інформаційно повно характеризує поляризаційні прояви оптичних властивостей біологічних об'єктів.

Внаслідок того, що реальні біологічні тканини являють собою багатократно розсіюючі структури, то за таких обставин Мюллер-матрична інформація про них експериментально вилучається у вигляді статистично усереднених по всьому ансамблю оптичних неоднорідностей. Це в певній мірі обмежує діагностичні можливості Мюллер-матричної поляриметрії та знижує інформативний рівень її переваг у порівнянні з техніками лазерної поляриметрії. Тому актуальним виявився розвиток різноманітних алгоритмічних підходів у розробці методів і систем Мюллер-матричної поляриметрії [97-99,102,105,109,112,114,119,120,123,131,148-151,153,160]. А саме:

- Моделювання Монте-Карло, яке з позицій теорій ймовірності розрахунку рухів парціальних фотонів у оптично анізотропному середовищі дозволяє обчислити координатні розподіли матричних елементів (Мюллер-матричні зображення) біологічного шару.
- Мюллер-матрична декомпозиція – алгоритм представлення оптичних властивостей біологічного об'єкту у вигляді суперпозиції послідовно розташованих парціальних шарів ідеального дифузора (деполяризатора), оптично анізотропного шару та шару з дихроїчним поглинанням.
- Суперпозиція Азама, яка представляє властивості оптично тонкого (недеполяризуючого) біологічного об'єкту у вигляді шести поляризаційних властивостей - послідовно розташованих парціальних шарів з лінійним і циркулярним двопроменезадломленням і дихроїзмом.
- Логарифмічний розклад матриці Мюллера дифузного біологічного шару у базисі парціальних матриць 1-го (поляризаційна матриця) і 2-го (деполяризаційна матриця) порядків.

Застосування різноманітних алгоритмів забезпечило основний результат – алгоритмічне одержання [115] (на фоні сильної деполаризації розсіяного випромінювання) інформації у вигляді координатних розподілів сукупності

класичних або диференціальних (1-го і 2-го порядків) Мюллер-матричних зображень про полікристалічну складову дифузних біологічних шарів різної морфологічної будови і фізіологічного стану [94,96,107,111,112,146,152,161,167,169-172].

Зазначені алгоритми було покладено в основу аналітичної обробки даних у багаточисельних прикладних біомедичних застосуваннях Мюллер-матричної поляриметрії [94,95,155,156,159,162,169]:

- діагностика раку молочної залози [135,136];
- діагностика раку шкіри [95];
- діагностика раку печінки [142];
- діагностика раку легень [143];
- діагностика раку кишківника [145];
- діагностика раку сечового міхура [154,163,164];
- діагностика раку шлунку [158]

Паралельно відбувалася модернізація і удосконалення технік Мюллер-матричної поляриметрії шляхом:

- розширення функціональних можливостей на основі використання багатоканального поляризаційного зондування біологічних об'єктів [137];
- застосування новітньої модуляційної поляризаційної елементної бази на основі рідкокристалічних, акустооптичних і електрооптичних модуляторів [107,108,111,117,118];
- покращення швидкодії експериментальних пристроїв основі рідкокристалічних, акустооптичних і електрооптичних модуляторів [133,134,138-141,144,147];
- покращення чутливості Мюллер-матричних поляриметрів з використанням аналізу фур'є спектрів об'єктних полів у фокальній площині [128,129];
- використання мультиспектрального зондування біологічних об'єктів [157,166,168];

- синтезу ПЧ ОКТ з Мюллер-матричним аналізом пошарових лазерних зображень [121,124-126,165].

Багатоплановий та успішний розвиток різноманітних методів і засобів Мюллер-матричної поляриметрії призвів до формування нових завдань у даній галузі біомедичної діагностики – формування уніфікованої моделі оптичної анізотропії; застосування об'єктивних методів кількісних методів аналізу Мюллер-матричних зображень і пошук на ці основі нової сукупності маркерів патологічних станів.

У даному напрямку сформувалися нові методи і системи 2D цифрової Мюллер-матричної поляриметрії препаратів біологічних тканин і рідин [174-209], які з одного боку узагальнюють розроблені методики, з іншого боку розширюють їхні функціональні можливості.

Зокрема, використано статистичний [174,178,180,183,190,196,197,198,206,209], кореляційний [185-187,195], фрактальний [184], сингулярний [175,181], вейвлет [182,188] аналіз координатних розподілів Мюллер-матричних зображень [184,192,199,204] гістологічних зрізів біологічних тканин і дегідратованих плівок біологічних рідин для діагностики раку дерми шкіри, простати, молочної залози, матки та ін.

Окрім цього розроблено алгоритми поляризаційно-фазової томографії полікристалічної складової гістологічних зрізів біологічних тканин і дегідратованих плівок біологічних рідин шляхом експериментального вимірювання Мюллер-матричних зображень [193,194,200-203].

Зазначені алгоритми було використано у низці завдань судово-медичної експертизи, щодо визначення даності настання смерті, давності нанесення травм, диференціації причин настання смерті [205,208,209].

До головних досягнень цифрової Мюллер-матричної поляриметрії можна віднести наступні результати:

Розроблено нові азимутально-незалежні методи стоксполіариметрії та мюллер-матричної реконструкції розподілів параметрів оптичної анізотропії з

використанням просторово-частотної фільтрації проявів фазової (лінійного та циркулярного двопроменезаломлення) та амплітудної (лінійного та кругового дихроїзму) анізотропії для діагностики змін орієнтаційно-фазової структури фібрилярних мереж гістологічних зрізів біологічних тканин і полікристалічних плівок біологічних рідин.

Модель фазової й амплітудної оптичної анізотропії вперше запропонована й аналітично обґрунтована для опису полікристалічних мереж гістологічних зрізів біологічних тканин і плівок біологічних рідин. На цій основі обчислено матрицю Мюллера узагальненої анізотропії оптично тонкого біологічного шару як суперпозицію парціальних матричних операторів фазової (лінійне та циркулярне двопроменезаломлення) та амплітудної (лінійний та круговий дихроїзм) анізотропії.

Знайдено взаємозв'язок між набором статистичних моментів 1 – 4 порядків, які характеризують розподіли значень ММІ гістологічних зрізів біологічних тканин і плівок біологічних рідин, та розподіли значень параметрів оптичної анізотропії (напрямок оптичної осі, фазовий зсув між ортогональними лінійно та циркулярно поляризованими складовими амплітуди лазерної хвилі, співвідношення коефіцієнтів поглинання таких ортогональних складових) полікристалічних мереж.

Аналітично обґрунтовано метод стоксполариметрії з просторово-частотною фільтрацією розподілів значень ММІ для диференціації проявів механізмів фазової анізотропії різномасштабних фібрилярних мереж гістологічних зрізів біологічних тканин різної морфологічної побудови та фізіологічного стану.

Уперше розроблено метод поляризаційної реконструкції з просторово-частотною диференціацією розподілів значень ММІ ΔM , які характеризують циркулярне двопроменезаломлення гістологічних зрізів багат шарових біологічних тканин, для диференціації змін фазової анізотропії (θ) полікристалічних мереж на ранніх етапах онкологічної патології – передракові стани (проста атрофія, поліп) органів репродуктивної сфери жінки.

Установлено фрактальність координатних розподілів значень ММІ, які характеризують прояви парціальних механізмів оптичної анізотропії полікристалічних плівок біологічних рідин здорових донорів. Фізичною причиною зміни масштабно-самоподібної структури (формування мультифрактальних розподілів) є зростання концентрації оптично активних молекул, які кристалізуються у двопротенезаломлюючі мережі плівок біологічних рідин, взятих у хворих пацієнтів. За рахунок формування хаотично зорієнтованих за напрямками оптично анізотропних новоутворених фібрилярних мереж злоякісних пухлин координатні розподіли значень ММІ трансформуються у випадкові. Кількісним критерієм такого процесу є зростання дисперсії розподілу логарифмічних залежностей спектрів потужності ансамблю значень

Проаналізовані методи і засоби Мюллер-матричної поляриметрії на даний момент часу слугують платформою розвитку новітнього вже можна стверджувати сформованого технологічно-прикладного напрямку біомедицинської діагностики – Мюллер-матричної мікроскопії.

1.3. Методи і засоби Мюллер-матричної мікроскопії біологічних препаратів.

У даному параграфі ми проаналізуємо на сукупності конкретних прикладів основні тенденції становлення та сучасні складові прикладної Мюллер-матричної мікроскопії.

1.3.1. Матричне зображення Мюллера з поляризаційною камерою: застосування до мікроскопії [210]

Представлено конструкцію та впровадження поляриметра Мюллера з матрицею зображення, який використовує поляризаційну камеру як детектор. Ця камера одночасно вимірює перші три компоненти Стокса, дозволяючи визначити три верхні рядки матриці Мюллера лише після $N = 4$ вимірювань за допомогою одного обертового компенсатора, чого достатньо для повної характеристики недеполяризуючих зразків. Ця установка забезпечує

поляриметричний аналіз із мікрометричною роздільною здатністю приблизно за 3 секунди, а також може виконувати зображення подвійного променезаломлення в реальному часі з частотою кадрів камери, фіксуючи компенсатор під статичним кутом 45° . Для подальшого покращення кондиціонування установки проведено першу експериментальну демонстрацію оптимальної конструкції.

1.4.2. Швидка оптична скануюча мікроскопія Мюллера зі спектральним кодуванням [211]

Зазначено, що мікроскопи Мюллера дозволяють отримати зображення оптичних анізотропних властивостей біологічних або небіологічних зразків у фазі та амплітуді в субмікрометровому масштабі. Однак розробка мікроскопів Мюллера створює інструментальну проблему: отримання поляриметричних параметрів має бути досить швидким, щоб забезпечити швидке отримання зображень, щоб еволюцію цих параметрів можна було візуалізувати в режимі реального часу, дозволяючи оператору налаштовувати мікроскоп, постійно перебуваючи спостереження за ними.

Представлено повний скануючий мікроскоп Мюллера, заснований на спектральному кодуванні поляризації. Спектр, зібраний кожні 10 мкс для кожної позиції оптичного променя на зразку, включає всю інформацію, необхідну для створення повної матриці Мюллера, яка дозволяє одночасно відображати всі поляриметричні параметри з неперевершеною частотою 1,5 Гц (для зображення 256×256 пікселів).

Конструкція оптичних блоків дозволяє відображати в реальному часі лінійні двопроменезаломлюючі зображення, які служать орієнтиром для оператора. Крім того, прилад має можливість легко перемикає свою функціональність з мікроскопа Мюллера на мікроскоп генерації другої гармоніки (SHG), забезпечуючи попіксельне зіставлення зображень, отриманих двома модальностями. Ефективність пристрою проілюстрована зображенням різних незабарвлених біологічних зразків.

1.4.3. Повний поляриметричний сканер Стокса в режимі реального часу на основі камери з лінійним поляризатором для поляриметричного зображення тканин [212]

Тканинна поляриметрична візуалізація вимірює матриці Мюллера тканин або вектори Стокса вихідного світла від тканин (зазвичай з використанням падіння з фіксованим станом поляризації) у полі зору та продемонструвала корисність у ряді хірургічних та діагностичних застосувань.

Представлено компактний повний поляриметричний сканер Стокса, який може працювати з кількома діапазонами довжин хвиль із частотою кадрів, придатною для додатків у режимі реального часу.

Пристрій для зображень перевірено стандартними поляризаційними компонентами, а потім використано як аналізатор стану поляризації поляриметра Мюллера та окремого поляриметра Стокса відповідно для зображення процесу дегідратації тканини сухожиль великої рогатої худоби.

1.4.4. Аналіз та калібрування лінійних параметрів орієнтації подвійного променезаломлення, отриманих з матриці Мюллера для багат шарових тканин [213]

Матрична поляриметрія Мюллера може надати велику кількість інформації про мікроструктуру тканин. Матричне полярне розкладання Мюллера (MMPD) здатне виділяти власні поляриметричні характеристики тканиноподібних середовищ, включаючи орієнтацію лінійної осі подвійного променезаломлення. Однак при вимірюванні багат шарового зразка з лінійним подвійним променезаломленням різних напрямків орієнтації існує відхилення між виміряними та ідеальними значеннями параметра орієнтації лінійного подвійного променезаломлення MMPD. Оскільки багат шарові анізотропні структури широко існують у біомедичних зразках, модифікований параметр MMPD для більш точного розрахунку лінійної орієнтації подвійного променезаломлення для шаруватих тканин є вирішальним.

Запропоновано модифікований параметр MMPD для розрахунку лінійної орієнтації подвійного променезаломлення для багатошарових носіїв. Вимірюючи різні налаштовані фанти та патологічні зрізи тканин, продемонстровано, що модифікований параметр може точніше показати лінійний кут орієнтації подвійного променезаломлення багатошарового середовища.

Запропонований параметр може бути корисним для кількісної оцінки не тільки патологічних зрізів тканини з волокнами, але й багатьох інших зразків матеріалів із шаруватими двозаломлюючими структурами.

1.4.5. Розрізнення тканинних структур за допомогою зображень поляризаційного фарбування на основі різних комбінацій параметрів полярного розкладання матриці Мюллера [214]

Індивідуальні параметри, отримані з матриці Мюллера, часто використовувалися для характеристики певного виду структури тканини. Однак виявлено, що окремі параметри матриці Мюллера містять лише часткову структурну інформацію. Таким чином, важко точно та всебічно ідентифікувати різні структури за допомогою одного зображення параметра поляризації.

Представлено метод злиття зображень на основі колірних просторів для поєднання різних похідних параметрів матриці Мюллера для надання багатовимірної структурної інформації піксель за пікселем в одному зображенні поляризаційного фарбування.

Результати зразків тканини шкіри спини щурів показують, що різні волокнисті структури можна легко розрізнити за допомогою поляризаційного фарбування. Потім, щоб кількісно проаналізувати текстурні характеристики поляризаційних забарвлених зображень для різних структур, застосовуються методи обробки зображень Тамури та матриці спільного появи рівнів сірого (GLCM), щоб забезпечити різні індекси оцінки після сегментації зображень. Експериментальні результати підтверджують, що інформація, отримана від

зображень поляризаційного фарбування на основі різних параметрів матриці Мюллера, може бути використана для точного розрізнення тканинних структур. У поєднанні з машинними системами розпізнавання та техніками штучного інтелекту, що швидко розвиваються, стратегія, запропонована в цьому дослідженні, може бути дуже корисною для точного виявлення аномальних тканин і патологічної діагностики.

1.4.6. Томографічний метод зображення параметра поляризації матриці Мюллера в конфігурації зворотного розсіювання. [215]

Описано матричне томографічне зображення поляризаційних параметрів Мюллера (ММРРТІ) у конфігурації зворотного розсіювання для генерації зображень поперечного перерізу поляризаційних параметрів біологічної тканини з роздільною здатністю по глибині.

По-перше, запропоновано теоретичну модель, яка може бути використана для прямого визначення поляризаційних властивостей анізотропного середовища з вимірної матриці Мюллера. Кілька поляризаційних параметрів, таких як ослаблення середовища, можна виразити через елементи вимірної матриці Мюллера.

Запропоновану модель можна розглядати як фізичну інтерпретацію симетричного розкладу матриці Мюллера. Для калібрування нового методу генерації зображень матриці Мюллера з роздільною здатністю по глибині середовищ з декількома ефектами поляризації одночасно, у цій роботі пропонується використовувати свинячу печінку як переважно ізотропний стандартний зразок.

Зображення поперечного перерізу з роздільною здатністю по глибині 16 елементів матриці Мюллера та властивості поляризації тканин *in vivo* та *ex vivo* представлені для демонстрації можливостей методу.

Метод ММРРТІ має потенціал для зображення всіх параметрів поляризації будь-якого деполаризуючого анізотропного середовища. Модель для ММРРТІ у випадку зворотного розсіювання може бути модифікована, щоб знайти явні вирази для параметрів поляризації середовищ із деякими

специфічними анізотропними структурами або зображень у режимі передавання.

1.4.7. Підхід на основі матриці Мюллера для виявлення Ex vivo прозорої біотканини, обробленої рибофлавіном [216].

Зшивання колагену рогівки є усталеною процедурою лікування певних захворювань очей, яка застосовується для підвищення механічної стабільності такої біотканини без погіршення її функціональності. Однак, будучи прозорим, оптичний аналіз результатів такого лікування є громіздким і покладається на відносно дороге експериментальне обладнання.

Застосовано поляриметрію Мюллера для виявлення фотоіндукованого перехресного зшивання колагену в прозорій біотканині після обробки рибофлавіном і УФ-опроміненням.

Проста установка поляриметрії матриці Мюллера може забезпечити швидкий і неінвазивний аналіз прозорих середовищ для чутливого виявлення невеликих фотоіндукованих ефектів перехресного зшивання в біотканині. Ми продемонстрували поточні можливості підходу на неплоских зразках рогівки свиней ex vivo. Ми повідомили про різницю між необробленими та обробленими рибофлавіном зразками. Спостережувані відмінності корелювали з варіацією певних елементів матриці Мюллера та параметрів, отриманих у результаті розкладання. Дані вимірювань показують різницю в зшитих і не зшитих зразках, хоча вплив УФ-обробки на зразки, оброблені рибофлавіном, ще не був на тому самому рівні значущості і потребує подальшого дослідження. Вимірювання матриці Мюллера представляє багатообіцяючий підхід для виявлення ефектів перехресного зшивання колагену рогівки. Для підтвердження цього підходу потрібні подальші дослідження з більшою кількістю зразків. У майбутньому це може забезпечити надійне та неінвазивне виявлення фотоіндукованих ефектів у біотканині та відкрити можливість для застосування in vivo, наприклад, для лікування захворювань очей або виявлення розвитку рубцевого колагену.

1.4.8. Різні порядки розсіювання через оцінки зображень матриці Мюллера з часовим розділенням передракових пухлин у тканинах шийки матки людини [217]

Поляриметрія зображення матриці Мюллера (ММ) із часовим розділенням у режимі пропускання була реалізована як в епітелії, так і в стромальних областях тканин шийки матки, щоб дослідити різну динаміку поляризації у зв'язку з діагностикою передраку шийки матки.

Картини інтенсивності різних елементів ММ з роздільною здатністю до пікосекунд, отримані в результаті різних порядків розсіювання, з різними часовими затримками забезпечують чітке розмежування між епітелієм і стромою тканини шийки матки.

Показано, що карти деполяризації та затримки, що залежать від часу, відрізняють епітелій від стромы. Середні значення залежної від часу лінійної, лінійної-45 та циркулярної деполяризації та параметрів лінійної, циркулярної та скалярної затримки в різних режимах розсіювання від оптично анізотропної стромальної області ідентифікують передракові пухлини в тканині шийки матки. У міру розвитку захворювання залежна від часу лінійна деполяризація змінюється до більших значень порівняно з залежною від часу круговою деполяризацією.

Результати демонструють потенціал для раннього виявлення та розуміння механізмів морфологічних змін при розвитку раку шийки матки.

1.4.8. Підхід кількісної поляриметрії з декомпозицією матриці Мюллера для діагностики меланоми та немеланомного раку шкіри людини [218]

Простий і ефективний поляриметричний метод використовується, щоб відрізнити доброякісні утворення від ракових. Цей метод базується на ключових поляриметричних параметрах розслаблення, деполяризації та затримки. Кілька зразків людської шкіри з трьома видами раку, а також

доброякісні зразки досліджуються за допомогою поляриметричного методу, а результати порівнюються з діагнозом патології. У цьому дослідженні поляриметричні параметри враховуються як надійний діагностичний інструмент для точного та неінвазивного розрізнення ракових утворень.

1.4.9. Безпосереднє отримання поляризаційних властивостей з виміряних матриць Мюллера [219]

Представлено новий метод, який дозволяє безпосередньо отримати поляризаційні властивості з виміряних макроскопічних матриць Мюллера без розкладання.

Метод заснований на використанні того факту, що канонічне розкладання макроскопічної матриці Мюллера має лише одну унікальну форму.

Компонентні матриці в методі канонічної декомпозиції інтерпретуються за допомогою співвідношень, отриманих з формою одного можливого продукту в полярному розкладі. Макроскопічна матриця Мюллера з елементами, що містять кілька поляризаційних параметрів, зазвичай виражається як добуток компонентних матриць.

Формули представлені в термінах елементів вимірюваної макроскопічної матриці Мюллера для параметрів, що представляють поляризаційні та деполаризаційні властивості середовища.

Нарешті, представлено теоретичне обґрунтування матриці Мюллера з відомими та невідомими поляризаційними властивостями. Точність цього методу підтверджено шляхом аналізу узгодженості між результатами, отриманими запропонованим методом, і результатами, отриманими шляхом полярного розкладання, в якому значення поляризаційних ефектів вважаються точними з тим фактом, що матриці поправок, розраховані методом псевдополярного розкладання, всі наближені до матриць ідентичності.

Цей метод має переваги безпосереднього отримання поляризаційних властивостей виміряної матриці Мюллера без розкладання. Як приклад

представлені зображення параметрів поляризації біологічної тканини з роздільною здатністю по глибині, розраховані за допомогою вимірної матриці Мюллера, щоб продемонструвати можливості нашого методу.

1.4.10. Кількісний аналіз параметрів перетворення матриці Мюллера 4×4 для біомедичної візуалізації [220]

Приведено аналіз взаємозв'язків між параметрами перетворення матриці Мюллера та характерними мікроструктурами тканин за допомогою експериментальних фантомів і моделювання за методом Монте-Карло на основі різних моделей імітації тканин.

Використано кількісні показники оцінки для порівняння параметрів перетворення матриці Мюллера з параметрами полярного розкладання матриці Мюллера.

Результати візуалізації об'ємних тканин товстої кишки свиней і тонких зрізів патологічної тканини людини демонструють потенціал параметрів трансформації матриці Мюллера як біомедичних діагностичних індикаторів. Крім того, це дослідження надає кількісні критерії для вибору параметрів у біомедичній матричній візуалізації Мюллера.

1.4.11. Оптична діагностика біопсії тканин шлунка за допомогою мікроскопії Мюллера та статистичного аналізу [221]

Досліджено можливість створення кількісних оптичних показників для характеристики еволюції тканини шлунку від здорових станів через запалення до раку за допомогою мікроскопії Мюллера біопсії шлунку, регресійної моделі та статистичного аналізу прогнозованих зображень.

З цією метою незабарвлені зрізи біоптатів тканини шлунку людини при різних патологічних станах вимірювали за допомогою спеціально виготовленого мікроскопа Мюллера.

Поліноміальна регресійна модель була побудована з використанням карт інтенсивності передачі, ретардансу, дихроїзму та деполяризації для створення прогнозованих зображень.

Статистичний аналіз прогнозованих зображень зрізів тканини шлунку з підгонкою кількох кривих свідчить про те, що мікроскопія Мюллера в поєднанні з регресією даних і статистичним аналізом є ефективним підходом для кількісної оцінки ступеня запалення в біоптатах тканини шлунку з високим потенціалом у клінічних застосуваннях.

1.5. Методи і засоби 3D поляриметрії біологічних об'єктів

Ми вже зазначали актуальність подальшого якісно нового розвитку сукупності методів поляриметрії, який пов'язаний із розробленням систем одержання 3D інформації про об'ємну структуру досліджуваних біологічних об'єктів.

Першим кроком в цьому напрямку стали системи оптичної когерентної томографії, висока діагностична ефективність та конструктивні особливості яких детально проаналізовані і систематизовані в [221].

Головними недоліками таких систем є декілька факторів:

- Низька роздільна здатність пошарових лазерних зображень.
- Низький поляризаційний контраст візуалізованих картин двопротинезаломлення.
- Неможливість диференціації доброякісних і злоякісних станів біологічних тканин.
- Відсутність кількісної оцінки одержаних даних.
- Висока вартість.

Вказані недоліки в певній мірі компенсують достатньо дешеві, експресні Мюллер-матричні високороздільні поляризаційно-інтерференційні системи з цифровим голографічним відтворенням пошарових розподілів полів комплексних амплітуд та подальшим кількісним статистичним, кореляційним, фрактальним, вейвлет і сингулярним аналізом [222-225].

Розроблення і експериментальна апробація таких систем продемонструвала їх високу діагностичну ефективність у:

- виявленні причин настання смерті за аналізом полікристалічної структури міокарда [222];
- дослідженні змін полікристалічної структури різноманітних органічних полімерних матеріалів [223-225].

Проте, це тільки перші кроки у напрямку системного дослідження процесів формування 3D структури поляризаційно-фазових об'єктних полів полікристалічних шарів твердої та м'якої матерії у рамках єдиних модельних уявлень про такі процесів, єдиної теоретичної та експериментальної методології та застосуванні універсального комплексу алгоритмів кількісної оцінки одержаних даних.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

У даному розділі представлені наступні аналітичні матеріали:

- Мета та задачі дисертаційного дослідження.
- Структурно-логічна схема дисертаційного дослідження.
- Короткий теоретичний розгляд лазерного кореляційного методу дослідження часової динаміки трансформації полікристалічної структури бетону в процесі його твердіння.
- Структурно-логічна схема оптично анізотропної полікристалічної архітектоніки біологічних фазово-неоднорідних шарів.
- Короткий теоретичний огляд процесів формування поляризаційної структурності об'єктних полів оптично анізотропних шарів біологічних тканин.
- Оптична схема і опис методу фазового сканування алгоритмічно відтворених полів комплексних амплітуд біологічних ФНШ з полікристалічною архітектонікою.
- Теоретичного огляду методів статистичного, вейвлет та інформаційного аналізу.

2.1. Мета і задачі дослідження

Мета:

Розроблення комплексу новітніх, логічно-взаємопов'язаних діагностичних лазерних методів багатопараметричного кореляційного та поляризаційно-інтерференційного картографування об'єктних полів фазово-неоднорідних шарів для диференціальної діагностики часових і структурних змін оптично анізотропної полікристалічної архітектоніки шляхом цифрового алгоритмічного відтворення і дискретного фазового сканування розподілів комплексних амплітуд з відтворенням мап азимута і еліптичності поляризації парціальних складових з різною кратністю світлорозсіяння.

Задачі дослідження:

1. Розроблення аналітичної моделі фізичних процесів формування поляризаційної структури об'єктного лазерного поля фазово-неоднорідних шарів з оптично анізотропною полікристалічною архітектонікою.
2. Розроблення та експериментальна апробація лазерного кореляційного методу оцінювання та моніторингу часової динаміки кристалізації полікристалічної складової фазово-неоднорідних шарів.
3. Розроблення та експериментальна апробація методу поляризаційно-інтерференційного картографування лазерних об'єктних полів для детектування патологічних змін оптично анізотропної полікристалічної архітектоники біологічних шарів шляхом цифрового алгоритмічного відтворення і дискретного фазового сканування розподілів комплексних амплітуд з відтворенням мап азимута і еліптичності поляризації парціальних складових з різною кратністю розсіяння.
4. Визначення діагностичних взаємозв'язків між процесами що відбуваються в процесі структурних перетворень оптично-анізотропними фазово-неоднорідними полікристалічними шарами та динамічними параметрами спекл-полів на прикладі полікристалічних шарів цементного розчину.
5. Установлення фізичних закономірностей формування поляризаційно-фазової структурності об'єктних полів оптично анізотропних шарів на прикладі гістологічних зрізів біологічних тканин з різною кратністю світлорозсіяння та ієрархією полікристалічної структури мереж протеїнових кристалів.
6. Визначення діагностичної ефективності багатопараметричних методів поляризаційно-інтерференційного картографування з цифровою фазовою реконструкцією розподілів комплексних амплітуд і статистичним аналізом сукупності алгоритмічно відтворених мап

Поляризаційно-фазова структурність лазерних об'єктних полів і діагностика оптичної анізотропії полікристалічної складової фазово-неоднорідних шарів							
Мета							
Розроблення комплексу новітніх, логічно-взаємопов'язаних діагностичних лазерних методів багатопараметричного кореляційного та поляризаційно-інтерференційного картографування об'єктних полів фазово-неоднорідних шарів для диференціальної діагностики часових і структурних змін оптично анізотропної полікристалічної архітектоніки шляхом цифрового алгоритмічного відтворення і дискретного фазового сканування розподілів комплексних амплітуд з відтворенням мап азимута і еліптичності поляризації парціальних складових з різною кратністю світлорозсіювання.							
Задачі							
№1	№2	№3	№4	№5	№6	№7	№8
Об'єкти дослідження							

Фазово-неоднорідні шари (ФНШ) з оптично анізотропною полікристалічною архітектонікою			
Розчини полікристалічного бетону в процесі твердіння		Гістологічні зрізи біологічних тканин з різною ієрархією полікристалічної архітектоніки	
Вектор-параметрична модель формування поляризаційної структурності полів фазово-неоднорідних шарів з оптично анізотропною полікристалічною архітектонікою			
Методи дослідження			
Оптична корелометрія часової динаміки розсіяних лазерних спекл-полів	Картографування координатних розподілів (мап) азимута і еліптичності поляризації	Цифрове алгоритмічне відтворення полів комплексних амплітуд	Фазове сканування та алгоритмічне відтворення пошарових поляризаційних мап
Результати дослідження			
Часова динаміка змін структури фазових мапи лазерних спекл-полів	Мапи координатних розподілів азимута поляризації	Мапи координатних розподілів еліптичності поляризації	Пошарові фазові поляризаційні мапи координатних розподілів азимута і еліптичності
Методи аналізу			
Фазовий	Поляризаційний	Статистичний	Вейвлет
Результати аналізу			
Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків,	Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які	Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків,	Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків,

які характеризують пошарові фазові мапи розсіяних векторних лазерних полів	характеризують поляризаційно- фазові мапи азимута мікроскопічних зображень	які характеризують поляризаційно- фазові мапи еліптичності мікроскопічних зображень	які характеризують розподіли амплітуд вейвлет коефіцієнтів поляризаційно- фазових мап
Діагностичні застосування			
Статистичні та вейвлет маркери змін оптичної анізотропії полікристалічної структури фазово- неоднорідних шарів		Точність диференціальної діагностики некротичних і патологічних змін полікристалічної структури оптично анізотропних біологічних тканин	

2.3. Модельна схема фазових і поляризаційних перетворень лазерного випромінювання полікристалічними шарами неорганічного походження

При розсіянні когерентного випромінювання цементом у процесі гідратації [226-228] виникає неоднорідний розподіл інтенсивності, що називається спекл-полем. Типовий розмір спекла не залежить від параметрів і характеристик об'єкта, що розсіює, і визначається довжиною хвилі зонduючого випромінювання і діаметром пучка [229-233]. Розподіл інтенсивності розсіяного поля визначається структурою середовища, що розсіює. Відповідно зміна структури середовища викликає перерозподіл максимумів та мінімумів інтенсивності [234-235]. Відповідно до принципу Гюйгенса-Френеля зворотнорозсіяне випромінювання можна представити як суперпозицію збурень від часткових джерел поляризованого випромінювання. Отже, розподіл спеклів у результуючому полі визначається амплітудами та фазами цих джерел. Тому ми розглядаємо відбивання

когерентного випромінювання внаслідок когерентної суперпозиції сферичних хвиль.

Моделювання цього процесу із застосуванням теорії переносного випромінювання та індикатиси розсіювання Ми неможливе, оскільки вони не несуть жодної інформації про фазу розсіяного випромінювання. З іншого боку, суворе моделювання цього процесу можливе лише з використанням аналітичної теорії багаторазового розсіювання; існує точне вирішення цього завдання для середовища, що складається з набору сфер однакового радіусу, що не підходить для нашого випадку. Слід також зазначити, що частинки цементу мають неправильну форму, здебільшого далеку від сферичної, що значно ускладнює точне вирішення цього завдання [236-240]. Так як ми розглядаємо щільноупакований шар, то при зворотному розсіюванні дрібні частинки екранують дію великих частинок. Тому класична теорія розсіювання Ми не могла бути використана. Однак для дослідження процесів гідратації цементу достатньо визначити відносну інтенсивність флуктуацій когерентного поля на різних стадіях гідратації.

Ми розглянули єдиний шар сферичних частинок різного розміру, рис. 2.1.

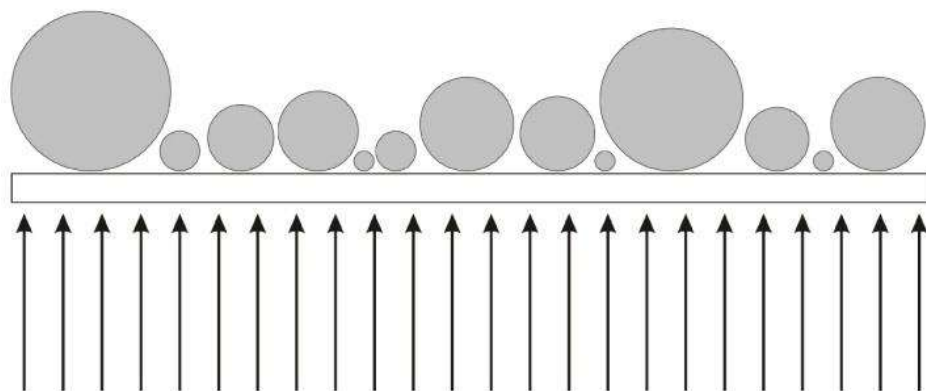


Рис. 2.1. Схематичне зображення розташування сферичних частинок у моделюванні

Можливість заміни частинок цементу сферичними частинками еквівалентного обсягу може бути проілюстроване на функції автокореляції зображення часток яка без посередньо пов'язана з розподілом інтенсивності спекл-поля розсіяного випромінювання.

При розсіюванні світла на множині частинок зображення частинок можна спроектувати в площину спостереження. Ці зображення легко аналізувати за допомогою функції поперечної когерентності (ФПК), яка є автокореляцією зображення частинок. У випадку, коли зображення формуються когерентним світлом, величина ФПК для заданого зміщення визначається видимістю інтерференційної картини, яка для скалярних оптичних полів визначається як:

$$V = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} \quad (2.1),$$

де $I_{\max}$ і $I_{\min}$ - максимальна і мінімальна величини результуючого поля на виході інтерферометра відповідно. Розглянемо формування ФПК [241] на автокореляції зображення для одиночної частинки (рис.2.2).

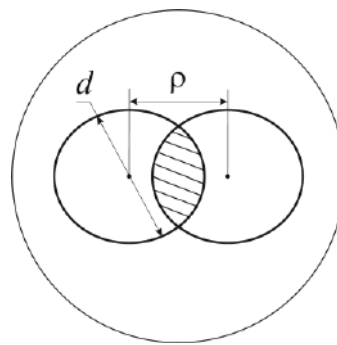


Рис.2.2. Автокореляція зображення окремої частинки з діаметром d при поперечному зміщенні ρ

Позначимо через dI потік випромінювання через одиницю площі. Зображення частинки перекриває радіаційний потік у пучку. Тоді, при максимумі інтерференції, потік випромінювання в площині спостереження за зображенням частинки є результатом інтерференції променя з нульовою

різницею фаз, а загальний потік випромінювання дорівнює $4dI$. Потік випромінювання в області зображення частинки за межами області зображення, що перекривається, дорівнює dI . У зоні перекриття буде нульовий потік. Квадрат зони зображення частки поза зоною перекриття дорівнює

$$2\left(\frac{d^2\pi}{4} - s_r(d, \rho)\right)$$

. Якщо площа зони спостереження більша за площу зображення частинки в ρ_s рази, то площа зони спостереження без зображень частинки може бути визначена таким чином: . Тоді максимальну інтенсивність для переміщення та діаметр частинок можна записати як:

$$\rho_s \frac{d^2\pi}{4} - 2\left(\frac{d^2\pi}{4} - s_r(d, \rho)\right) - s_r(d, \rho)$$

Тоді максимальну інтенсивність для зміщення ρ та діаметру частинки d можна записати як

$$I_{\max}(\rho, d, \rho_s) = \begin{cases} dI(d^2 \arccos(\frac{\rho}{d}) + d^2\pi(\rho_s - \frac{3}{2}) - \rho\sqrt{d^2 - \rho^2}), & \rho \leq d \\ dI \cdot d^2\pi(\rho_s - \frac{3}{2}), & \rho > d \end{cases} \quad (2.2),$$

де - ρ_s величина, що дорівнює відношенню площі поля спостереження до площі зображення частинки. За мінімуму інтенсивності поле спостереження було б результатом інтерференції пучка з різницею фаз, тому потік випромінювання поза зображеннями частинок і в зоні перекриття зображення дорівнював би нулю. Потік випромінювання в зонах без перекриття зображень частинок також дорівнює dI . Тоді мінімальну інтенсивність поперечного зсуву для переміщення ρ та діаметру частинки d можна записати як:

$$I_{\min}(\rho, d) = \begin{cases} dI\left(\frac{d^2\pi}{2} + \rho\sqrt{d^2 - \rho^2} - d^2 \arccos(\frac{\rho}{d})\right), & \rho \leq d \\ dI \frac{d^2\pi}{2}, & \rho > d \end{cases} \quad (2.3).$$

Тоді залежність видимості від поперечного переміщення, яка дорівнює ФПК - $\Gamma_{\perp}$, можна записати так:

$$\frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} = \Gamma_{\perp}(\rho, d, \rho_s) = \begin{cases} \frac{d^2 \pi (\rho_s - 2) - 2\rho \sqrt{d^2 - \rho^2} + 2d^2 \arccos(\frac{\rho}{d})}{d^2 \pi (\rho_s - 1)}, & \rho \leq d \\ \frac{\rho_s - 2}{\rho_s - 1}, & \rho > d \end{cases} \quad (2.4),$$

де ρ_s дорівнює відношенню квадрата поля спостереження до квадрата зображення частинки.

Для множини сферичних частинок з відповідним розподілом розмірів $p(d)$ функція поперечної когерентності визначається як [241]:

$$\Gamma_{\perp}^{total}(\rho, \rho_s) = \int_0^{\infty} p(d) \Gamma_{\perp}(\rho, d, \rho_s) dd \quad (2.5)$$

У попередній роботі [244] ми знайшли аналітичний вигляд функції $p(d)$ для цементу. Оскільки частки цементу отримані в результаті помелу, розміри частинок є випадковими додатними величинами. Такі розподіли добре апроксимуються розподілом Релея (РР) (2.6):

$$p_r(d, \sigma) = \frac{d}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{d^2}{2\sigma^2}\right) \quad (2.6),$$

де - σ найбільш імовірне значення діаметра частинки.

Функція (6) має лише один параметр – σ що робить її придатною та зручною для практичного використання.

Усі аналітичні розрахунки були виконані для сферичних частинок, і це ставить питання про точність отриманих результатів за допомогою реальних частинок цементу випадкової форми. Щоб відповісти на це питання, ми провели серію симуляцій для частинок із квадратними та трикутними зображеннями (рис. 2.3), які близькі до реальних форм частинок цементу. Розміри цих квадратних і трикутних частинок були вибрані так, щоб мати таку саму площу проекції зображення, як і для відповідної сферичної частинки.

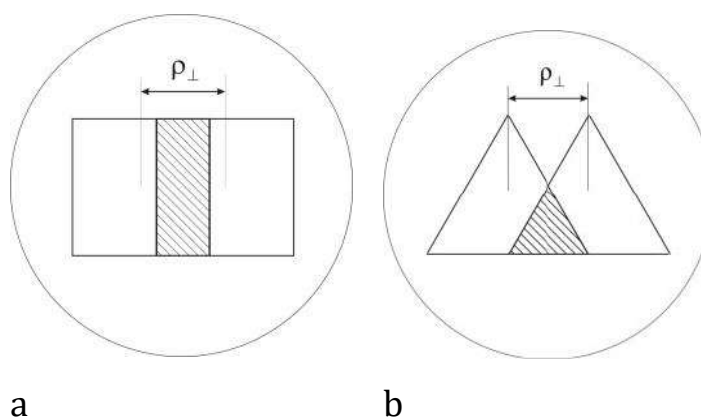


Рис.2.3. Автокореляція для окремої частинки квадратної (а) та трикутної (б) форми з поперечним зміщенням

Результат моделювання для окремих частинок показано на рис.2.4.

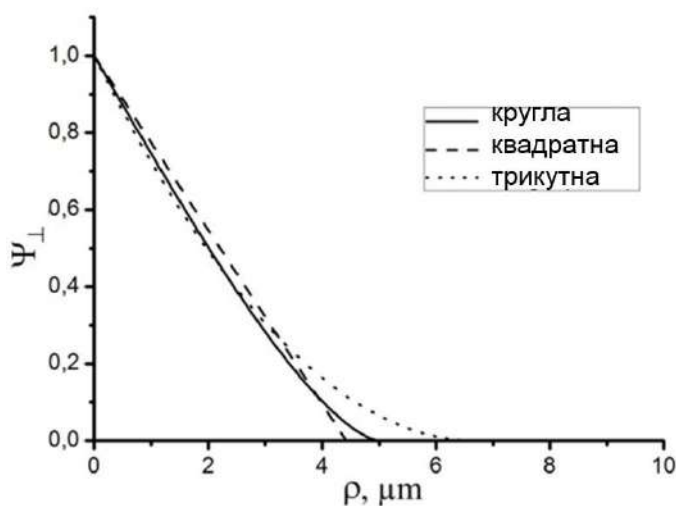


Рис.2.4. ФПК для окремих частинок круглої, квадратної та трикутної форми

Як бачимо, функція когерентності для одиночної частинки (рис.2.4.) має суттєву відмінність для частинок різної форми. Але ця різниця зникає, якщо додати випадкові орієнтації (рис.2.5.) і заданий розподіл за розмірами.

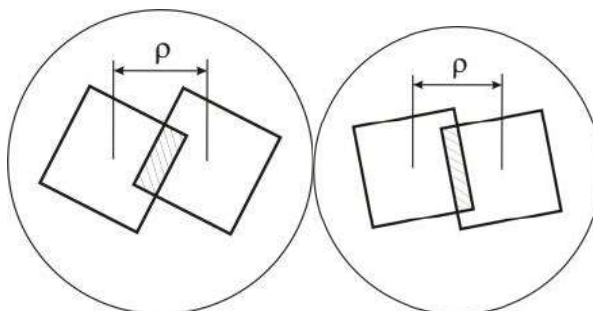


Рис.2.5. Приклад випадкових орієнтаційних накладень зображень квадратних частинок

На рис.2.6 показана функція когерентності для набору частинок з рівномірно розподіленими випадковими орієнтаціями.

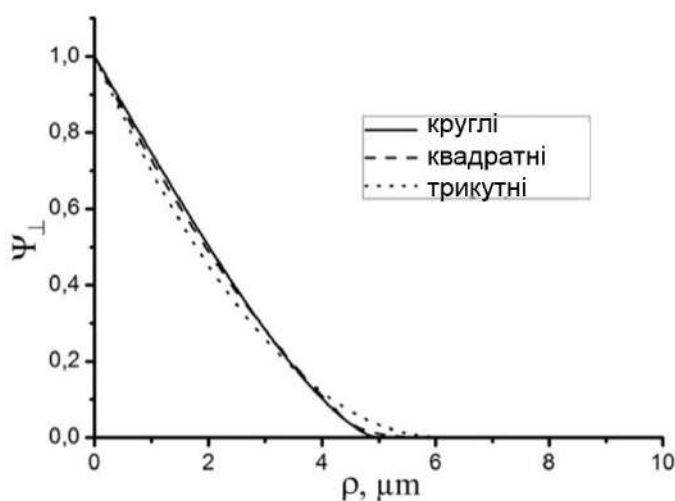


Рис.2.6. ФПК для набору частинок з рівномірною випадковою орієнтацією. Кожна частинка трикутника і квадрата має площу, що дорівнює площі кола діаметром 5 мкм

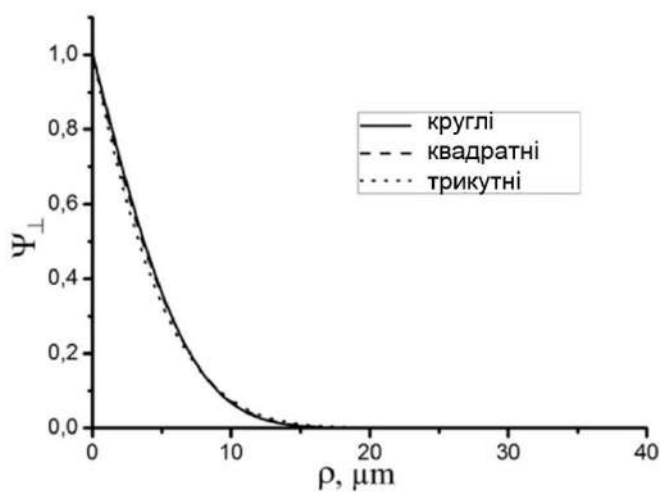


Рис.2.7. ФПК для набору частинок з рівномірною випадковою орієнтацією та SDF Релея з найбільш імовірним розміром 5 мкм. Кожна частинка трикутника і квадрата має площу, що дорівнює площі кола діаметром 5 мкм

На рис.2.7. показано ФПК для набору частинок з рівномірно розподіленими випадковими орієнтаціями та розподілом Релея за розмірами (6). Різниця між ФПК становить менше 3%.

Моделювання показало, що, хоча для окремої частинки неможливо розглядати частинки довільної форми як сфери, коли ми маємо набір частинок із випадковою орієнтацією та РР за розмірами – ФПК майже такий же, як і для відповідного набору сферичних частинок [242].

В експериментах випромінювання, відбите від поверхні, відсікалося поляризатором, тому при моделюванні є сенс розглядати лише випромінювання, відбите від внутрішньої частини частки.

Процес розсіювання моделювався у [235] із застосуванням теорії перенесення випромінювання, яка не дає можливості моделювання структури спекл-поля, але досить точно описує інтегральні фотометричні параметри. Ці дослідження також показують, що цементний шар тіста товщиною 40 мкм поглинає близько 90% енергії випромінювання. Це свідчить про те, що у формуванні спекл-поля бере участь лише приповерхневий шар цементу завтовшки 20 мкм. Запропоновано спрощене рішення, яке дозволяє якісно оцінити вплив зміни параметрів частинок цементу у процесі гідратації на динаміку коливань інтенсивності у спекл-полі. Якщо й у цьому випадку абсолютний розподіл поля спотворений, то швидкість відносних коливань поля буде пропорційна швидкості процесу гідратації цементу.

Моделювання та експериментальне дослідження засноване на [237, 238, 242, 243], опубліковане в [244] та наведене в додатку 1. Дана методика знайшла практичне застосування, наприклад [245-250].

2.4. Формування поляризаційно-неоднорідних полів полікристалічними шарами біологічного походження

Структурно-логічна схема формування поляризаційної структурності об'єктних полів біологічних шарів з оптично анізотропною архітектонікою

Біологічний ФНШ	
Морфологічна структура	
Ізотропна	Анізотропна
Жири, ліпіди, жирні кислоти, фосфоліпіди та ін.	Поліпептидні ланцюжки амінокислот, “первинна – четвертинна” структура білкових молекул, протофібрили, фібрилярні сітки
Оптичні “об’єктні” характеристики	
Ослаблення, Розсіяння	Лінійне та циркулярне двопроменезаломлення і дихроїзм
Оптичні “польові” характеристики	
Координатні розподіли (мапи) інтенсивності	Координатні розподіли (мапи) азимута і еліптичності поляризації

Модельний опис взаємодії поляризованого та когерентного лазерного випромінювання з оптично неоднорідними біологічними шарами ґрунтується на низці модельних уявлень, розроблених у роботах [111-113, 115-120] і доповнених нами з урахуванням когерентності парціальних лазерних хвиль, що модифікуються оптичними неоднорідностями біологічного шару.

1. Будь-який шар біологічної тканини або рідини можна представити у вигляді сукупності двох основних компонентів [113, 115-120]:

- 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 $\{A\}$:

$$\{A\} = e^{-\tau l} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.7)$$

де: τ – коефіцієнт екстинції; l – товщина біологічного шару.

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

$$\{B\} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & b_{22} & b_{23} & b_{24} \\ 0 & b_{32} & b_{33} & b_{34} \\ 0 & b_{42} & b_{43} & b_{44} \end{pmatrix} \quad (2.8)$$

де

$$\begin{aligned} b_{22} &= \cos^2 2\gamma + \sin^2 2\gamma \cos \varphi; \\ b_{23} &= b_{32} = \cos^2 2\gamma \sin 2\gamma (1 - \cos \varphi); \\ b_{33} &= \sin^2 2\gamma + \cos^2 2\gamma \cos \varphi; \\ b_{42} &= -b_{24} = \sin 2\gamma \sin \varphi; \\ b_{34} &= -b_{43} = \cos 2\gamma \sin \varphi; \\ b_{44} &= \cos \varphi. \end{aligned} \quad (2.9)$$

тут: γ - напрямок орієнтації оптичної осі; φ - фазовий зсув між лінійно- та ортогонально поляризованими складовими амплітуди перетвореної лазерної хвилі.

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

$$\{C\} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \omega_{22} & \omega_{23} & 0 \\ 0 & \omega_{32} & \omega_{33} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad \begin{aligned} \omega_{22} &= \omega_{33} = \cos 2\chi; \\ \omega_{23} &= -\omega_{32} = \sin 2\chi. \end{aligned} \quad (2.10)$$

Тут: χ - кут обертання площини поляризації перетвореної лазерної хвилі.

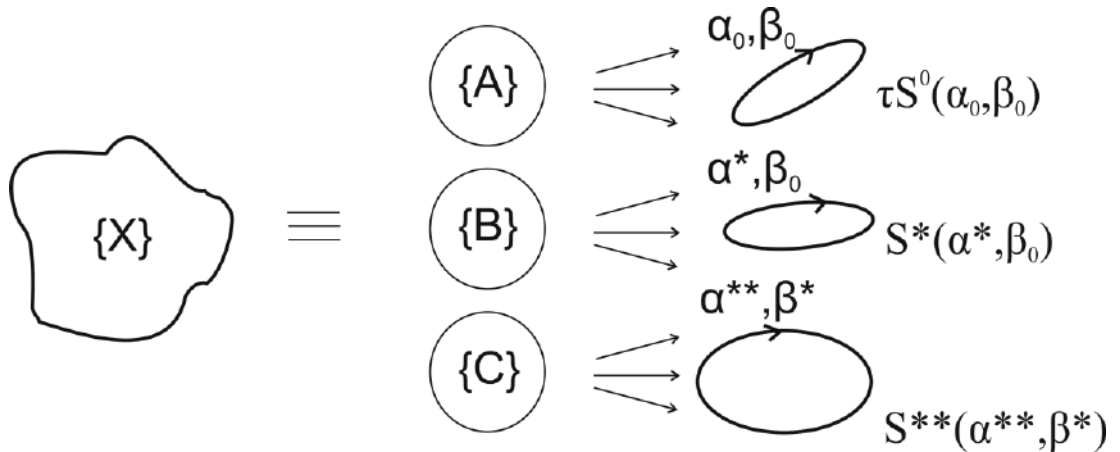


Рис. 2.8. До аналізу формування поляризаційної структури поля лазерного випромінювання перетвореного біологічним шаром: S^0 - вектор Стокса опромінюючої лазерної хвилі; S^*, S^{**} - вектор Стокса лазерної хвилі перетвореної оптично-анізотропними структурами із лінійним та циркулярним двопронезаломленням відповідно; α_0, β_0 - азимут та еліптичність поляризації падаючої хвилі; α^* та α^{**} - азимути поляризації лазерних хвиль перетворених оптично активними молекулами та сформованими ними просторово-орієнтованими ланцюгами; β^* - 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.

2.5. Поляризаційна структура лазерних полів дифузних оптично анізотропних шарів

У циклі наукових праць [95-164] продемонстрована можливість поляриметричної диференціації зразків фібрилярних біологічних тканин здорових і хворих людей. При цьому досягається висока чутливість методів лазерної поляриметрії патологічних змін оптичної анізотропії фібрилярних сіток. 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 двопроменезаломлення внаслідок патологічного розупорядкування напрямів оптичних осей менші.

Основним недоліком поляриметричного та мюллер-матричного картографування виявилася залежність експериментальних даних від величини деполяризації лазерного випромінювання, яка не тільки інтегрально усереднює поляризаційні розподіли, але й “руйнує” однозначність взаємозв’язків між поляризаційно-неоднорідними об’єктними полями та параметрами полікристалічних шарів м’якої матерії.

Ступінь деполяризації реальних біологічних шарів, в об’ємі яких поряд з однократними актами світлорозсіяння, реалізується багатократна взаємодія, підвищується.

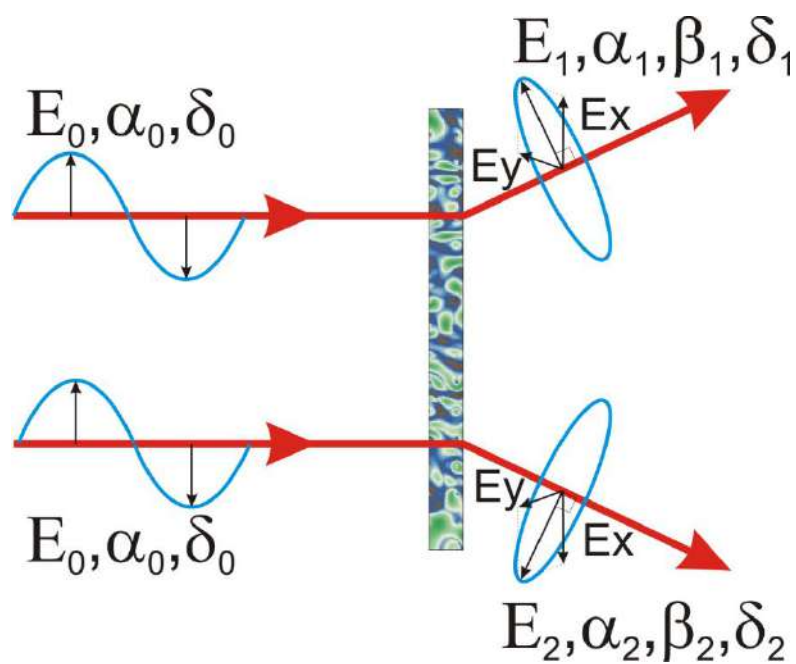


Рис. 2.9. Розсіювання з переважаннями однократними актами взаємодії

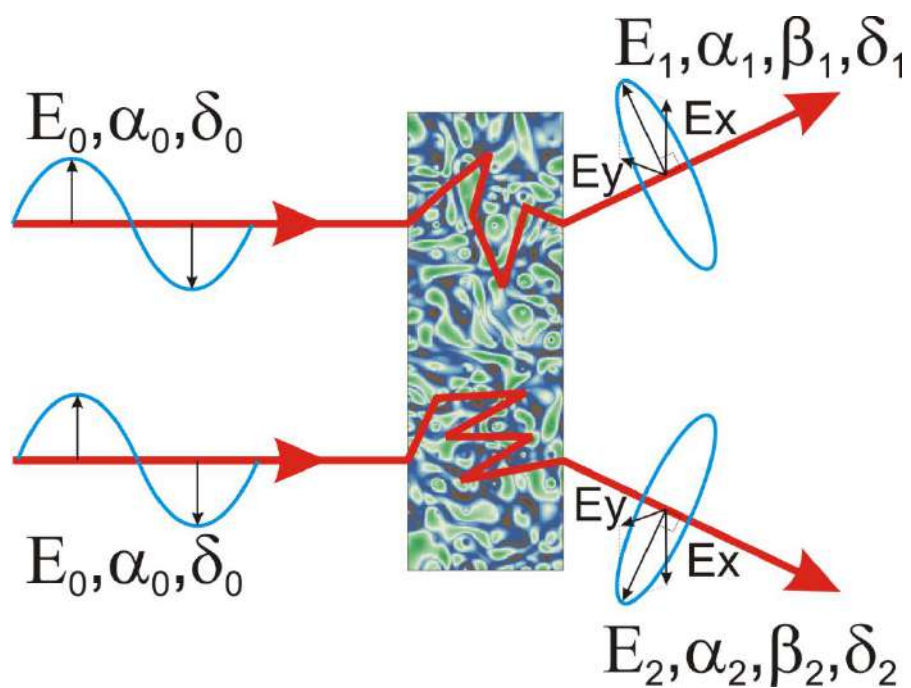


Рис. 2.10. Розсіювання з переважаннями багатократними актами взаємодії

2.6. Короткий теоретичний розгляд процесів формування полікристалічною архітектонікою поляризаційної структурності об'єктного поля біологічного ФНШ

У цьому пункті ми коротко розглянемо (без втрати повноти аналізу) основні теоретичні співвідношення в рамках фазово-анізотропного наближення для лінійного LB та циркулярного CB двоприменезаломлення. Ці співвідношення описують процеси формування об'єктних лазерних полів, однократно та багатократно розсіяних компонентами поляризаційних структур дифузних шарів біологічних тканин. Паралельно, будуть коротко розглянуті теоретичні основи фрактального та мультифрактального аналізу поляризаційних мап поля розсіяного випромінювання.

2.6.1. Стокс-поляриметрия об'єктного поля

Дифузний шар біологічної тканини опромінюють поляризованим променем із вектором Стокса VS^0 . У подальших теоретичних викладках ми будемо вважати, що біологічний шар опромінюється циркулярно поляризованим ($\otimes$) лазерним променем із вектором Стокса $VS^0(\otimes)$.

$$VS^0(\otimes) = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix}. \quad (2.11)$$

Такий вибір поляризації забезпечує азимутальну різноманітність у результатах серійних досліджень представлених зразків біологічних тканин [220-225].

2.6.1.1. Одиарна взаємодія

Для одинарного розсіювання ($l = 1$), фазові характеристики двоприменезаломлення (лінійне LB та циркулярне LB двоприменезаломлення) у точці з координатою (r) для кожної оптично-анізотропної неоднорідності з геометричним розміром l та просторовою

орієнтацією по вісі γ в об'ємі біологічної тканини, ми можемо записати оператор матриці Мюллера [210]

$$\{Q\}_{l=1}(r) = \{CB\}_{l=1}\{LB\}_{l=1} = \left(\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & q_{22}(\gamma; \delta; \xi) & q_{23}(\gamma; \delta; \xi) & q_{24}(\gamma; \delta; \xi) \\ 0 & q_{32}(\gamma; \delta; \xi) & q_{33}(\gamma; \delta; \xi) & q_{34}(\gamma; \delta; \xi) \\ 0 & q_{42}(\gamma; \delta; \xi) & q_{43}(\gamma; \delta; \xi) & q_{44}(\gamma; \delta; \xi) \end{bmatrix} \right)_{l=1} (r) \quad (2.12)$$

Тут $\{CB\}_{l=1}$ – Мюллер-матричне циркулярне двопронезаломлення або оптична активність

$$\{CB\}_{l=1}(r) = \left\| \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \omega_{22} & \omega_{23} & 0 \\ 0 & \omega_{32} & \omega_{33} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right\|, \omega_{ab} = \begin{cases} \omega_{22} = \omega_{33} = \cos 2\xi; \\ \omega_{23} = -\omega_{32} = \sin 2\xi. \end{cases} \quad (2.13)$$

Лінійне двопронезаломлення характеризується наступною формою матриці Мюллера $\{LB\}_{l=1}(r)$

$$\{LB\}_{l=1}(r) = \left\| \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & d_{22} & d_{23} & d_{24} \\ 0 & d_{32} & d_{33} & d_{34} \\ 0 & d_{42} & d_{43} & d_{44} \end{bmatrix} \right\| (r), d_{ab} = \begin{cases} d_{22} = \cos^2 2\gamma + \sin^2 2\gamma \cos \delta; \\ d_{23} = d_{32} = \cos 2\gamma \sin 2\gamma (1 - \cos \delta); \\ d_{33} = \sin^2 2\gamma + \cos^2 2\gamma \cos \delta; \\ d_{42} = -d_{24} = \sin 2\gamma \sin \delta; \\ d_{34} = -d_{43} = \cos 2\gamma \sin \delta; \\ d_{44} = \cos \delta. \end{cases} \quad (2.14)$$

де q_{ab} – елементи матриці, $\delta = (2\pi/\lambda)\Delta n h$ – LB фазовий зсув; ξ – CB кут повороту оптичної активності; λ – довжина хвилі; h – геометрична товщина [14, 210].

У розширеній формі, фазово-анізотропна матриця полікристалічної структури біологічного шару у кожній точці (r) приймає наступний вигляд

$$\{Q\}_{l=1}(\gamma; \delta; \xi, r) =$$

$$= \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & (\omega_{22}d_{22} + \omega_{23}d_{32})_{22} & (\omega_{22}d_{23} + \omega_{23}d_{33})_{23} & (\omega_{22}d_{24} + \omega_{23}d_{34})_{24} \\ 0 & (\omega_{32}d_{22} + \omega_{33}d_{32})_{32} & (\omega_{32}d_{23} + \omega_{33}d_{33})_{33} & (\omega_{32}d_{24} + \omega_{33}d_{34})_{34} \\ 0 & d_{42} & d_{43} & d_{44} \end{vmatrix} (r)$$

(2.15)

Процес перетворення поляризаційної структури локального ($l = 1$) одинарного ($\odot$) зонduючого променя $VS^0(\otimes)$ у точці r описується наступним матричним рівнянням

$$VS_{l=1}^{\odot}(r, \alpha_i, \beta_i) = \{Q\}_{l=1}(r)VS^0(\otimes). \quad (2.16)$$

Як результат, формується наступний азимут $\alpha_{l=1}^{\odot}$ та еліптичність $\beta_{l=1}^{\odot}$

$$\begin{cases} \alpha_{l=1}^{\odot}(r) = 0.5 \arctan \left(VS_{3;l=1}^{\odot} / VS_{2;l=1}^{\odot} \right) (r); \\ \beta_{l=1}^{\odot}(r) = 0.5 \arcsin \left(VS_{4;l=1}^{\odot} / VS_{1;l=1}^{\odot} \right) (r). \end{cases} \quad (2.17)$$

Тут $(VS_{t=1;2;3;4}^{\odot}(r))_{l=1}$ – параметри вектора Стокса одинарно розсіяного лазерного променя у точці r .

У розширеній формі (враховуючи (2.11) та (2.15)), вираз (2.17) приймає наступний вигляд

$$\begin{cases} \alpha_{l=1}^{\odot}(r) = 0.5 \arctan \left((\omega_{32}d_{24} + \omega_{33}d_{34})_{34} / (\omega_{22}d_{24} + \omega_{23}d_{34})_{24} \right) = \\ \quad = 0.5 \arctan(\cotan 2(\gamma + \xi))(r); \\ \beta_{l=1}^{\odot}(r) = 0.5 \arcsin(d_{44}) = 0.5 \arcsin(\cos \delta)(r). \end{cases} \quad (2.18)$$

Рівняння (2.18) у наближенні одиночного розсіяння ($l = 1$) представляє аналітичний взаємозв'язок між лінійними (γ) та циркулярними (ξ) параметрами двопроменезаломлення структури біологічної тканини у точці (r) з величинами локального азимуту поляризації $\alpha_{l=1}^{\odot}(r)$ та еліптичності $\beta_{l=1}^{\odot}(r)$.

Координатний розподіл величин азимутів поляризації та еліптичності $(r(x, y, z))$ об'єктного поля оптично анізотропної структури біологічної тканини $(\gamma; \delta; \xi)$ ми назвемо поляризаційною мапою

$$\begin{cases} Az^{\odot}((\gamma; \delta; \xi), m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\odot}(\gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\odot}(\gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\odot}(\gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\odot}(\gamma; \delta; \xi). \end{pmatrix}; \\ Ell^{\odot}((\gamma; \delta; \xi), m, n) = \begin{pmatrix} \beta_{11}^{\odot}(\gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{1n}^{\odot}(\gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \beta_{m1}^{\odot}(\gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{mn}^{\odot}(\gamma; \delta; \xi). \end{pmatrix}. \end{cases} \quad (2.19)$$

Тут $(x, y) \equiv (m, n)$ – пікселі цифрової камери.

2.6.1.3. Багаторазова взаємодія

Для багаторазових $(\odot)$ актів взаємодії $(l = 2, \dots, w)$ із циркулярно поляризованим зондуєчим лазерним променем $VS^0(\otimes)$, матричне рівняння (2.16) приймає наступну форму

$$VS_{l=2, \dots, w}^{\odot} = \{Q\}_w \{Q\}_{w-1} \dots \{Q\}_2 VS^0(\otimes). \quad (2.20)$$

Цей оптичний сценарій веде до утворення наступних значень азимутів поляризації $\alpha_{l=1,2, \dots, n}^{\odot}$ та еліптичностей $\beta_{l=1,2, \dots, n}^{\odot}$ точок розсіяного об'єктного поля

$$\begin{cases} \alpha_{l=2, \dots, w}^{\odot} = 0.5 \arctan \left(VS_{3;l=2, \dots, w}^{\odot} / VS_{2;l=2, \dots, w}^{\odot} \right) (r); \\ \beta_{l=2, \dots, w}^{\odot} = 0.5 \arcsin \left(VS_{4;l=2, \dots, w}^{\odot} / VS_{1;l=2, \dots, w}^{\odot} \right) (r). \end{cases} \quad (2.21)$$

Як результат, формується мапа дифузно розсіяних компонентів азимутів $Az^{\odot}(m, n)$ та еліптичностей $Ell^{\odot}(m, n)$ поляризації об'єктного шару біологічної тканини

$$\begin{cases} Az^{\odot}(m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\odot}; \dots \alpha_{1n}^{\odot}; \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\odot}; \dots \alpha_{mn}^{\odot} \end{pmatrix}; \\ Ell^{\odot}(m, n) = \begin{pmatrix} \beta_{11}^{\odot}; \dots \beta_{1n}^{\odot}; \\ \vdots \\ \beta_{m1}^{\odot}; \dots \beta_{mn}^{\odot} \end{pmatrix}. \end{cases} \quad (2.22)$$

Результуючі вирази (2.11)-(2.22) в рамках статистичного аналізу широко використовуються у традиційних Стокс-поляриметричних методах вивчення біологічних об'єктів [14-27, 44-60].

З іншого боку, когерентність лазерного випромінювання веде до інших (амплітудних) аналітичних описів процесів формування поляризаційної структури об'єктного поля дифузних біологічних шарів.

2.6.2. Розгляд амплітуди

Для когерентних лазерних полів існує прямий взаємозв'язок між параметрами вектора Стокса та комплексними амплітудами ортогональних компонентів $(H_{x,l=1}^{\odot}; H_{y,l=1}^{\odot})$ and $(H_{x,l=1}^{\odot}; H_{y,l=1}^{\odot})$ [14, 210, 238]

$$\begin{cases} VS_1(r) = (H_x^* H_x + H_y^* H_y)(r); \\ VS_2(r) = (H_x^* H_x - H_y^* H_y)(r); \\ VS_3(r) = (H_x^* H_y + H_y^* H_x)(r); \\ VS_4(r) = i[(H_y^* H_x - H_x^* H_y)](r) \end{cases}; \quad (2.23)$$

На основі цього, попередньо отримані вирази (2.17) та (2.21) для поляризаційних параметрів можуть бути переписані наступним чином

$$\begin{cases} \alpha_{l=1}^{\odot} = 0.5 \arctan \left(\frac{(H_x^{\odot} (H_y^{\odot})^* + (H_x^{\odot})^* H_y^{\odot})}{(H_x^{\odot} (H_x^{\odot})^* - (H_y^{\odot})^* H_y^{\odot})} \right); \\ \beta_{l=1}^{\odot} = 0.5 \arcsin \left(\frac{i (H_x^{\odot} (H_y^{\odot})^* - (H_x^{\odot})^* H_y^{\odot})}{(H_x^{\odot} (H_x^{\odot})^* + (H_y^{\odot})^* H_y^{\odot})} \right). \end{cases} \quad (2.24)$$

$$\alpha_{l=2;\dots w}^{\odot} = 0.5 \arctan \left(\frac{(H_x^{\odot} (H_y^{\odot})^* + (H_x^{\odot})^* H_y^{\odot})}{(H_x^{\odot} (H_x^{\odot})^* - (H_y^{\odot})^*)} \right).$$

$$\begin{cases} \alpha_{l=2;\dots w}^{\odot} = 0.5 \arctan \left(\frac{(H_x^{\odot} (H_y^{\odot})^* + (H_x^{\odot})^* H_y^{\odot})}{(H_x^{\odot} (H_x^{\odot})^* - (H_y^{\odot})^*)} \right); \\ \beta_{l=2;\dots w}^{\odot} = 0.5 \arcsin \left(\frac{i (H_x^{\odot} (H_y^{\odot})^* - (H_x^{\odot})^* H_y^{\odot})}{(H_x^{\odot} (H_x^{\odot})^* + (H_y^{\odot})^*)} \right). \end{cases}$$

(2.25)

Тут * - комплексно спряжене.

Беручи до уваги (2.24), (2.25), поляризаційні мапи азимутів та еліптичностей (вирази (2.17), (2.21)) для лазерного спекл-поля приймають форму

$$\begin{cases} Az^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}; \\ Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) = \begin{pmatrix} \beta_{11}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{1n}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \beta_{m1}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{mn}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}. \end{cases} \quad (2.26)$$

$$\begin{cases} Az^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}; \\ Ell^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n) = \begin{pmatrix} \beta_{11}^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{1n}^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \beta_{m1}^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{mn}^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}. \end{cases} \quad (2.27)$$

Паралельно до цього сценарію виникає інший процес – додається інтерференція різнополяризованих частково когерентних хвиль, яка призводить до утворення іншої поляриметрично неоднорідної компоненти у дифузному об’єктному полі.

2.6.3. Інтерференційна взаємодія

Для двох ($q = 1$ та $q = 2$) одинарно розсіяних ($\odot$) когерентних хвиль $(E_{l=1}^{\odot})_{q=1}$ та $(E_{l=1}^{\odot})_{q=2}$ у локальній точці об'єктного поля (r), можна записати наступні інтерференційні рівняння

$$(E_{x,l=1}^{\odot})_{q=1,2} \equiv (E_x^{\odot})_{12} = ((H_x^{\odot})_1 + (H_x^{\odot})_2); \quad (2.28)$$

$$(E_{y,l=1}^{\odot})_{q=1,2} \equiv (E_y^{\odot})_{12} = ((H_y^{\odot})_1 + (H_y^{\odot})_2). \quad (2.29)$$

Тут $H_{x,l=1}^{\odot}$ та $H_{y,l=1}^{\odot}$ - комплексні амплітуди ортогональних компонентів.

Для ортогональних компонентів амплітуд $E_{x,l=2,\dots,w}^{\odot}$ та $E_{y,l=2,\dots,w}^{\odot}$, які формують процес $l = 2, \dots, w$ - разів взаємодії ($\odot$) лазерного променя із оптичними неоднорідностями, наступні вирази можуть бути записані

$$(E_{x,l=2,\dots,w}^{\odot})_{q=1,2} \equiv (E_x^{\odot})_{12} = ((H_x^{\odot})_1 + (H_x^{\odot})_2); \quad (2.30)$$

$$(E_{y,l=2,\dots,w}^{\odot})_{q=1,2} \equiv (E_y^{\odot})_{12} = ((H_y^{\odot})_1 + (H_y^{\odot})_2), \quad (2.31)$$

$$\text{де } H_x^{\odot} = \sum_{l=1}^w H_{x,l}^{\odot}; H_y^{\odot} = \sum_{l=1}^w H_{y,l}^{\odot}$$

У результаті додавання другорядних когерентних процесів амплітуд лазерного випромінювання (рівняння (2.28)-(2.31)), формуються додаткові поляризаційні азимутальні «інтерференційні спекл-мапи» об'єктних полів біологічних тканин (вирази (2.32), (2.33))

$$\begin{cases} AzSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}; \\ EllSp^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) = \begin{pmatrix} \beta_{11}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{1n}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \beta_{m1}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{mn}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}. \end{cases} \quad (2.32)$$

$$\begin{cases} Az^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}; \\ Ell^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) = \begin{pmatrix} \beta_{11}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{1n}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \beta_{m1}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \beta_{mn}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}. \end{cases} \quad (2.33)$$

2.6.4. Поляризаційні мапи результуючого поля

Однак, спекл-поле комплексних амплітуд $U_{x,y}(m,n)$ дифузних шарів біологічної тканини є поляризаційно неоднорідним. Результуючі мапи азимутів поляризації $Az^{Rez}(U_{x,y}(m,n))$ та еліптичності $Ell^{Rez}(U_{x,y}(m,n))$ формуються двома групами компонентів – “об’єктними” ((2.26),(2.27)) та “інтерференційними” ((2.32),(2.33)).

В свою чергу, кожен компонент, який ми вважаємо сформованим за рахунок одиночного ((2.19),(2.28), (2.29)) і багатократного ((2.22),(2.30), (2.31)) розсіювання та актів інтерференції

$$\left\{ \begin{array}{l} Az^{Rez}(U_{x,y}(m,n)) = \begin{cases} Az^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m,n); \\ AzSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m,n); \\ Az^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m,n); \\ AzSp^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; m,n); \end{cases} \\ \\ Ell^{Rez}(U_{x,y}(m,n)) = \begin{cases} Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m,n); \\ EllSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m,n); \\ Ell^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m,n); \\ EllSp^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; m,n). \end{cases} \end{array} \right. \quad (2.34)$$

Традиційно [174-209], поляризаційні розподіли (2.34) кількісно аналізуються в рамках статистичного наближення, не беручи до уваги топографічну структурну специфіку.

Тому на часі розширити функціональність кількісної оцінки $Az^{Rez}(U_{x,y}(m,n))$ та $Ell^{Rez}(U_{x,y}(m,n))$ з метою отримання нових параметрів (маркерів) для визначення полікристалічної архітектури біологічних тканин. З огляду на це, ми розглянемо іншу можливість мультифрактального підходу для аналізу поляризаційних мап $Az^{Rez}(U_{x,y}(m,n))$ та $Ell^{Rez}(U_{x,y}(m,n))$ експериментально отриманих об’єктних лазерних спекл-полів.

2.7. Оптична схема та методологія вимірювання

2.7.1. Стоксполяриметричне картографування поляризаційних і фазових мап цифрових мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин

2.7.1.1. Оптична схема Стоксполяриметра

Вимірювання координатних розподілів (двомірні масиви значень у площині зразків) значень елементів матриць Мюллера виконувалося у розташуванні (Рис. 2.11) стандартного Стоксполяриметра [251-253].

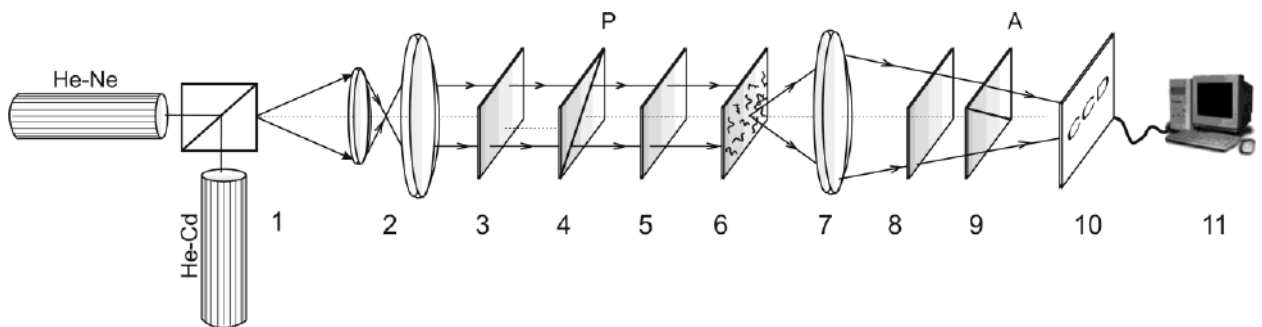


Рис. 2.11. Оптична схема Стоксполяриметра. Пояснення у тексті

Опромінювання зразків 6 послідовно проводилося паралельним ($\varnothing = 2 \times 10^3 \mu m$) пучком “червоного” He-Ne ($\lambda_1 = 0.6328 \mu m$) і напівпровідникового “синього” ($\lambda_2 = 0.405 \mu m$) лазерів 1. Поляризаційний опромінювач складався з чвертьхвильової пластинки 3 та поляризатора 4. Зображення зразків 6 за допомогою поляризаційного мікрооб’єктива 7 (Nikon CFI Achromat P, фокусна відстань – 30мм, апертура – 0.1, збільшення – 4x) проектувалося у площину світлочутливої площинки CCD-камери 10 (The Imaging Source DMK 41AU02.AS, monochrome 1/2" CCD, Sony ICX205AL (progressive scan); роздільна здатність – 1280x960; розмір світлочутливої площинки – 7600x6200мкм; чутливість – 0.05 lx; динамічний діапазон – 8 bit).

Поляризаційний аналіз зображень зразків 6 відбувався за допомогою чвертьхвильової пластинки 8 та поляризатора 9.

2.7.1.2. Методика обчислень поляризаційних і фазових мап препаратів біологічних тканин

Обчислення у межах кожного пікселя цифрової камери 10 сукупності елементів матриці Мюллера M_{ik} зразка 6 відбувалося у відповідності з алгоритмом [254]

$$\begin{aligned}
 M_{11} &= 0.5(V_1^0 + V_1^{90}); M_{12} = 0.5(V_1^0 - V_1^{90}); \\
 M_{13} &= V_1^{45} - M_{11}; M_{14} = V_1^{\otimes} - M_{11}; \\
 M_{21} &= 0.5(V_2^0 + V_2^{90}); M_{22} = 0.5(V_2^0 - V_2^{90}); \\
 M_{23} &= V_2^{45} - M_{21}; M_{24} = V_2^{\otimes} - M_{21}; \\
 M_{31} &= 0.5(V_3^0 + V_3^{90}); M_{32} = 0.5(V_3^0 - V_3^{90}); \\
 M_{33} &= V_3^{45} - M_{31}; M_{34} = V_3^{\otimes} - M_{31}; \\
 M_{41} &= 0.5(V_4^0 + V_4^{90}); M_{42} = 0.5(V_4^0 - V_4^{90}); \\
 M_{43} &= V_4^{45} - M_{41}; M_{44} = V_4^{\otimes} - M_{41}.
 \end{aligned} \tag{2.35}$$

Тут $V_{i=2;3;4}^{0;45;90;\otimes}$ - параметри вектора Стокса точок цифрового зображення зразку 6, виміряні для серії лінійно (0° ; 45° ; 90°) та правоциркулярно ($\otimes$) поляризованого лазерних пучків

$$\begin{aligned}
 V_{i=1}^{0;45;90;\otimes} &= I_0^{0;45;90;\otimes} + I_{90}^{0;45;90;\otimes}; \\
 V_{i=2}^{0;45;90;\otimes} &= I_0^{0;45;90;\otimes} - I_{90}^{0;45;90;\otimes}; \\
 V_{i=3}^{0;45;90;\otimes} &= I_{45}^{0;45;90;\otimes} - I_{135}^{0;45;90;\otimes}; \\
 V_{i=4}^{0;45;90;\otimes} &= I_{\otimes}^{0;45;90;\otimes} + I_{\oplus}^{0;45;90;\otimes}.
 \end{aligned} \tag{2.36}$$

Тут $I_{0;45;90;135;\otimes;\oplus}$ - інтенсивності світла, пропущеного об'єктом, що пройшло крізь лінійний поляризатор 9 з кутом повороту площини пропускання Θ : 0^0 ; 45^0 ; 90^0 ; 135^0 , а також крізь систему “чвертьхвильова пластинка 8 – поляризатор 9”, яка пропускає право- ($\otimes$) та ліво- ($\oplus$) циркулярно поляризовані складові об'єктного лазерного випромінювання.

Алгоритм визначення фазових мап базується на урахуванні співвідношень (2.11)-(2.12) і (2.35)-(2.36).

Величина фазового зсуву між ортогонально поляризованими складовими амплітуди лазерної хвилі в точках об'єктного поля оптично анізотропного шару біологічної тканини визначається за наступним співвідношенням

$$\varphi_{xy}^{0;45;90;\otimes} = \arccos\{(V_{i=4}^{\otimes}) - (0.5(V_4^0 + V_4^{90}))\} \quad (2.37)$$

2.7.3. Оптична схема і методика поляризаційно-інтерференційного картографування об'єктних полів шарів біологічних тканин

Наші вимірювання були проведені на оптичному пристрої на основі поляризаційного інтерферометра Маха-Цандера, рис. 2.12. Основні параметри та принципи роботи оптичного приладу для поляризаційно-інтерференційного картографування наведені у публікаціях [255-256].

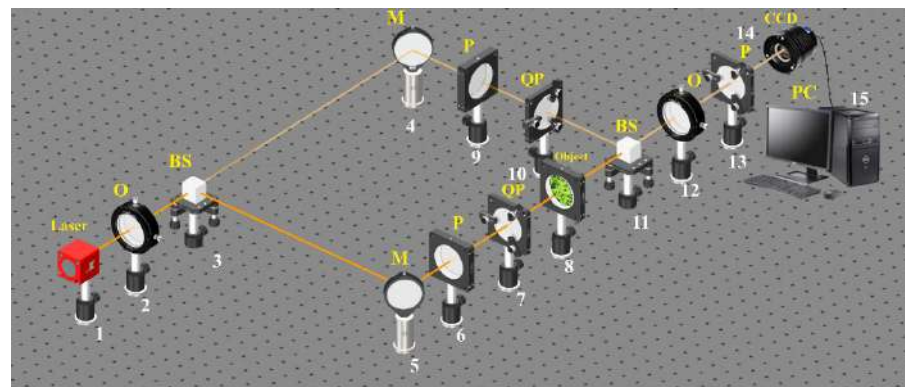


Рис. 2.12. Оптична схема поляризаційно-інтерференційного картографування

1 – He-Ne лазер; 2 - коліматор – “О”; 3,11 – світлоподільники – “BS”; 4,5 – дзеркала – “М”; 6,9,13 — поляризатори “Р”; 7,10 – чвертьхвильові пластинки – “QR”; 8 – об’єкт; 12 – поляризаційний об’єктив – “О”; 14 – цифрова камера – “CCD”; 15 – персональний комп’ютер – “РС”.

Тут, для кращого сприйняття експериментальних матеріалів, ми представимо короткий зміст пошарової поляриметрії об’єктних полів біологічних зразків.

Паралельний ($\varnothing = 2 \times 10^3 \mu m$) промінь He-Ne ($\lambda = 0.6328 \mu m$) лазеру 1, сформований просторово-частотним фільтром 2, ділиться 50% світлоподільником 3 на "об’єктний" та "опорний" промені.

"Об’єктний" промінь з допомогою обертаючого дзеркала 5 спрямовується крізь поляризаційні фільтри 6 - 7 на зразок біологічного шару 8. Поляризаційно-неоднорідне зображення гістологічного зрізу біологічної тканини 8 проектується об’єктивом без деформацій 12 у площину цифрової камери 14.

"Опорний" промінь спрямовується дзеркалом 4 через поляризаційні фільтри filter 9 - 10 на площину поляризаційного зображення гістологічного зрізу біологічної тканини 8.

У результаті формується інтерференційна картина. Координатний розподіл інтенсивностей через поляризатор 13 записується цифровою камерою 14.

Перед проведенням вимірювань біологічних тканин, експериментальний прилад проходить метрологічну перевірку на модельних об’єктах ("чисте повітря", "лінійний поляризатор", "фазові пластинки 0.25λ ", " 0.5λ "). Оскільки отримували 50 результатів вимірювань для кожного об’єкта, похибки поляризаційної еліптичності були визначені на рівні $\beta = 0.0003 rad$.

2.7.4. Фазовий поляриметричний скануючий метод

1. З допомогою поляризаційних фільтрів 6 – 7 та 9 – 10 послідовно формується кругова поляризація ($\otimes$) у "опромінюючому" ($Ir \rightarrow \begin{pmatrix} U_0 \\ iU_0 \end{pmatrix}$) та "опорному" ($Re \rightarrow \begin{pmatrix} U_0 \\ iU_0 \end{pmatrix}$) паралельних лазерних променях - $Ir(\otimes) - Re(\otimes)$.

Даний тип поляризації забезпечує можливість азимутально інваріантних серійних вимірювань зразків гістологічних зрізів біологічних тканин.

2. Для стану циркулярної поляризації ($\otimes$), дві картини часткової інтерференції записуються цифровою камерою 14 з орієнтацією вісі поляризатора на кути $\theta = 0^\circ$; $\theta = 90^\circ$.

3. Аналітична обробка мікроскопічних інтерференційних зображень зразків біологічних тканин проводилась із використанням цифрового перетворення Фур'є $FT(v, v) \equiv H_{x;y}(v, v)$ [257-264]

$$U_x(v, v) = \frac{1}{M \times G} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{G-1} I_{x;\theta=0^\circ}(m, n) \times \exp \left[-i2\pi \left(\frac{m \times v}{M} + \frac{n \times v}{G} \right) \right];$$

(2.38)

$$U_y(v, v) = \frac{1}{M \times G} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{G-1} I_{y;\theta=90^\circ}(m, n) \times \exp \left[-i2\pi \left(\frac{m \times v}{M} + \frac{n \times v}{G} \right) \right],$$

(2.39)

де

$$I_{x;\theta=0^\circ}(m, n) = (U_{x;\theta=0^\circ})(U_{x;\theta=0^\circ})^* = I_x^{Obj} + I_x^{Ref} + 2\sqrt{I_x^{Obj} I_x^{Ref}};$$

(2.40)

$$I_{y;\theta=0^\circ}(m, n) = (U_{y;\theta=0^\circ})(U_{y;\theta=0^\circ})^* = I_y^{Obj} + I_y^{Ref} + 2\sqrt{I_y^{Obj} I_y^{Ref}} \sin \vartheta_{xy}.$$

(2.41)

4. Результати цифрового перетворення Фур'є (рівняння (2.40),(2.41)) використовувались для отримання серій фазових площин $\vartheta_k(m, n)$ розподілів комплексних амплітуд у поляризаційно неоднорідному полі

$$Az^{Rez} \left(\begin{matrix} U_{x;\theta=0^\circ} \\ U_{y;\theta=90^\circ} \exp(i(\vartheta_{xy})) \end{matrix} \right) \text{ та } Ell^{Rez} \left(\begin{matrix} U_{x;\theta=0^\circ} \\ U_{y;\theta=90^\circ} \exp(i(\vartheta_{xy})) \end{matrix} \right).$$

5. У нашій роботі ми розглянули два типи (за величиною коефіцієнту ослаблення τ) біологічних шарів:

- оптично тонкі недеполяризуючі (коефіцієнт ослаблення $\tau \sim 0,01$, геометрична товщина $h = 25\mu m - 30\mu m$) з переважно однократним світлорозсіюванням;
- частково деполаризуючі (коефіцієнт ослаблення $\tau \sim 0,1$, геометрична товщина $h = 40\mu m - 50\mu m$) з кратними актами розсіювання.

6. Ми вибирали фазові площини $\vartheta_k(m, n)$ базуючись на відомій [14-16,22,113] інформації про оптичні анізотропічні параметри біологічних тканин. Коефіцієнт двоприменезаломлення білкових структур м'яких тканин складає $\Delta n \sim 1.5 \times 10^{-3}$. При одинарному ($l = 1$) проходженні лазерного променя з довжиною хвилі $\lambda = 0.6328 \mu m$ крізь такий оптично тонкий шар з геометричною товщиною $h = 25 \mu m$, величина фазового зсуву δ сягає $\delta \sim 0.375 \text{ rad}$. На основі цього, ми визначили три умовні діапазони фазового сканування комплексних амплітуд аналітично реконструйованого поля

$$\left(\begin{matrix} U_{x;\theta=0^\circ} \\ U_{y;\theta=90^\circ} \exp(i(\vartheta_{xy})) \end{matrix} \right):$$

- одинарне розсіювання (рівняння(2.19)) у об'ємі біологічного шару – фазовий діапазон $\vartheta_k < 0.375 \text{ rad}$;
- інтерференція одинарно розсіяних лазерних хвиль (рівняння (2.32),(2.33)) - фазовий діапазон $0.375 \text{ rad} \leq \vartheta_k \leq 0.75 \text{ rad}$;
- багатократне розсіювання (рівняння (2.34)) - фазовий діапазон $0.75 \text{ rad} \leq \vartheta_k \leq 6.28 \text{ rad}$.

7. Згідно розроблених модельних уявлень (2.10) - (2.41) процесів формування поляризаційної структурності об'єктного поля біологічного шару приведеним фазовим зсувам відповідають наступні діапазони змін азимута і еліптичності поляризації

$$\left\{ \begin{array}{l} \vartheta_k < 0.375 \text{ rad} \Leftrightarrow \begin{cases} Az^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \alpha^{\odot} \leq 0.25\pi; \\ Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \beta^{\odot} \leq 0.125\pi; \end{cases} \\ 0.375 \text{ rad} \leq \vartheta_k \leq 0.75 \text{ rad} \Leftrightarrow \begin{cases} AzSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \alpha^{\odot} \leq 0.5\pi; \\ EllSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \beta^{\odot} \leq 0.25\pi; \end{cases} \\ 0.75 \text{ rad} \leq \vartheta_k \leq 3.14 \text{ rad} \Leftrightarrow \begin{cases} Az^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n) + \\ + AzSp^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \alpha^{\otimes} \leq \pi; \\ Ell^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n) + \\ + EllSp^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \beta^{\otimes} \leq 0.5\pi. \end{cases} \end{array} \right.$$

(2.42)

8. Для частково деполаризуючих біологічних шарів за рахунок наростання кратності світлорозсіювання інтервали зміни фазових і поляризаційних параметрів збільшуються

$$\left\{ \begin{array}{l} \vartheta_k < 0.75 \text{ rad} \Leftrightarrow \begin{cases} Az^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \alpha^{\odot} \leq 0.5\pi; \\ Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \beta^{\odot} \leq 0.25\pi; \end{cases} \\ 0.75 \text{ rad} \leq \vartheta_k \leq 1.5 \text{ rad} \Leftrightarrow \begin{cases} AzSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \alpha^{\odot} \leq 0.5\pi; \\ EllSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \beta^{\odot} \leq 0.25\pi; \end{cases} \\ 1.5 \text{ rad} \leq \vartheta_k \leq 3.14 \text{ rad} \Leftrightarrow \begin{cases} Az^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n) + \\ + AzSp^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \alpha^{\otimes} \leq \pi; \\ Ell^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n) + \\ + EllSp^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \beta^{\otimes} \leq 0.5\pi. \end{cases} \end{array} \right.$$

(2.43)

9. Таблиця 2.3 представляє алгоритм фазового сканування поляризаційних мап та цифрової реконструкції різних співвідношень компонентів розсіювання об'єктного лазерного спекл-поля біологічної тканини

Таблиця 2.3. Алгоритм фазового сканування об'єктного спекл-поля

ϑ_k	$U_{x,y}(m,n)$	$Az^{Rez}(m,n)$	$Ell^{Rez}(m,n)$
$\vartheta_k < 0.375 \text{ rad}$	$\begin{pmatrix} H_x^\odot; \\ H_y^\odot \exp(i\delta_{xy}) \end{pmatrix}$	$Az^\odot(m,n)$	$Ell^\odot(m,n)$
$0.375 \text{ rad} \leq \vartheta_k \leq 0.75 \text{ rad}$	$\begin{pmatrix} E_x^\odot; \\ E_y^\odot \exp(i(\delta_{xy} + \varphi_{xy})) \end{pmatrix}$	$AzSp(m,n)^\odot$	$EllSp(m,n)^\odot$
$0.75 \text{ rad} \leq \vartheta_k \leq 6.28 \text{ rad}$	$\begin{pmatrix} H_x^\oplus; \\ H_y^\oplus \exp(iw\delta_{xy}) \end{pmatrix};$ $\begin{pmatrix} E_x^\oplus; \\ E_y^\oplus \exp(iw(\delta_{xy} + \varphi_{xy})) \end{pmatrix}$	$Az^\oplus(m,n);$ $AzSp^\oplus(m,n)$	$Ell^\oplus(m,n);$ $EllSp^\oplus(m,n)$

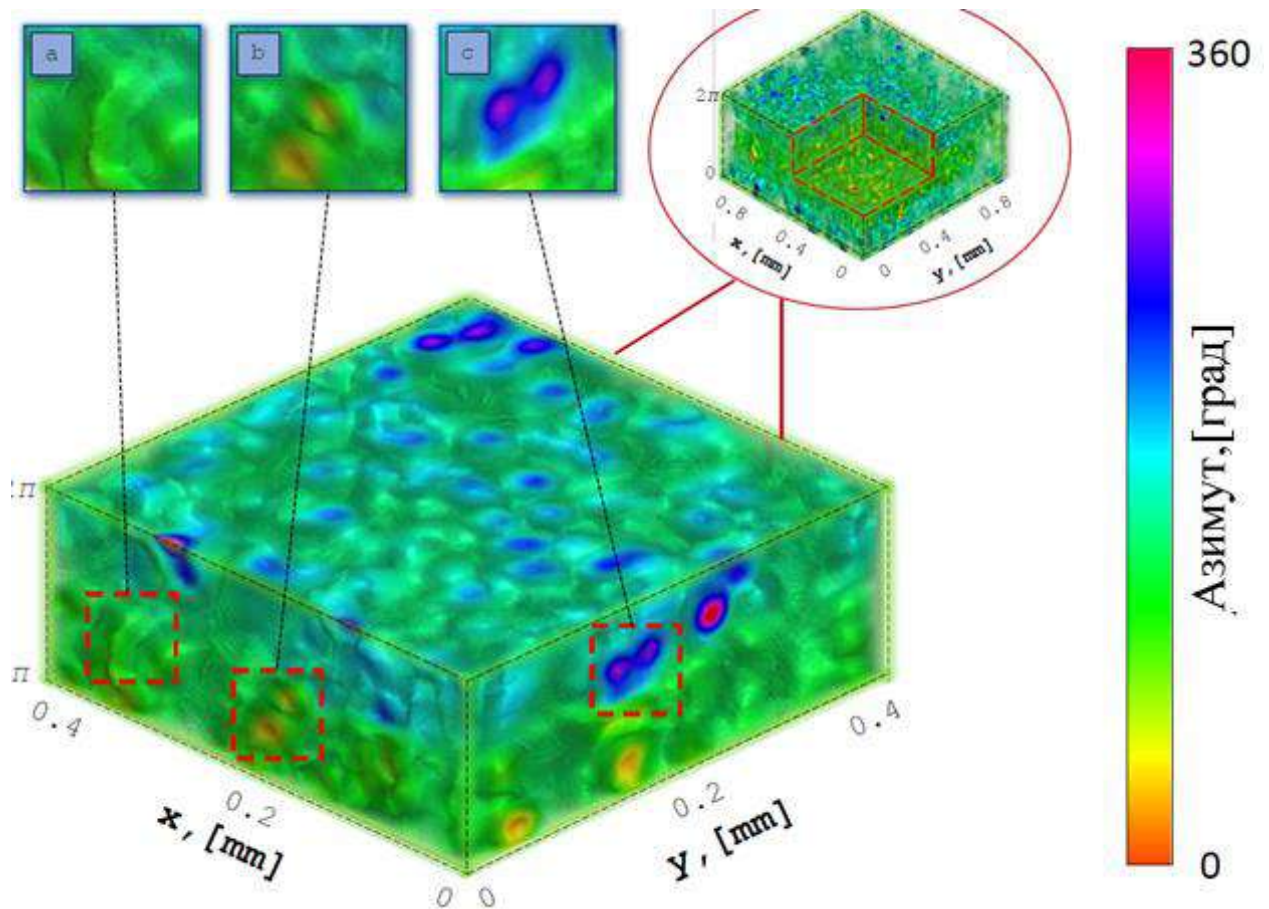


Рис. 2.13. Азимути поляризації об'єктного поля дифузного гістологічного зрізу печінки

10. Приклад застосування поляризаційно-інтерференційної техніки із цифровою голографічною реконструкцією пошарового розподілу азимутів поляризації $Az^{Rez}(m, n)$ наведений на Рис. 2.13.

Фрагменти a, b та c ілюструють розподіл азимутів часткової поляризації (“поляризаційні вимірювання”), які утворені різними фізичними механізмами:

- a – це поляризаційне вимірювання, яке характеризується переважно одинарними актами розсіювання $Az^{Rez}(m, n) \leftrightarrow$

$$Az^{\odot} \left(\left(\begin{pmatrix} H_x^{\odot}; \\ H_y^{\odot} \exp(i\delta_{xy}) \end{pmatrix}; m, n \right) \right).$$

Діапазон змін величин азимутів поляризації тут незначний - $\Delta\alpha(r) \cong \pi/10$.

- b - це поляризаційне вимірювання, яке характеризується актами інтерференції $Az^{Rez}(m, n) \leftrightarrow AzSp \left(\left(\begin{pmatrix} E_x^{\odot}; \\ E_y^{\odot} \exp(i(\delta_{xy} + \varphi_{xy})) \end{pmatrix}; m, n \right) \right)^{\odot}.$

Діапазон змін величин азимутів поляризації збільшився - $\Delta\alpha(r) \cong \pi/4$.

- c це поляризаційне вимірювання, яке характеризується переважно багаторазовими актами розсіювання та актами інтерференції $Az^{Rez}(m, n) \leftrightarrow$

$$\left(\begin{pmatrix} \left(\begin{pmatrix} H_x^{\otimes}; \\ H_y^{\otimes} \exp(iw\delta_{xy}) \end{pmatrix}; m, n \right) \\ AzSp^{\otimes} \left(\begin{pmatrix} E_x^{\otimes}; \\ E_y^{\otimes} \exp(iw(\delta_{xy} + \varphi_{xy})) \end{pmatrix}; m, n \right) \end{pmatrix} \right).$$

Діапазон змін величин азимутів поляризації зростає максимально $\Delta\alpha(r) \cong \pi/2$.

11. Застосування вейвлет-розкладу $W(a, b)$ (рівняння (19),(20)) для

$$\text{кожного координатного розподілу} \begin{pmatrix} Az^{\odot}(m, n); \\ AzSp(m, n)^{\odot}; \\ Az^{\otimes}(m, n); \\ AzSp^{\otimes}(m, n) \end{pmatrix} \text{ and } \begin{pmatrix} Ell^{\odot}(m, n); \\ EllSp(m, n)^{\odot}; \\ Ell^{\otimes}(m, n); \\ EllSp^{\otimes}(m, n) \end{pmatrix}$$

2.9. Статистичний аналіз поляризаційних мап

Морфологічна структура оптично анізотропічної архітекτονіки різних типів біологічних тканин є статистичною і досить складною. Складність обумовлена присутністю в об'ємі біологічної тканини різноманітно розсіюючих оптичних центрів (клітин, ядер, волокон і т.д.) Різна просторова організація таких центрів призводить до утворення не менш складних розподілів коефіцієнтів двопронезаломлення та дихроїчних мереж біологічних кристалів [14-16,22,113].

У результаті проходження оптичного випромінювання крізь такі просторово неоднорідні структури, формуються поляризаційні мапи із статистично розподіленими значеннями азимутів та еліптичностей поляризації [75,104,106,265-267]. Один із найбільш поширених кількісних методів оцінки таких мап є обчислення ряду центральних статистичних моментів 1-4 порядків, які найбільш повно характеризують гістограми поляризаційних розподілів.

Кожен із цих моментів дає різну статистичну інформацію про розподіли (або зміни) параметрів оптичної анізотропії структури біологічних тканин та відповідних поляризаційних мап. А саме, перший статистичний момент характеризує зміст статистично розподіленого ансамблю випадкових змінних двопронезаломлення та дихроїзму структури біологічних тканин, так само як і азимутів та еліптичностей поляризації об'єктного поля. Другий центральний статистичний момент визначає величину дисперсії флуктуацій параметрів оптичної анізотропії та поляризаційних станів. Статистичні

моменти вищого порядку характеризують асиметрію та ексцес ймовірностей розподілів і являються найбільш чутливими до «морфологічних» та «патологічних» змін оптично анізотропної архітектури та поляризаційно неоднорідних об'єктних полів [113,175-194].

Такий підхід є універсальним та об'єктивним для оцінки розподілів ймовірностей оптичних та поляризаційних розподілів для широкого асортименту біологічних тканин, незалежно від її морфологічної структури та фізіологічного стану.

Результуючий набір поляризаційних мап $p \equiv \begin{cases} \alpha(\theta, m, n); \\ \beta(\theta, m, n) \end{cases}$ був проаналізований у статистичному підході, використовуючи наступні алгоритми обчислення значення (Z_1), дисперсії (Z_2), перекосу (Z_3) та ексцесу (Z_4) [113]

$$\begin{aligned} Z_1 &= \frac{1}{K} \sum_{j=1}^K p_j; \\ Z_2 &= \sqrt{\frac{1}{K} \sum_{j=1}^K (p^2)_j}; \\ Z_3 &= \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{K} \sum_{j=1}^K (p^3)_j; \\ Z_4 &= \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{K} \sum_{j=1}^K (p^4)_j, \end{aligned} \tag{2.43}$$

де K – кількість пікселів цифрової камери.

2.10. Вейвлет перетворення $W(a, b)$.

Основи вейвлет аналізу розподілів параметрів поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів біологічних шарів детально викладені в [182,188]. Ми скористаємось лише важливими для нашої роботи співвідношеннями і висновками. Зокрема за допомогою просторово-частотно обмеженої або солетоноподібної функції (в подальшому вейвлет-функції $W_{ab}(x)$) будь який одномірний розподіл середніх значень величини лінійного і циркулярного двопротенезаломлення і дихроїзму $g(x)$ можна розкласти в ряд

$$g(x) = \sum_{a,b=-\infty}^{\infty} A_{ab} W_{ab}(x), \quad (2.44)$$

де $W_{ab}(x) = W(ax - b)$ - вейвлет-функція, що утворена з базової солетоноподібної МНАТ функції шляхом повздовжнього зміщення (b) та масштабування (a), $A_{a,b}$ - вейвлет-коефіцієнти розкладу

$$A_{ab} = \int g(x) W_{ab}(x) dx. \quad (2.45)$$

Використання вейвлет-перетворення різного типу одномірних розподілів, які характеризують параметри оптичної анізотропії полікристалічної структури частково деполаризуючих або дифузних біологічних шарів, дозволяє одержати двомірний масив (мапу) амплітуд вейвлет коефіцієнтів $W_{a,b}$ (співвідношення (2.39)).

Особливості мапи вейвлет-коефіцієнтів (співвідношення (2.40))

$$A_{a,b} = \frac{1}{|a|^{1/2}} \int_{-\infty}^{+\infty} g(x) W\left(\frac{t-b}{a}\right) dt. \quad (2.46)$$

забезпечують можливість виявлення величини та координатної локалізації, як великомасштабних (лінійне двопротенезаломлення і дихроїзм), так і

дрібномасштабних (циркулярне двопротенезаломлення і дихроїзм) характеристик розподілу $g(x)$.

Вейвлет-аналіз азимутів $Az^{Rez}(U_{x,y}(m,n))$ та еліптичностей $Ell^{Rez}(U_{x,y}(m,n))$ поляризаційних мап базується на аналітичному перетворенні, яке складається з декомпозиції розподілу на основу, побудовану на солітоноподібній функції (вейвлет) шляхом великомасштабних змін та засобів передачі [182,188].

Безперервне вейвлет-перетворення функцій $Az^{Rez}(x)$ або $Ell^{Rez}(x)$ визначається наступною формулою

$$W(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} Az(x) J\left(\frac{x-b}{a}\right) dx, \quad (2.47)$$

де a – параметр масштабу, b – просторова координата, та J – солітоноподібна функція, побудована на похідній основі Гаусової функції.

В нашій роботі використовується друга похідна ($s=2$) або МНАТ вейвлет

$$J^{(s)} = (-1)^s \frac{\partial^s}{\partial x^s} \left[\exp\left(\frac{x^2}{2}\right) \right] \Rightarrow J^{(2)} = \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left[\exp\left(\frac{x^2}{2}\right) \right]. \quad (2.48)$$

2.11. Характеристика об'єктів дослідження

2.11.1. Неорганічні ФНШ

Одним з класів випадково розсіюючих об'єктів є полікристалічні системи, які складаються з великої кількості дрібних, переважно випадково розташованих, кристалів, частина з яких володіє оптичною анізотропією. До полікристалів можна віднести гірські породи та мінерали, органічні речовини і тканини та деякі метали [226-228]. В основному полікристалічні структури досліджуються лише в статичному стані [14-16,22,113,226-228], оскільки процеси формування мінералів та металів проходять переважно при високих температурах, а формування органічних тканин відбувається в живих організмах.

Однак формування деяких видів полікристалічних структур проходить в звичайних умовах при кімнатних температурах. Одним з таких об'єктів є цементний камінь, формування якого відбувається при кімнатній температурі [226-228]. Цементний камінь утворюється з цементного тіста (розчину), який являє собою цементний порошок змішаний з водою. Процес формування цементного каменю з розчину традиційно називається гідратацією [226-228]. Однак складність системи «цемент-вода» полягає в тому, що вона є динамічною [229-231] і, з точки зору взаємодії з оптичним випромінюванням, може бути класифікована по різному на різних стадіях гідратації і тверднення. Так, цементний порошок в сухому стані – це дифузно розсіюючий об'єкт. Цементне тісто (розчин) в процесі гідратації – це дисперсне середовище, оскільки в ньому відбуваються процеси дифузії речовини з розчинів кристалогідратів до зародків твердої фази і тверді частинки перебувають у розчиннику в зваженому стані, утворюючи в'язку суспензію. Така суспензія виступала об'єктом дослідження динамічного світлорозсіяння.

2.11.2. Біологічні ФНШ

Наш вибір досліджуваних об'єктів оснований на узагальненні наступних аналітичних та прикладних аспектів, які були досягнуті у поляриметричному вивченні біологічних тканин:

- Оптичні властивості шару будь якої біологічної тканини можуть бути представлені у вигляді двокомпонентної «аморфно-полікристалічної» матриці [14-16,22,113].

- Поляризаційні властивості архітекtonіки полікристалічної компоненти біологічної тканини утворені структурною (дендритні, просторово структуровані супрамолекулярні фібрилярні мережі білків) та хіральною (кластери оптично активних молекулярних доменів) анізотропією.

Архітекtonіка реальної біологічної тканини одночасно володіє як структурною (лінійне двопроменезаломлення та дихроїзм), так і хіральною (циркулярне двопроменезаломлення та дихроїзм) анізотропією.

Процеси взаємодії оптичного випромінювання з таким ансамблем біологічних кристалів та формування ряду поляризаційних мап об'єктних полів більш повно та універсально описуються в рамках Мюллер-матричного формалізму [14-16,22,113,175-194].

Статистичні параметри азимутів та еліптичностей поляризаційних мап взаємопов'язані з особливостями структурної та хіральної анізотропії біологічних тканин.

Тому, і аналітична, і експериментальна деталізація таких взаємозв'язків засобами поляризаційного вивчення деяких «граничних структур» оптично анізотропної архітекtonіки біологічних кристалів робить актуальними фундаментальні та прикладні задачі.

З фундаментальної точки зору, серед різноманіття архітекtonік біологічних тканин, можна розрізнити два «маргінальні» випадки прояву поляризації:

- Структурна анізотропія фібрилярних тканин – просторово упорядковані мережі міокардіальних міозинових фібрил.

- Хірально-анізотропія паренхімальної тканини – кластери оптично активних паренхімальних молекул біологічних тканин (в нашому випадку - печінки).

Отримані статистичні характеристики відповідних поляризаційних мап також можуть бути використані у прикладних дослідженнях в рамках універсального Мюллер-матричного формалізму патологічних змін оптичної анізотропії найширшого класу біологічних тканин людських органів.

Морфологічно, міокард складається з добре організованих мереж міозинових волокон, в той час як структура печінки складається з просторово неупорядкованих острівцеподібних кластерів (острівці Лангерганса).

Оптично, ці біологічні тканини володіють як спільними, так і відмінними властивостями.

Спільні властивості – кожен шар вказаних біологічних тканин представляє собою двокомпонентну ізотропно-анізотропну матрицю [113].

Анізотропна компонента виконує фазову модуляцію δ_p та ξ_p між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання, що поширюється в об'ємі м'якої матерії.

Відмінні властивості – фіброзні мережі створюють так звану структурну анізотропію, в результаті чого формує лінійне двопротоменезаломлення (LB). Це веде до виникнення ансамблю поляризованих хвиль з індивідуальними величинами азимутів та еліптичностей. Для паренхімальних структур переважає циркулярне двопротоменезаломлення (CB), яке формує координатно розподілені регіони лазерного поля з різними величинами азимутів поляризації [175-194].

2.12. Інформаційний аналіз

Інформаційний аналіз результатів, отриманих методом 3D поляризаційно-інтерференційного пошарового фазового сканування об'єктних полів двох груп зразків біологічних тканин, передбачає використання експлуатаційних характеристик з доказової медицини[92]:

- Чутливість (Se) – це частка дійсно позитивних результатів (A) діагностичного методу серед всіх зразків в групі 2 (N)

$$Se = \frac{A}{N} 100\%. \quad (2.50)$$

- Специфічність (Sp) – це частка дійсно негативних результатів (B) діагностичного методу серед всіх зразків в групі 1 (H)

$$Sp = \frac{B}{H} 100\%. \quad (2.51)$$

- Точність (Ac) – це частка правильних результатів ($A + B$) тесту серед всіх зразків ($N+H$)

$$Ac = \frac{A+B}{N+H} 100\%. \quad (2.52)$$

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

2.13. Висновки до розділу 2

У даному розділі представлені та аналітично обґрунтовані наступні матеріали:

1. Мета та задачі дисертаційного дослідження “Поляризаційно-фазова структурність лазерних об’єктних полів і діагностика оптичної анізотропії полікристалічної складової фазово-неоднорідних шарів”.

2. Структурно-логічна схема дисертаційного дослідження “Поляризаційно-фазова структурність лазерних об’єктних полів і діагностика оптичної анізотропії полікристалічної складової фазово-неоднорідних шарів”.

3. Короткий теоретичний розгляд лазерного кореляційного методу дослідження часової динаміки трансформації полікристалічної структури бетону в процесі його твердіння.

4. Структурно-логічна схема оптично анізотропної полікристалічної архітекτονіки біологічних фазово-неоднорідних шарів.

5. Короткий теоретичний огляд процесів формування поляризаційної структурності об’єктних полів оптично анізотропних шарів біологічних тканин з використанням Мюллер-матричного формалізму та Стокс поляриметричного підходу до аналізу розсіяного випромінювання.

6. Оптична схема поляризаційно-інтерференційного картографування об’єктних полів нативних гістологічних зрізів біологічних тканин різної морфологічної будови та фізіологічного стану.

7. Алгоритм цифрового Фур’є відтворення і фазового сканування розподілів комплексних амплітуд об’єктного поля оптично анізотропних біологічних шарів з полікристалічною архітектоною.

8. Теоретичного огляду методів статистичного, вейвлет та інформаційного аналізу.

РОЗДІЛ 3

ПОЛЯРИЗАЦІЙНА СТРУКТУРНІСТЬ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ БІОЛОГІЧНИХ ФНШ З ФІБРИЛЯРНОЮ ТА ПАРЕНХІМАТОЗНОЮ ОПТИЧНО АНІЗОТРОПНОЮ АРХІТЕКТОНІКОЮ

У даному розділі приведено результати експериментальної апробації та порівняльного аналізу результатів методів:

- Традиційного (“інтегрального”) Стокс-поляриметричного інтегрального картографування азимутів поляризації мікроскопічних зображень оптично тонких і оптично-товстих нативних гістологічних зрізів фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин.
- Поляризаційно-інтерференційного картографування об'єктних полів біологічних ФНШ з цифровим алгоритмічним відтворенням сукупності поляризаційно-фазових мап шляхом фазового сканування розподілів комплексних амплітуд мікроскопічних зображень оптично тонких і оптично-товстих гістологічних зрізів біологічних тканин.

Досліджено та фізично проаналізовано залежності від стану поляризації опромінюючого лазерного пучка інтегральної і поляризаційно-фазової структури координатних розподілів азимутів поляризації біологічних ФНШ з різними типами оптично анізотропної полікристалічної архітекtonіки – фібрилярного міокарда і паренхіматозної печінки.

Визначено сценарії і динаміку зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують інтегральні і поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично тонких і оптично-товстих гістологічних зрізів біологічних тканин різної морфологічної будови.

Приведено структурно-логічну схему дизайну Стокс-поляриметричного і поляризаційно-інтерференційного картографування цифрових мікроскопічних зображень оптично анізотропних полікристалічних біологічних ФНШ.

Стоксполяриметрія і поляризаційна інтерферометрія координатних розподілів азимутів поляризації лазерних мікроскопічних зображень біологічних ФНШ			
Об’єкти дослідження			
Оптично-тонкі гістологічні зрізи біологічних тканин		Оптично-товсті гістологічні зрізи біологічних тканин	
Фібрилярний міокард	Паренхіматозна печінка	Фібрилярний Міокард	Паренхіматозна печінка
Експериментальні методи			
Стокс-поляриметричне картографування мікроскопічних зображень гістологічних зрізів		Поляризаційно-інтерференційне картографування мікроскопічних зображень гістологічних зрізів	
Алгоритми			
Багатопараметрична суперпозиція поляризаційно відфільтрованих ортогональних (лінійних і циркулярних) станів поляризації в точках об’єктного поля експериментальних зразків нативних гістологічних зрізів біологічних тканин		Цифрове двомірне Фур’є відтворення розподілів комплексних амплітуд за поляризаційно відфільтрованими інтерференційними розподілами інтенсивності об’єктного поля	Дискретне фазове сканування координатних розподілів комплексних амплітуд та реконструкція поляризаційних мап
Експериментальні результати			
Мапи розподілів величини азимута поляризації мікроскопічних зображень		Поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів	
Статистичний аналіз експериментальних результатів			

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів	Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують поляризаційно-фазові розподіли величини азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів
Висновки	

3.1. Характеристика об'єктів дослідження.

Серед усього різноманіття біологічних тканин ми обрали два граничні (за структурою оптично анізотропної архітектоніки) типи – просторово структуровані (фібрилярні) і просторово розупорядковані - паренхіматозні.

Конкретними прикладами таких об'єктів є біологічні тканини міокарда та печінки.

Морфологічно міокард сформований добре просторово-впорядкованими міозиновими фібрилярними мережами.

Структура печінки являє собою ансамбль просторово розупорядкованих острівкових кластерів (острівки Лангергальса).

Оптично такі біологічні тканини володіють, як спільними, так і відмінними властивостями.

Спільні – Кожен шар зазначених біологічних тканин являє собою двокомпонентну аморфно-полікристалічну матрицю з ізотропно – анізотропними властивостями [14-16,22,113,175-194]. Оптично анізотропна складова здійснює фазову модуляцію між ортогональними (лінійно або циркулярно поляризованими) складовими амплітуди лазерного випромінювання, що розповсюджується в об'ємі біологічної тканини.

Відмінні – Фібрилярні мережі формують так звану структурну анізотропію (лінійне двопроменезаломлення і дихроїзм), яка виявляється у фазовій модуляції між ортогональними лінійно поляризованими складовими амплітуди лазерного випромінювання. У результаті формується ансамбль

координатно-розподілених еліптично поляризованих хвиль з індивідуальними величинами азимута і еліптичності поляризації.

Для паренхіматозних структур переважаючою є фазова модуляція між ортогональними циркулярно поляризованими складовими амплітуди лазерного випромінювання. У результаті формуються координатно розподілені ділянки лазерного поля з різними величинами азимута поляризації.

Нативні гістологічні зрізи виготовлялися за традиційною методикою на мікромомі із швидким заморожуванням [113].

Оптико-геометричні параметри зразків гістологічних зрізів біологічних тканин представлені в наступній таблиці

Біологічні тканин	Міокард		Печінка	
Параметри	Оптично тонкі	Оптично товсті	Оптично тонкі	Оптично товсті
Геометрична товщина, h , мкм	20 - 25	35 – 40	20 – 25	35 – 40
Оптична товщина, τ мкм	0,009 – 0,01	0,11 – 0,14	0,098 – 0,011	0,12 – 0,15
Ступень деполяризації, Δ , %	6 - 8	31 – 38	7 – 9	34 – 42

Коефіцієнт екстинкції (τ, cm^{-1}) разків біологічних тканин вимірювали за стандартною методикою фотометрії ослаблення інтенсивності освітлювального променя зразком [265] за допомогою інтегральної світлорозсіювальної сфери [266].

Значення інтегрального ступеня деполяризації ($\Delta, \%$) зразків гістологічних зрізів вимірювали за схемою стандартного Мюллер-матричного поляриметра [267-269].

На серії рис. 3.1 і рис. 3.2 представлені мікроскопічні зображення (4х) зразків міокарда (рис. 3.1) і печінки, зареєстровані у співвісних і перехрещених поляризаторі та аналізаторі.

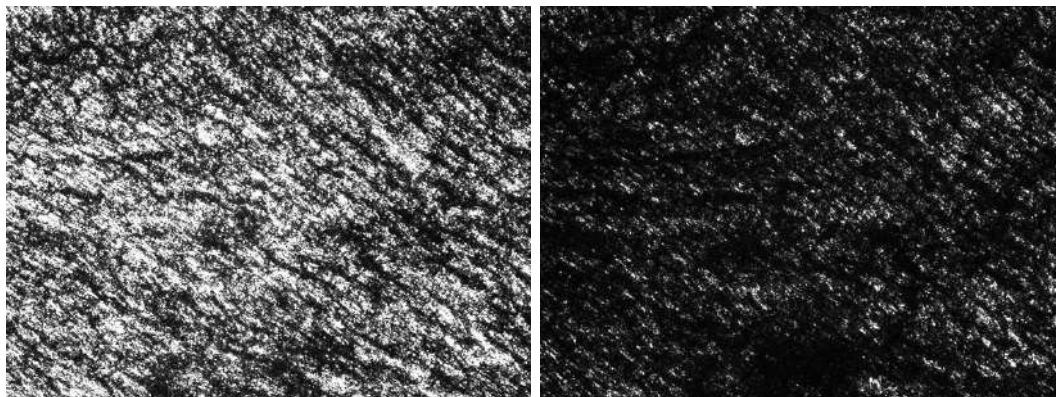


Рис. 3.1. Поляризаційно-відфільтровані мікроскопічних зображень (4х) гістологічного зрізу фібрилярної біологічної тканини - міокарда:
(1) – співвісні площини поляризатора-аналізатора; (2) – перехрещені площини поляризатора-аналізатора

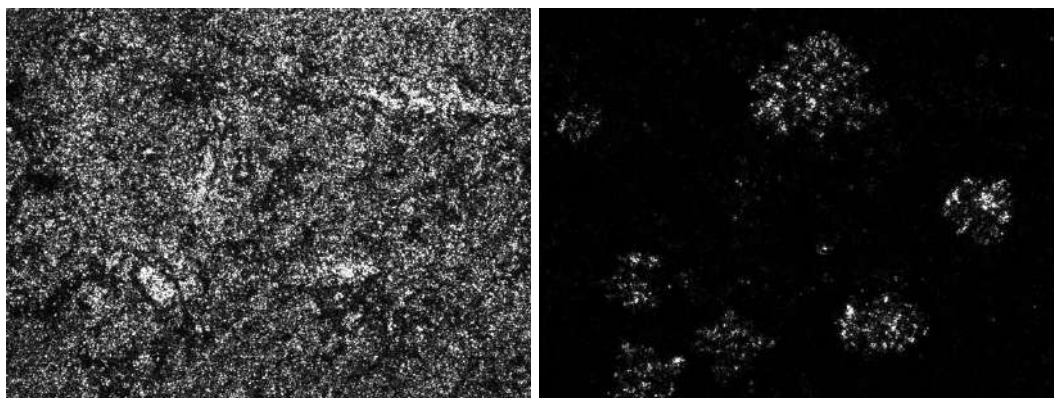


Рис. 3.2. Поляризаційно-відфільтровані мікроскопічних зображень (4х) гістологічного зрізу паренхіматозної біологічної тканини - печінки:
(1) – співвісні площини поляризатора-аналізатора; (2) – перехрещені площини поляризатора-аналізатора

Одержані результати вказують на:

- відмінність морфологічної будови досліджуваних фібрилярних і паренхіматозних шарів м'якої матерії (фрагменти (1));

- наявність оптично анізотропної складової, яка формує поляризаційну неоднорідність мікроскопічних зображень і візуалізується с перехрещених поляризаторі та аналізаторі (фрагменти (2)).

Отже, нами якісно продемонстровано наявність фазової модуляції ортогональних складових амплітуди лазерного випромінювання, яке розповсюджується в об'ємі оптично анізотропних шарів м'якої матерії.

Тому першим кроком нашого дослідження стало вивчення саме фазовозсуваючої здатності обраних зразків біологічних тканин.

3.2. Стоксполяриметрія об'єктних полів оптично анізотропних біологічних шарів різної кратності розсіювання.

У даному параграфі представлено результати експериментального дослідження структури фазових мап мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда та печінки.

Вимірювання здійснювалися за методикою, що наведена в розділі 2, параграф 2.7.1.2, співвідношення (2.35)-(2.36).

На серії фрагментів рис. 3.3 приведені Стоксполяриметричні фазові мапи ((1)-(3),(7)-(9)) і гістограми ((4)-(6),(10)-(12)) розподілів значень фаз в площині мікроскопічних зображень оптично тонкого ($\tau = 0,098$) нативного гістологічного зрізу міокарда для наступних станів поляризації опромінюючого пучка:

- $\alpha_0 = 0^0$ – фрагменти (1), (4);
- $\alpha_0 = 90^0$ - фрагменти (2), (5);
- $\alpha_0 = 45^0$ - фрагменти (3), (6);
- $\alpha_0 = 135^0$ - фрагменти (7), (10);
- $\alpha_0 = \otimes$ “права циркуляція” - фрагменти (8), (11);
- $\alpha_0 = \oplus$ “ліва циркуляція”- фрагменти (9), (12).

Аналіз результатів методу Стоксполяриметричного картографування виявив наявність фазової модуляції між ортогонально поляризованими

складовими амплітуд лазерного випромінювання, перетвореного двопротенезаломлюючими фібрилярними мережами оптично тонкого шару міокарда. Головні екстремуми гістограм $G(\delta, \alpha_0)$ локалізовані в області малих величин фазових зсувів, - рис. 3.3. Даний факт підтверджує прогностичні модельні сценарії реалізації кратності світлорозсіяння в оптично анізотропних мережах протейнових фібрил (розділ 2, параграф 2.7.4, таблиця 2.3, рис. 2.13) і вказує на переважно однократну взаємодію в об'ємі міокарда лазерного випромінювання (розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.12)-(2.19), (2.24),(2.26),(2.28),(2.29),(2.32)). Разом з тим значні діапазони зміни випадкових значень фазових зсувів, які ілюструє серія гістограм на рис. 3.3 вказують на наявність (з меншою ймовірністю) актів кратної взаємодії лазерного випромінювання (розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.20)-(2.22),(2.25),(2.27),(2.30),(2.31),(2.33)).

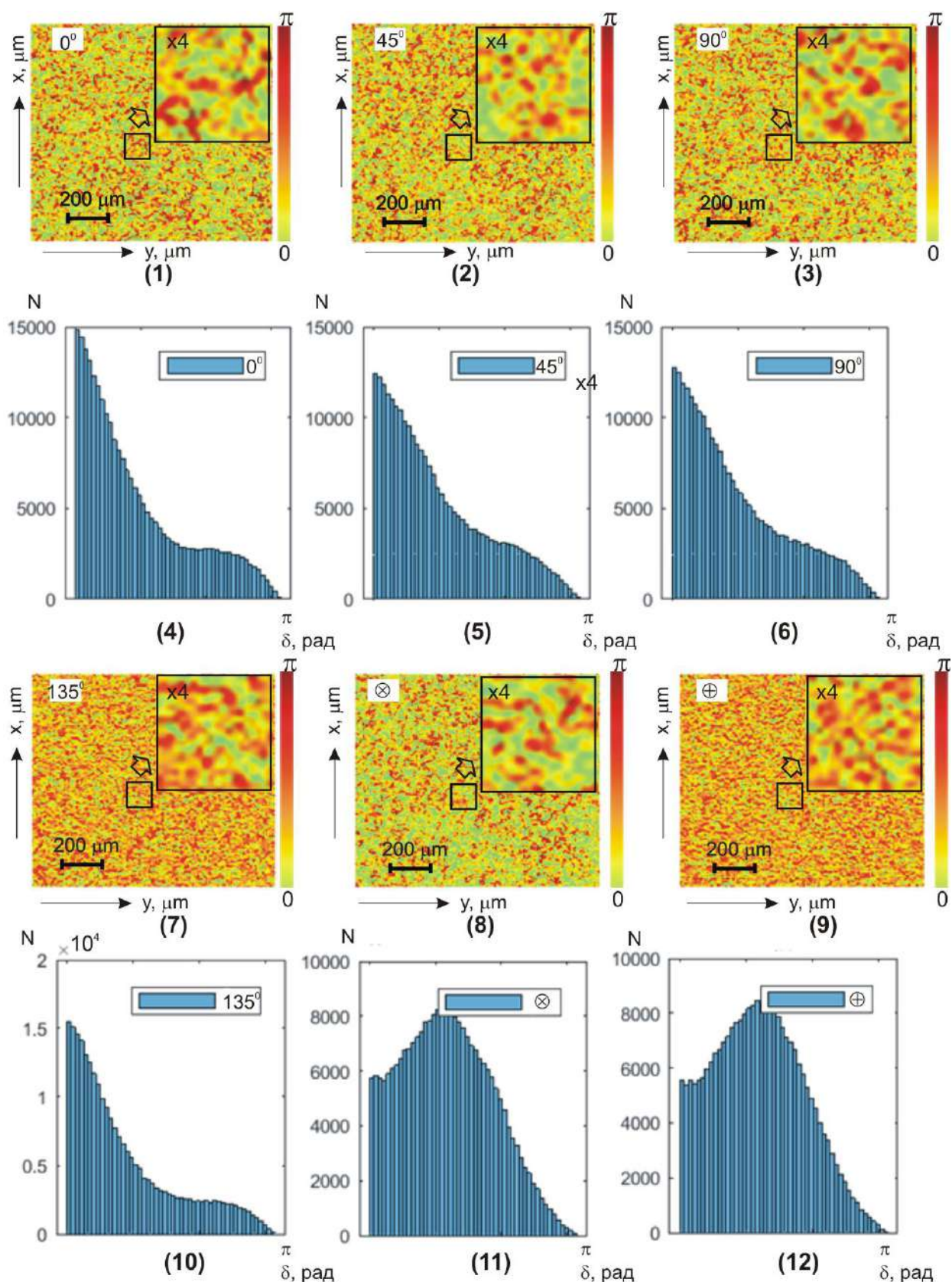


Рис. 3.3. Координатна і статистична структура Стоксполариметричних фазових мап мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-тонкого міокарда. Пояснення у тексті

Порівняльний аналіз Стоксполяриметричних фазових мап (фрагменти (1)-(3), (7)-(9)) виявив їх координатну неоднорідність, яка пов'язана зі специфікою розподілу геометричних товщин сітки оптично анізотропних міозинових фібрил в площині зразка міокарда. Кожному значенню товщини відповідає своє значення фазового зсуву (див. розділ 2, параграф 2.7.4, співвідношення (2.42)).

Визначена методом Стоксполяриметричного картографування фазова структурність серії мікроскопічних зображень гістологічного зрізу практично незалежна від стану лінійної поляризації опромінюючого пучка α_0 (фрагменти (4),(5),(6),(10)). Для циркулярно поляризованого зондування – головний екстремум зміщується в область $\pi/2$, що можна пов'язати із наявністю “власного” фазового зсуву між ортогональними складовими зондуючої лазерної хвилі.

Серія відповідних гістограм $G(\delta, \alpha_0)$ характеризується діапазоном зміни фазових зсувів, який лежить у межах (хоча із різною ймовірністю) від 0 до π . Як видно найбільш ймовірними (понад 75%) є фазові зсуви $\delta < 0,75 \text{ rad}$. Виявлений факт вказує на переважну реалізацію актив однократної “об’єктної” (розділ 2, співвідношення (2.16)-(2.19)) та “інтерференційної” (розділ 2, співвідношення ((2.24),(2.26),(2.28),(2.29)) взаємодії в об’ємі біологічного шару.

Іншими словами, у цьому фазовому діапазоні (розділ 2, співвідношення (2.42)) об’єктного поля переважним є формування поляризаційних мап

$$\left(\begin{array}{l} \vartheta_k < 0.375 \text{ rad} \Leftrightarrow \begin{cases} Az^\odot(H_{x,y}^\odot; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \alpha^\odot \leq 0.25\pi; \\ Ell^\odot(H_{x,y}^\odot; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \beta^\odot \leq 0.125\pi; \end{cases} \\ 0.375 \text{ rad} \leq \vartheta_k \leq 0.75 \text{ rad} \Leftrightarrow \begin{cases} AzSp^\odot(E_{x,y}^\odot; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \alpha^\odot \leq 0.5\pi; \\ EllSp^\odot(E_{x,y}^\odot; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \beta^\odot \leq 0.25\pi; \end{cases} \end{array} \right)$$

Експериментально виділити та дослідити такі карти можна методом поляризаційно-інтерференційного картографування шляхом фазового

сканування ($\vartheta_k = \pi/8$ і $\vartheta_k = \pi/4$) алгоритмічно відтвореного поля комплексних амплітуд (розділ 2, співвідношення (2.38)-(2.41)).

Для менш ймовірних (20%-25%) актів розсіяння високої кратності (розділ 2, співвідношення (2.20)-(2.22),(2.25),(2.27),(2.30),(2.31),(2.33)) формуються поляризаційні мапи дифузної складової об'єктного поля

$$0.75 \text{ rad} \leq \vartheta_k \leq 3.14 \text{ rad} \Leftrightarrow \begin{cases} Az^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) + \\ + AzSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \alpha^{\odot} \leq \pi; \\ Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) + \\ + EllSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \beta^{\odot} \leq 0.5\pi. \end{cases}$$

Такі поляризаційні мапи можна одержати шляхом прямого Стоксполяриметричного картографування (розділ 2, параграф 2.7.1, співвідношення (2.35)-(2.37)).

Кількісно фазову структуру поляризаційних мікроскопічних зображень оптично тонкого гістологічного зрізу міокарда характеризує набір статистичних моментів 1-го – 4-го порядків Z_i , величини яких представлені в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1

Статистичні параметри фазових мап поляризаційних мікроскопічних зображень оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	1,78	1,84	1,82	1,74	2,34	2,27
Z_2	2,23	2,27	2,34	2,36	2,26	2,42
Z_3	0,41	0,34	0,37	0,44	0,41	0,39
Z_4	0,52	0,48	0,49	0,54	0,51	0,46

Аналіз статистичних даних виявив:

- Відмінність розподілів $G(\delta, \alpha_0)$ від Гаусового – всі статистичні моменти Z_i відмінні від нуля. Це вказує на незначний внесок дифузного

розсіяння, яке згідно центральної граничної теореми веде до формування нормальних розподілів параметрів об'єктного поля.

- Подібність статистичної структури фазових мап для різних станів поляризації опромінюючого лазерного пучка α_0 – величини Z_i для більшості α_0 незначно (у межах 10%) відрізняються.

Визначені закономірності та їх порівняльний аналіз вказують на подібність оптично анізотропного формування фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання в полікристалічному об'ємі шару фібрилярного міокарда від зміни станів поляризації опромінюючого пучка.

Кількісно виявлену закономірність ілюструє серія поляризаційних залежностей $Z_i(\alpha_0)$, що приведена на рис. 3.4.

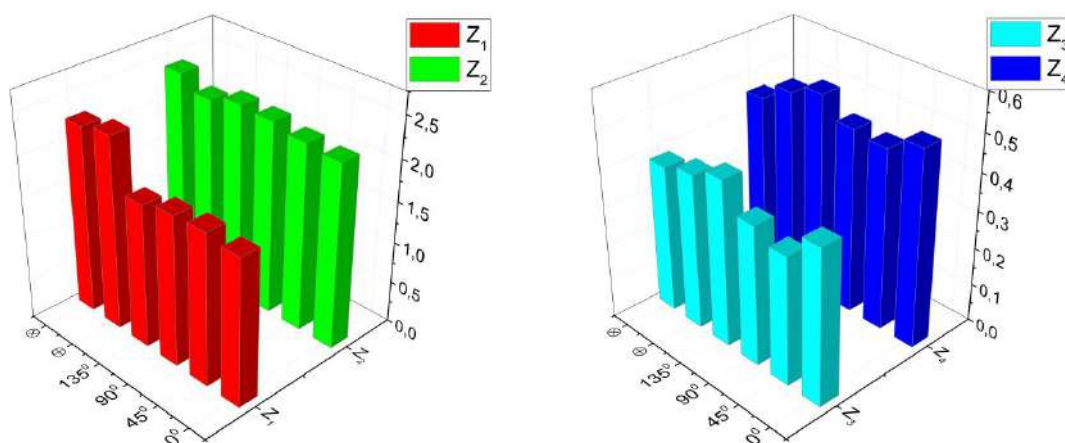


Рис. 3.4. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли фаз мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда. Пояснення у тексті

Результати поляризаційної фазометрії мікроскопічних зображень оптично тонких гістологічних зрізів печінки представлені на серії рис. 3.7 і рис. 3.9, відповідно.

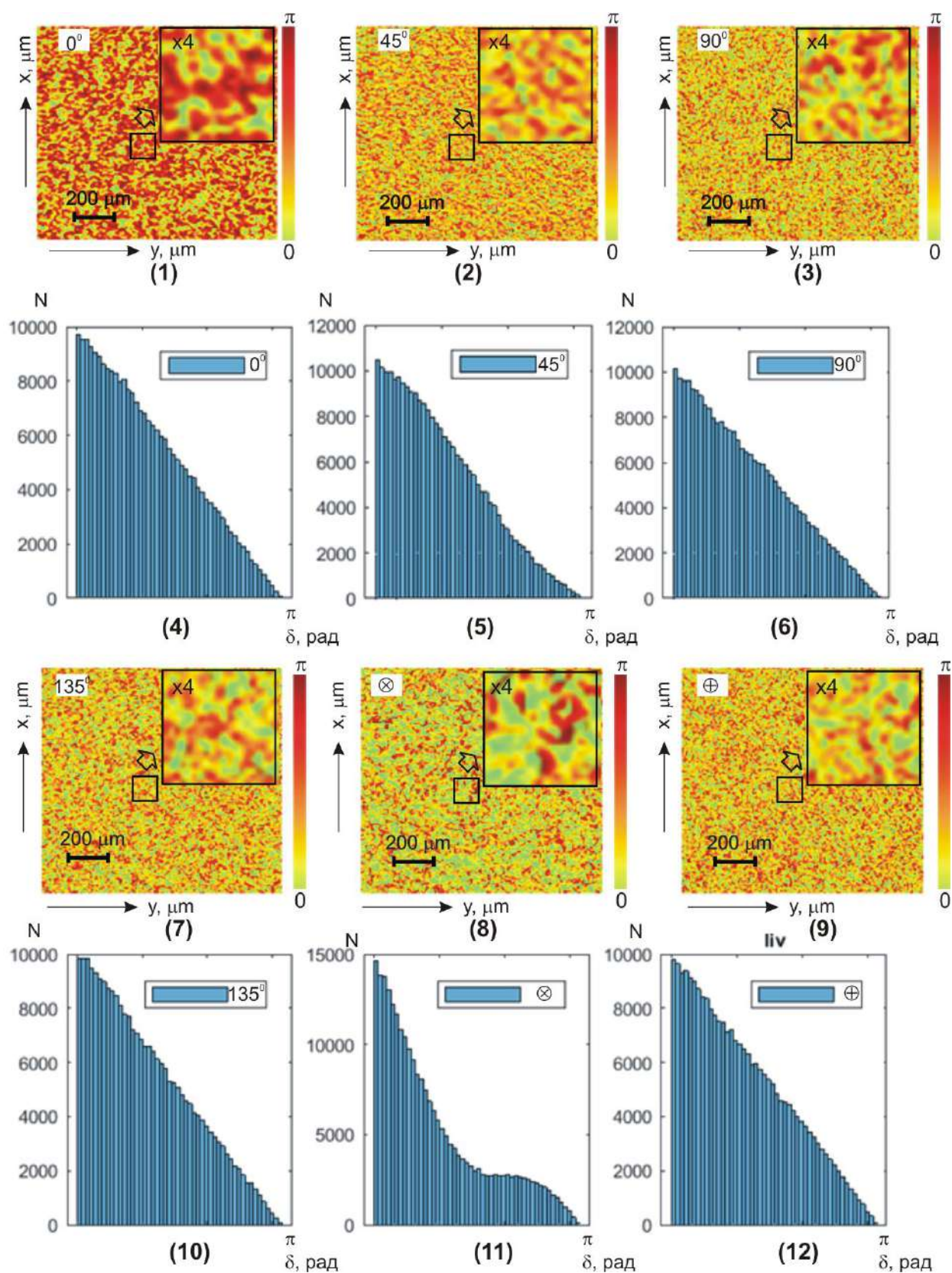


Рис. 3.5. Координатна і статистична структура Стоксполариметричних фазових мап мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-тонкої печінки. Пояснення у тексті

Дані статистичного аналізу координатних розподілів величини фазових зсувів між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання, перетвореного оптично анізотропними доменами паренхіми печінки, представлені у таблиці 3.2, а також наведені на серії залежностей величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків від стану поляризації лазерного опромінюючого пучка, - рис. 3.6.

Таблиця 3.2

Статистичні параметри Стоксполяриметричних фазових мап мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	1,57	1,56	1,59	1,61	2,44	2,29
Z_2	2,01	2,17	2,38	2,24	3,29	3,16
Z_3	0,41	0,38	0,42	0,39	0,17	0,19
Z_4	0,52	0,44	0,51	0,47	0,31	0,34

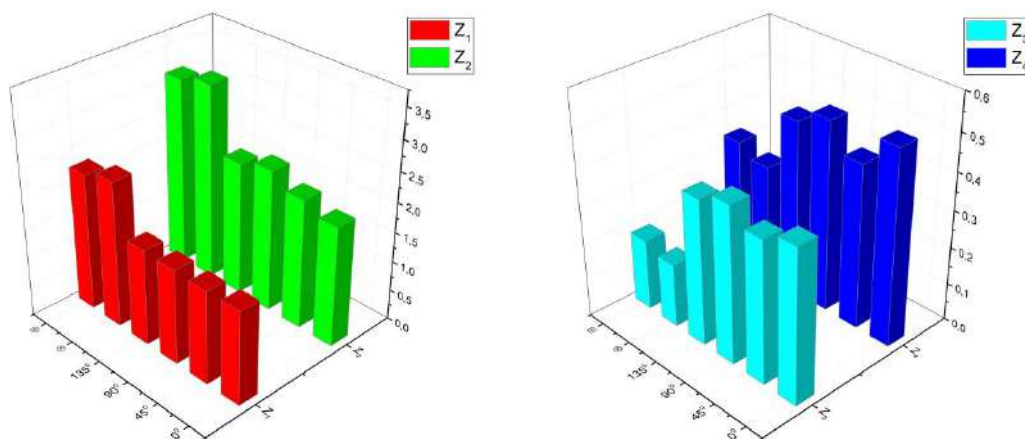


Рис. 3.6. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли фаз мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки

Отже нами продемонстровано наявність фазової модуляції (переважно незначної кратності, - розділ 2, співвідношення (2.42)) лазерного випромінювання, яке розповсюджується в об'ємі полікристалічного

біологічного шару з паренхіматозною морфологічною будовою оптично анізотропної архітектоніки.

Порівняльний аналіз із даними поляризаційної фазометрії фібрилярного міокарда (рис. 3.3) виявив дещо меншу фазовозсуваючу здатність шару паренхіматозної тканини печінки (рис. 3.5). Даний факт вказує менший рівень структурної анізотропії об'єкту даного типу, яка призведе до формування іншої координатної структури поляризаційних мап. Виходячи з цього наступні етапи нашого дисертаційного дослідження спрямовані на вивчення та фізичний аналіз основних сценаріїв і закономірностей поляризаційної структурності об'єктних полів оптично анізотропних біологічних шарів з полікристалічною архітектонікою.

3.3. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично тонких гістологічних зрізів фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин

У даному параграфі приведено результати дослідження Стоксполяриметричної $\alpha(t \times n)$ (розділ 2, параграф 2.7.1) і поляризаційно-фазової $\alpha(\theta_i, t \times n)$ (розділ 2, параграф 2.7.2) структурності мікроскопічних зображень оптично тонких зрізів фібрилярного міокарда і паренхіматозної печінки.

3.3.1. Поляризаційна структурність мап азимута поляризації оптично тонкого гістологічного зрізу фібрилярного міокарда

На серії фрагментів рис. 3.7 представлені приведені Стоксполяриметричні (метод прямого Стокс-поляриметричного картографування, - розділ 2, параграф 2.7.1, рис. 2.7) мапи азимута поляризації ((1)-(3),(7)-(9)) і гістограми ((4)-(6),(10)-(12)) розподілів значень азимута поляризації в площині мікроскопічних зображень оптично тонкого ($\tau = 0,098$) гістологічного зрізу міокарда для наступних станів поляризації опромінюючого пучка:

- $\alpha_0 = 0^0$ – фрагменти (1), (4);
- $\alpha_0 = 90^0$ - фрагменти (2), (5);
- $\alpha_0 = 45^0$ - фрагменти (3), (6);
- $\alpha_0 = 135^0$ - фрагменти (7), (10);
- $\alpha_0 = \otimes$ “права циркуляція” - фрагменти (8), (11);
- $\alpha_0 = \oplus$ “ліва циркуляція”- фрагменти (9), (12).

Аналіз результатів методу Стокс-поляриметричного картографування виявив наявність виразної координатної модуляції величини азимута поляризації у точках цифрового мікроскопічного зображення оптично тонкого шару міокарда з фібрилярною полікристалічною архітектонікою.

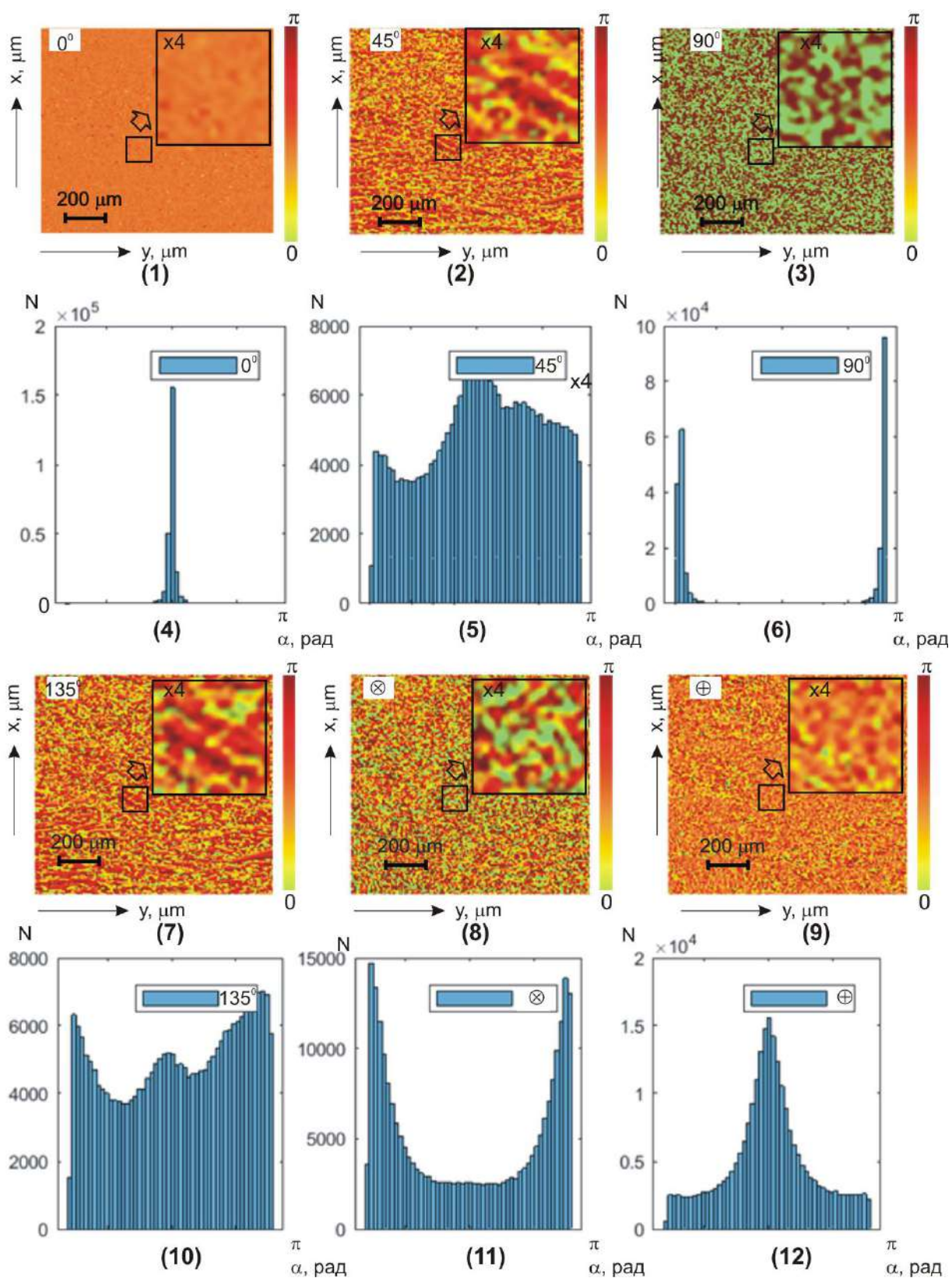


Рис. 3.7. Координатна і статистична структура Стоксполариметричних мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-тонкого міокарда. Пояснення у тексті

На даний факт вказує:

- Залежність координатної структурності мап азимута поляризації $\alpha(\alpha_0, t \times n)$ від стану поляризації опромінюючого гістологічний зріз міокарда лазерного пучка (рис. 3.7, фрагменти (1)-(3),(7)-(9)).
- Асиметрична структура (зі значними величинами екстремумів і діапазонами зміни випадкових значень азимута поляризації) гістограм $G(\alpha, \alpha_0)$, - (рис. 3.7, фрагменти (4)-(6),(10)-(12)).

Кількісно статистичну структуру Стоксполяриметричних мап азимута поляризації $\alpha(\alpha_0, t \times n)$ мікроскопічних зображень зразку міокарда характеризує сукупність статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, яка наведена і систематизована для всіх α_0 у таблиці 3.3, і рис. 3.8.

Таблиця 3.3

Статистичні параметри Стоксполяриметричних мап азимута поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,03	0,14	0,09	0,38	0,08	0,02
Z_2	0,02	1,27	0,07	1,36	0,41	0,74
Z_3	6,21	0,83	3,18	0,77	0,46	0,39
Z_4	9,18	0,68	6,43	0,51	0,97	0,57

Зіставлення результатів статистичного аналізу Стоксполяриметричних мап азимута поляризації $\alpha(\alpha_0, t \times n)$ виявило перевагу актів однократної взаємодії, що виявляється у:

- Відмінності всіх поляризаційних розподілів від Гаусового – всі статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4} \neq 0$.
- Значній перевазі величини статистичних моментів вищих порядків над середнім і дисперсією - $Z_{3,4} \gg Z_{1,2}$ для більшості станів поляризації α_0 опромінюючого лазерного пучка.

- Чутливості величини всіх статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}$ до зміни стану поляризації α_0 опромінюючого полікристалічний шар міокарда лазерного пучка.

Установлено наступні інтервали зміни величини $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0)$:

- $Z_1(\alpha_0)$ – в межах одного порядку величини;
- $Z_2(\alpha_0)$ – в межах двох порядків величини;
- $Z_3(\alpha_0)$ – до 20 раз;
- $Z_4(\alpha_0)$ – до 20 раз.

Відповідні поляризаційні залежності величини статистичних параметрів інтегральних мап азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично тонкого шару міокарда представлені на рис. 3.8.

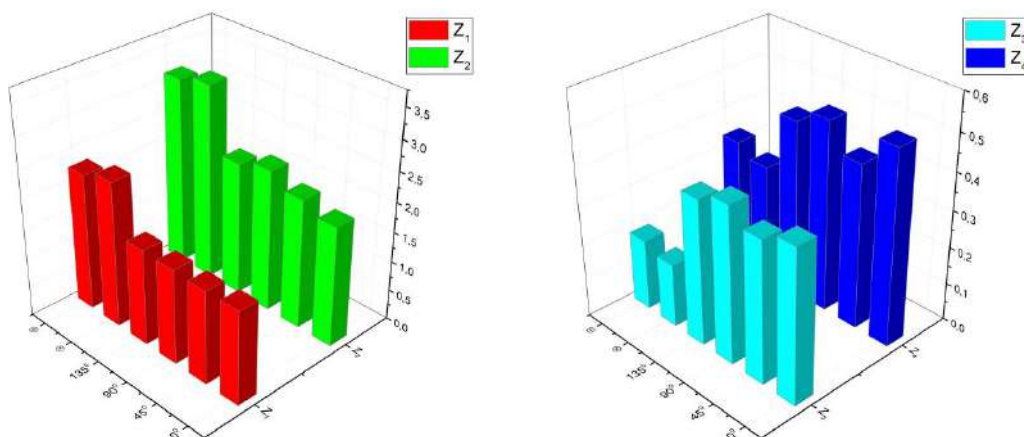


Рис. 3.8. Величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута поляризації, для різних станів поляризації опромінюючого лазерного пучка

З фізичної точки зору отримані результати можуть бути пов'язані з складною орієнтаційною та просторовою структурою фібрилярних мереж міокарда, яка формує різноманітні координатні розподіли напрямів оптичних осей $\rho(m \times n)$ двопротенезаломлюючих біологічних кристалів. Окрім цього, геометричні розміри фібрил, а відповідно і фазові зсуви між лінійно та

ортогонально поляризованими складовими амплітуди лазерного випромінювання також координатно розподілені - $h(m \times n) \rightarrow \delta(m \times n)$.

У результаті для кожного стану поляризації α_0 опромінюючого лазерного випромінювання в координатно рознесених $m \times n$ точках гістологічного зрізу міокарда реалізується широкий спектр парціальних значень кутів $\alpha_0 \pm \rho(m \times n)$ і фазових зсувів $\delta(m \times n)$.

Згідно розроблених нами модельних уявлень (розділ 2, параграф 2.6.1) така орієнтаційно-фазова структурність призводить (за умов переважної однократної взаємодії - співвідношення (2.12)-(2.19), (2.24), (2.26), (2.28), (2.29), (2.32), а також експериментально визначена статистична умова $Z_{i=1,2,3,4} \neq 0$ – таблиця 3.3) до формування складної та індивідуальної для кожного типу поляризації α_0 опромінюючого лазерного випромінювання поляризаційної структурності об'єктного поля шару міокарда з полікристалічною фібрилярною архітектонікою -

$$\begin{cases} Az^\odot(H_{x,y}^\odot; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^\odot(H_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^\odot(H_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^\odot(H_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^\odot(H_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}; \\ AzSp^\odot(E_{x,y}^\odot; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^\odot(E_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^\odot(E_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^\odot(E_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^\odot(E_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}. \end{cases}$$

Слід зазначити, що для реального, навіть оптично тонкого ($\tau < 0,01$) шару біологічної тканини, умова однократного розсіяння виконується не повністю.

Поряд з актами одноразової взаємодії існує ймовірність двох і більш кратних взаємодій (розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.20)-(2.22),(2.25),(2.27),(2.30),(2.31),(2.33)) з двопроменезаломлюючими фібрилярними сітками міокарда

$$\begin{cases} Az^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}; \\ AzSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}. \end{cases}$$

Така обставина з одного боку усереднює поляризаційну структурність об'єктного поля, з іншого (і це найбільш важливо) порушує однозначність взаємозв'язку між координатною і статистичною структурою Стоксполяриметричних мап азимута поляризації та параметрами полікристалічної архітекtonіки шару міокарда (або інших типів біологічних тканин).

Тому актуальним, з точки зору розв'язання зворотних задач в діагностиці полікристалічної структури біологічних шарів є досягнення таких експериментальних умов, де максимально виділяється однократне розсіяння (розділ 2, співвідношення (2.36), таблиця 2.3) на тлі кратних актів взаємодії лазерного випромінювання з оптично-анізотропними неоднорідностями.

Одним з таких засобів є розроблений нами метод фазового сканування (розділ 2, параграф 2.7.3, рис. 2.7) алгоритмічно відтворених розподілів комплексних амплітуд поля лазерного випромінювання (розділ 2, параграф 2.7.4, співвідношення (2.38) - (2.41), рис. 2.8).

Результати фазового сканування і алгоритмічного відтворення поляризаційно-фазових мап $\alpha(\theta_i, m \times n)$ для фазових вибірок $\theta = \pi/4$ ($AzSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \alpha^{\odot} \leq 0.5\pi$) і $\theta = \pi/8$ ($Az^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) \Leftrightarrow 0 \leq \alpha^{\odot} \leq 0.25\pi$) представлені на рис.3.9 і рис. 3.11.

Дані статистичного аналізу поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично тонкого гістологічного зрізу міокарда представлені в таблиці 3.4 і таблиці 3.5, а також на серії залежностей величини статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\theta_k, \alpha_0)$ від стану поляризації опромінюючого пучка, - рис. 3.10 і рис. 3.12.

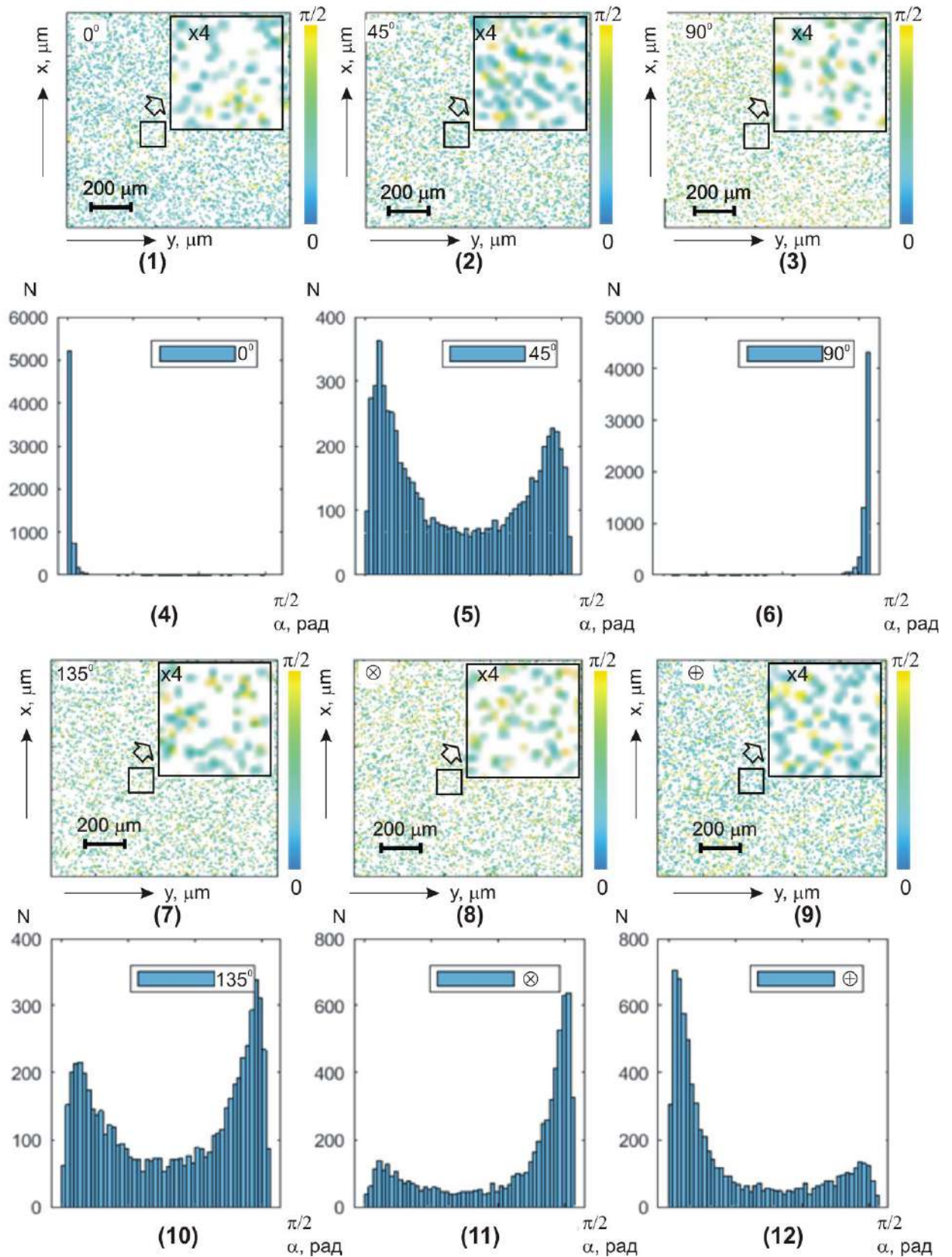


Рис. 3.9. Координатна і статистична структура поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-тонкого міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті

Таблиця 3.4

Статистичні параметри поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,04	0,93	1,41	1,03	1,33	0,39
Z_2	0,02	1,07	0,03	1,02	0,39	0,47
Z_3	7,22	1,29	6,31	1,18	1,56	1,69
Z_4	10,14	1,41	9,27	1,52	1,92	2,22

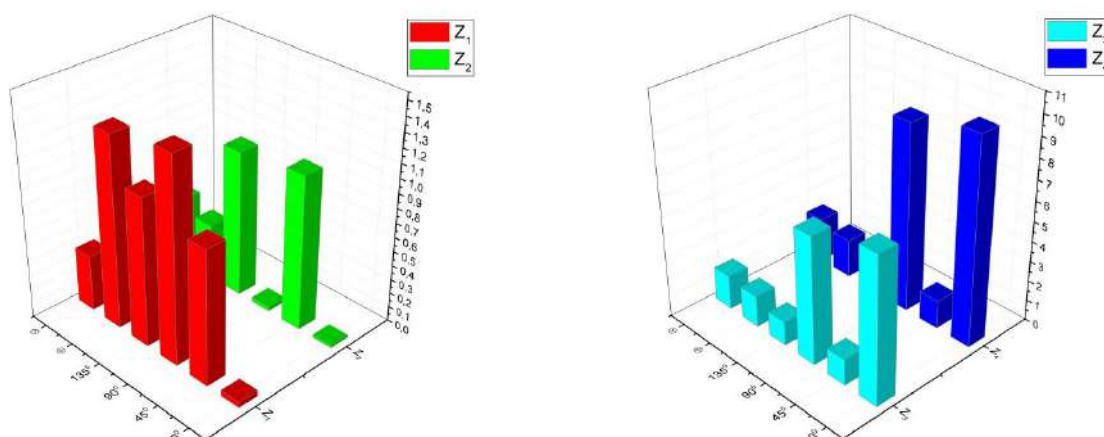


Рис. 3.10. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда, для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

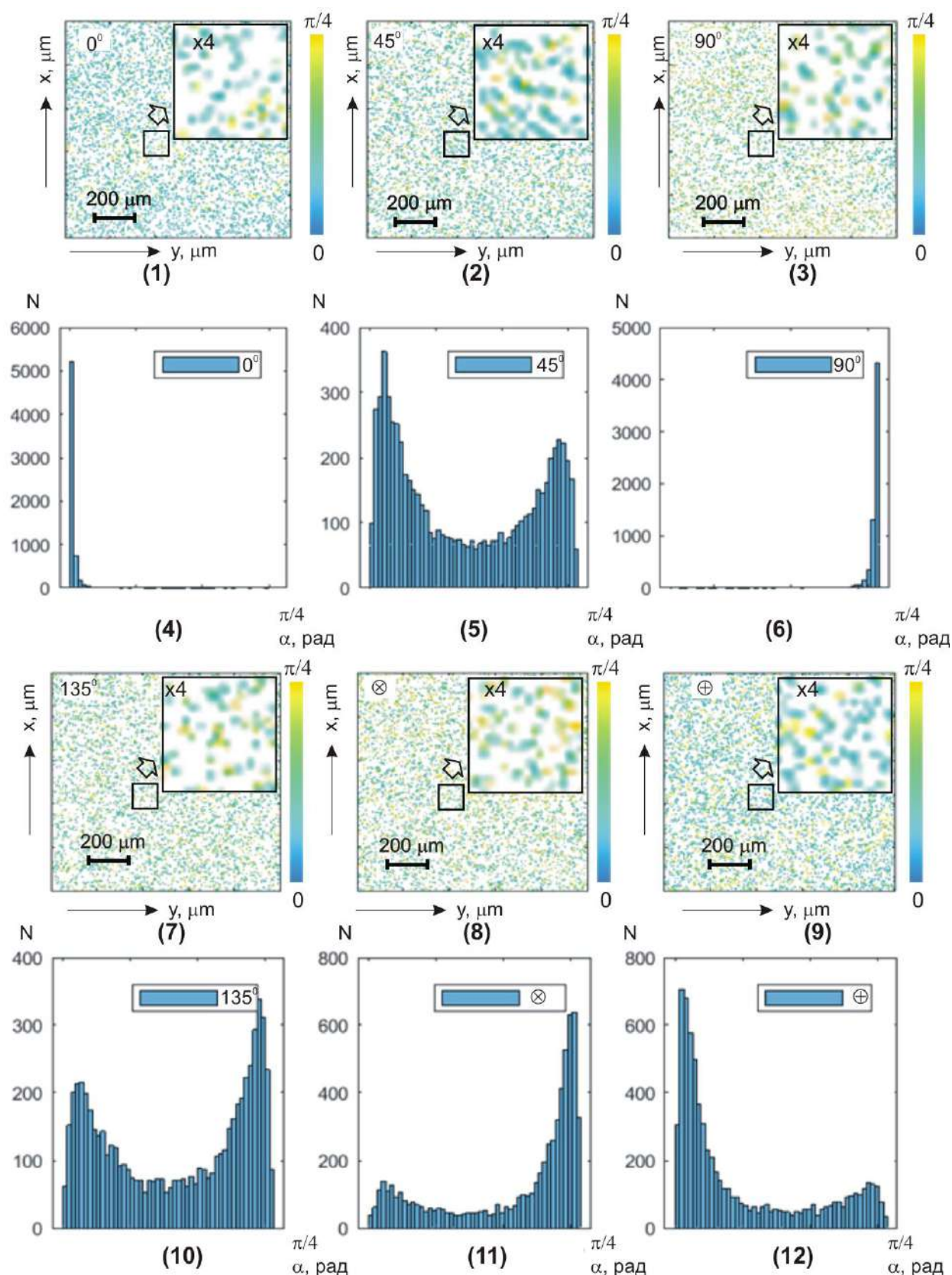


Рис. 3.11. Координатна і статистична структура поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-тонкого міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті

Таблиця 3.5

Статистичні параметри поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,03	0,69	0,91	0,73	0,87	0,23
Z_2	0,02	0,77	0,02	0,81	0,23	0,34
Z_3	8,62	1,99	7,93	1,88	2,45	2,86
Z_4	12,21	2,14	11,12	2,35	2,98	3,02

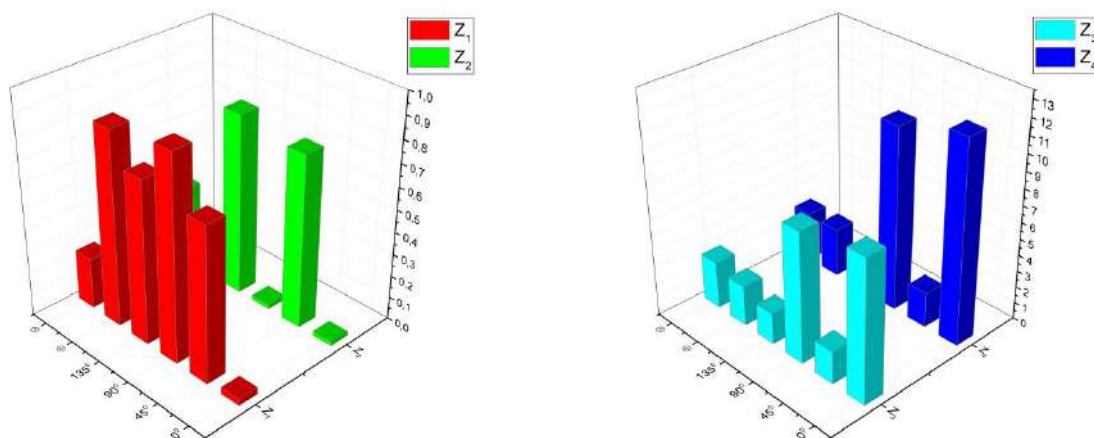


Рис. 3.12. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда, для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

Аналіз одержаних результатів виявив:

- Індивідуальну координатну неоднорідність поляризаційно-фазових мап азимута поляризації $\alpha(\theta_i, m \times n)$ для всіх станів поляризації опромінюючого лазерного пучка α_0 і всіх розглянутих фазових вибірок θ_i у алгоритмічно відтвореному полі комплексних амплітуд, - рис. 3.9 і рис. 3.11, фрагменти (1)-(3), (7)-(9).

- Виразну асиметрію за локалізацією екстремумів та діапазоном зміни випадкових значень азимута поляризації α гістограм $G(\alpha_0, \theta_i, \alpha)$, - рис. 3.9 і рис. 3.11, фрагменти (4)-(6), (10)-(12).
- Діапазони зміни в межах одного порядку величини всіх статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0, \theta_i)$, які характеризують поляризаційно-фазові розподіли випадкових значень азимута - (таблиця 3.4 і таблиця 3.5).
- Зростання величини статистичних моментів вищих порядків $Z_{i=3,4}(\alpha_0, \theta_i)$ зі зменшенням величини фазової вибірки ($\theta_i \downarrow$) (таблиця 3.4 і таблиця 3.5, рис. 3.10 і рис. 3.12).

Одержані дані вказують на те, що застосування методу фазового сканування з алгоритмічним відтворенням поляризаційно-фазових мап азимута мікроскопічного зображення оптично тонкого фібрилярного шару біологічного шару, забезпечують можливість експериментального виділення та сепарації актів взаємодії різної кратності (розділ 2, співвідношення (2.37)).

На цій основі шляхом використання малих значень фазових вибірок можна виділити поляризаційно-фазові мапи однократно розсіяної складової

$$\begin{cases} Az^\odot(H_{x,y}^\odot; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^\odot(H_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^\odot(H_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^\odot(H_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^\odot(H_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}; \\ AzSp^\odot(E_{x,y}^\odot; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^\odot(E_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^\odot(E_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^\odot(E_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^\odot(E_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}. \end{cases}$$

Це забезпечить можливість покращення не тільки чутливості, але й достовірності діагностики оптично анізотропної полікристалічної структури біологічних шарів.

З метою узагальнення виявлених закономірностей формування поляризаційно-фазової структури об'єктних полів аналогічний комплекс досліджень було реалізовано для оптично тонкого паренхіматозного шару печінки.

3.3.2. Координатна і статистична структура мап азимута поляризації оптично тонкого зрізу паренхіматозної печінки

На рис. 3.13 представлені Стоксполяриметричні мапи ((1)-(3),(7)-(9)) та гістограми ((4)-(6),(10)-(12)) розподілів азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично тонкого ($\tau = 0,098$) зрізу паренхіматозної печінки. Таблиця 3.6 і рис. 3.14 ілюструють кількісні параметри статистичної структури (сукупність статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$) серії Стоксполяриметричних мап азимута поляризації $\alpha(\alpha_0, m \times n)$ мікроскопічних зображень зразку печінки.

Таблиця 3.6

Статистичні параметри Стоксполяриметричних мап азимута поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,035	0,16	0,097	0,43	0,092	0,032
Z_2	0,029	1,32	0,078	1,53	0,54	0,87
Z_3	4,12	0,68	2,31	0,57	0,43	0,49
Z_4	7,31	0,56	5,14	0,45	0,69	0,56

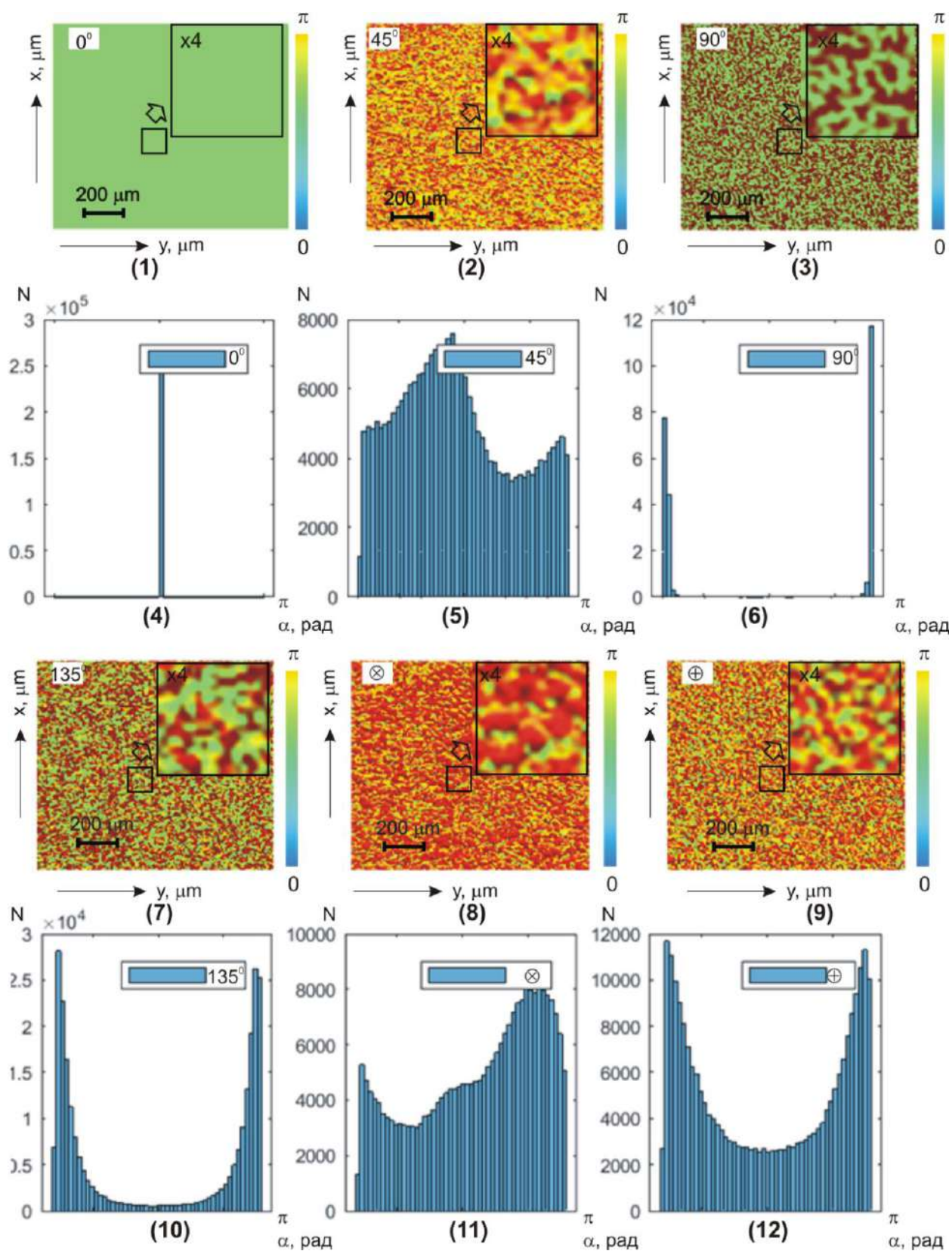


Рис. 3.13. Координатна і статистична структура Стоксполариметричних мап азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки. Пояснення у тексті

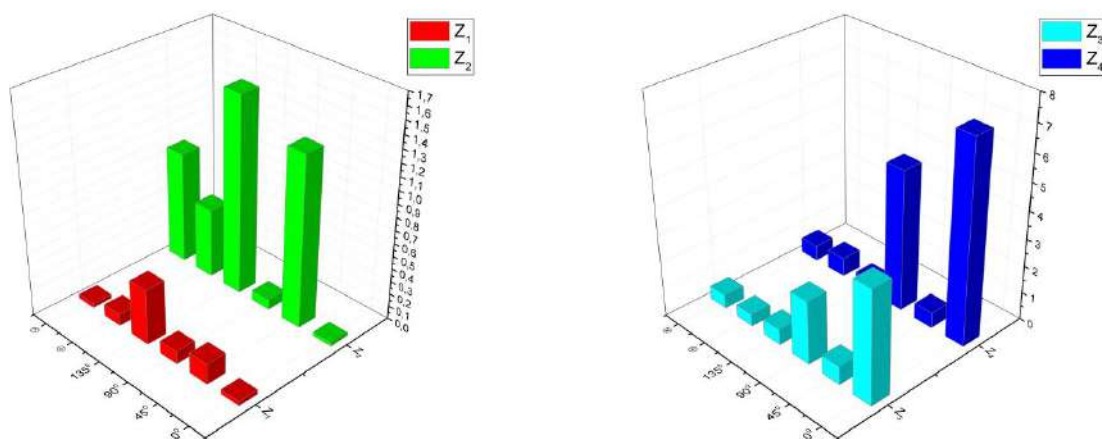


Рис. 3.14. Залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки, від стану поляризації опромінюючого лазерного пучка

Як і у випадку Стокс-поляриметрії мікроскопічних зображень оптично-тонкого гістологічного зрізу фібрилярного міокарда для паренхіматозної полікристалічної структури печінки встановлено переважний вплив актів розсіяння малої кратності, а саме:

- Індивідуальну координатну структурність поляризаційно-фазових мап азимута поляризації $\alpha(\alpha_0, m \times n)$ (рис. 3.13, фрагменти (1)-(3),(7)-(9)).
- Асиметричну будову гістограм $G(\alpha, \alpha_0)$ розподілів величини азимута поляризації, - (рис. 3.13, фрагменти (4)-(6),(10)-(12)).
- Відмінність всіх поляризаційних розподілів $\alpha(\alpha_0, m \times n)$ від Гаусового – всі статистичні моменти 1-го – 2-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha) \neq 0$.
- Для більшості α_0 перевагу величини статистичних моментів вищих порядків над середнім і дисперсією, які характеризують розподіли величини азимута поляризації - $Z_{3,4}(\alpha) \gg Z_{1,2}(\alpha)$.
- Чутливість статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha)$ до зміни стану поляризації α_0 зонduючого паренхіматозну полікристалічну структуру печінки лазерного пучка.

- Значні (але менші у порівнянні з статистичними параметрами Стоксполяриметричних мап азимута поляризації мікроскопічних зображень міокарда) інтервали зміни величини $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0)$:
 - $Z_1(\alpha_0)$ – в межах 3 – 5 разів;
 - $Z_2(\alpha_0)$ – в межах одного порядку величини;
 - $Z_3(\alpha_0)$ – в межах одного порядку величини;
 - $Z_4(\alpha_0)$ – в межах 15 разів.

З фізичної точки зору отримані результати можуть бути пов'язані з наявністю сукупності оптично активних (циркулярно двопротенезаломлюючих) доменів паренхіматозної полікристалічної архітектури печінки. Вона формує координатно розподілені ($m \times n$ - сукупність пікселів цифрової камери, розділ 2, параграф 2.7, рис. 2.13) фазові зсуви між право і ліво циркулярно поляризованими складовими амплітуди лазерного випромінювання.

У результаті для кожного стану поляризації α_0 реалізується широкий спектр значень фазових зсувів $\varphi(m \times n)$, які визначаються концентрацією оптично активних хіральных молекул. У результаті наявності циркулярного двопротенезаломлення формуються координатні розподіли поворотів площини поляризації $\alpha_i(m \times n)$.

Згідно розроблених нами модельних уявлень (розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.11) - (2.34)) така концентраційна-фазова структурність призводить до формування складної та індивідуальної для кожного типу поляризації α_0 опромінюючого лазерного випромінювання поляризаційної структурності об'єктного поля полікристалічного паренхіматозного біологічного шару -

$$Az^\odot(H_{x,y}^\odot; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^\odot(H_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^\odot(H_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^\odot(H_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^\odot(H_{x,y}^\odot; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}.$$

Ми вже зазначали, що поряд з актами одноразової взаємодії існує ймовірність двох і більш кратних взаємодій з полікристалічними острівковими доменами.

У результаті має місце усереднення за рахунок багатократного розсіяння і інтерференції лазерних хвиль поляризаційної структурності об'єктного лазерного поля (розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.20) - (2.22), (2.25), (2.27), (2.30), (2.31), (2.33)) -

$$Az^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix};$$

$$AzSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}.$$

Тому, як і у попередньому випадку досліджень поляризаційно-фазової структури лазерного поля ми використали метод фазового сканування алгоритмічно відтворених розподілів комплексних амплітуд з наступним визначенням серії мап величини азимута поляризації для різних фазових вибірок— розділ 2, параграф 2.7.4, співвідношення (2.42) – (2.43), таблиця 2.3, рис. 2.13). Результати поляризаційно-фазового картографування представлені на рис.3.15 і рис. 3.17, таблиці 3.7 і таблиці 3.8, а також рис. 3.16 і рис. 3.18.

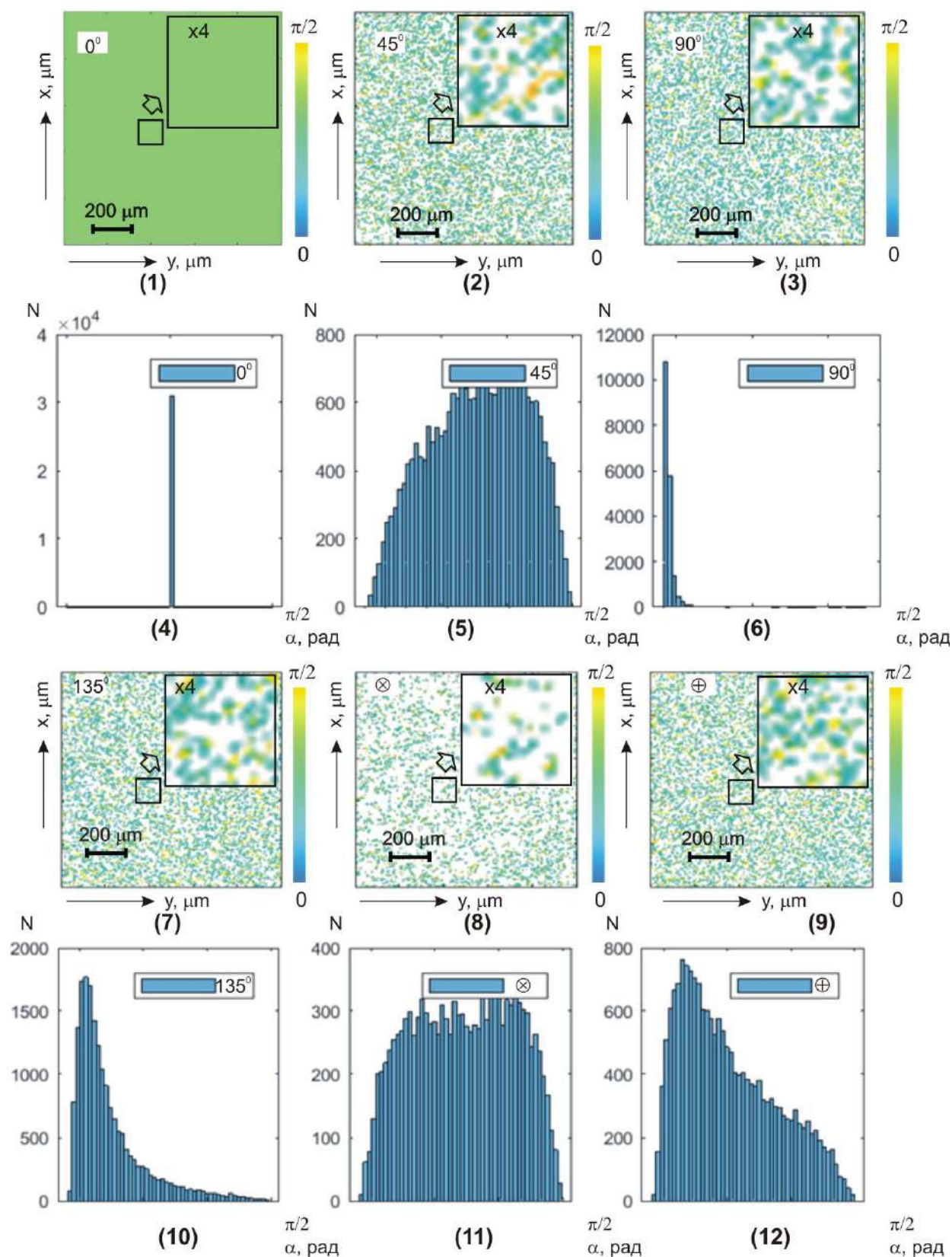


Рис. 3.15. Координатна і статистична структура поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-тонкого печінки для фазової вибірки $\theta = 4$. Пояснення у тексті

Таблиця 3.7

Статистичні параметри поляризаційно-фазових мап азимута поляризації оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки – фазова вибірка $\theta = \pi/4$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,029	0,13	0,079	0,34	0,079	0,026
Z_2	0,021	1,01	0,067	1,15	0,35	0,67
Z_3	4,91	0,98	2,73	0,85	0,63	0,52
Z_4	8,23	1,06	7,21	0,49	0,96	0,84

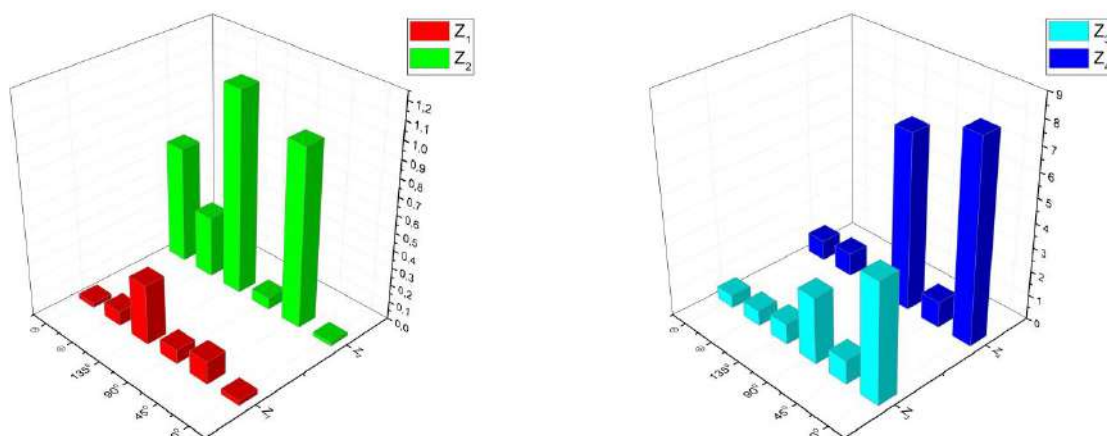


Рис. 3.16. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

Застосування методу фазового сканування з цифровим алгоритмічним відтворенням розподілів полів комплексних амплітуд мікроскопічного зображення оптично тонкого гістологічного зрізу паренхіматозної печінки, як і дослідженнях поляризаційної структурності об'єктних лазерних полів міокарда, виявило:

- Залежність від всіх станів поляризації опромінюючого лазерного пучка α_0 координатної структури серії поляризаційно-фазових мап азимута

$\alpha(\theta_i, m \times n)$ для всіх розглянутих фазових вибірок θ_i , - рис. 3.15 і рис. 3.17, фрагменти (1)-(3), (7)-(9).

- Асиметричність гістограм $G(\alpha_0, \theta_i, \alpha)$ розподілів випадкових значень азимута поляризації α -, - рис. 3.15 і рис. 3.17, фрагменти (4)-(6), (10)-(12).
- Діапазони зміни в межах одного порядку величини всіх статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0, \theta_i)$, які характеризують поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації - (таблиця 3.7 і таблиця 3.8).

Тенденцію збільшення величини статистичних моментів вищих порядків $Z_{i=3,4}(\alpha_0, \theta_i)$, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів випадкових значень азимута поляризації зі зменшенням величини фазової вибірки ($\theta_i \downarrow$) (таблиця 3.7 і таблиця 3.8, рис. 3.16 і рис. 3.18).

Таблиця 3.8

Статистичні параметри поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,023	0,11	0,069	0,34	0,072	0,023
Z_2	0,019	0,92	0,061	1,15	0,34	0,68
Z_3	5,61	0,88	2,93	0,75	0,63	0,42
Z_4	8,83	0,95	7,21	0,85	0,99	0,86

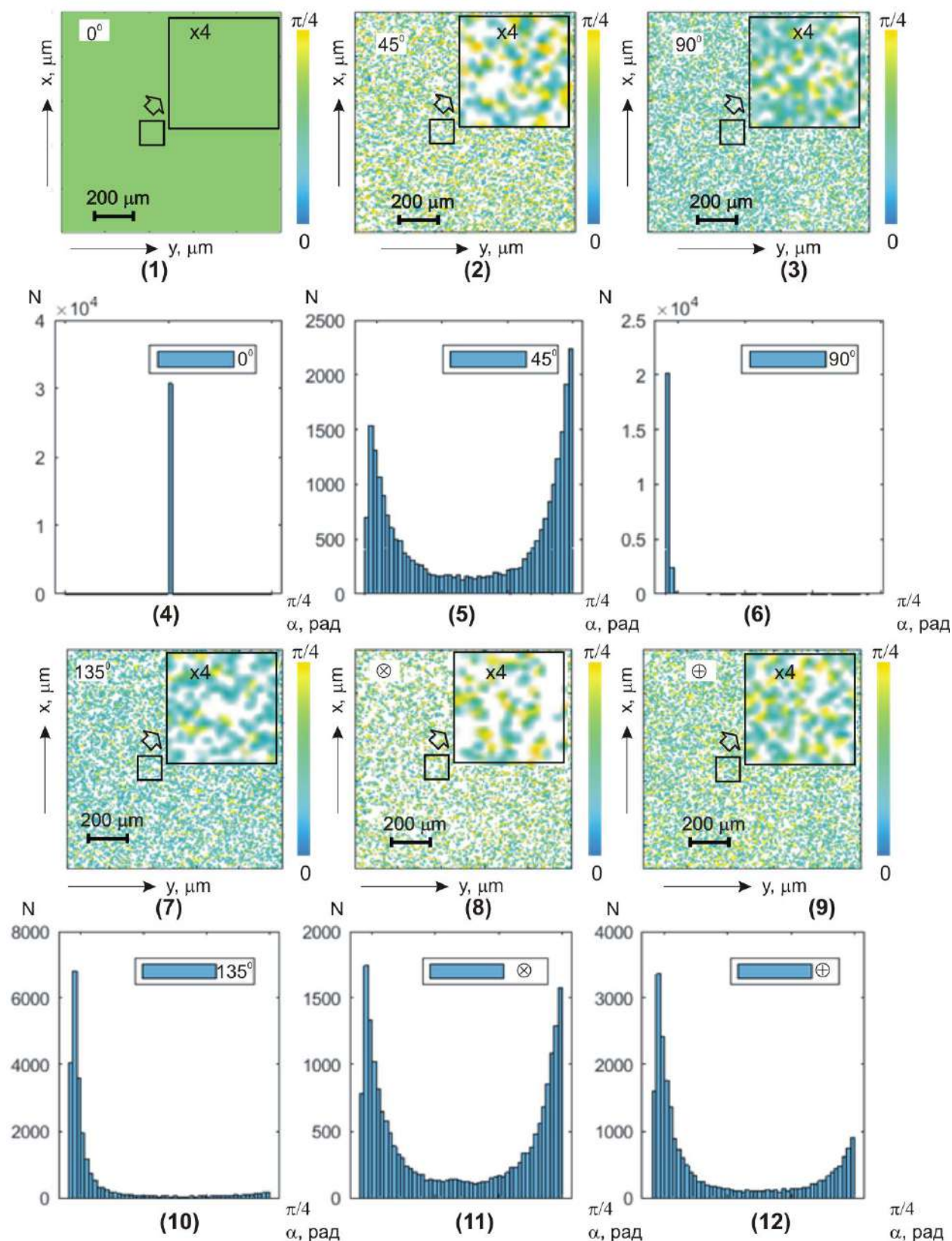


Рис. 3.17. Координатна і статистична структура поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-тонкого печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті

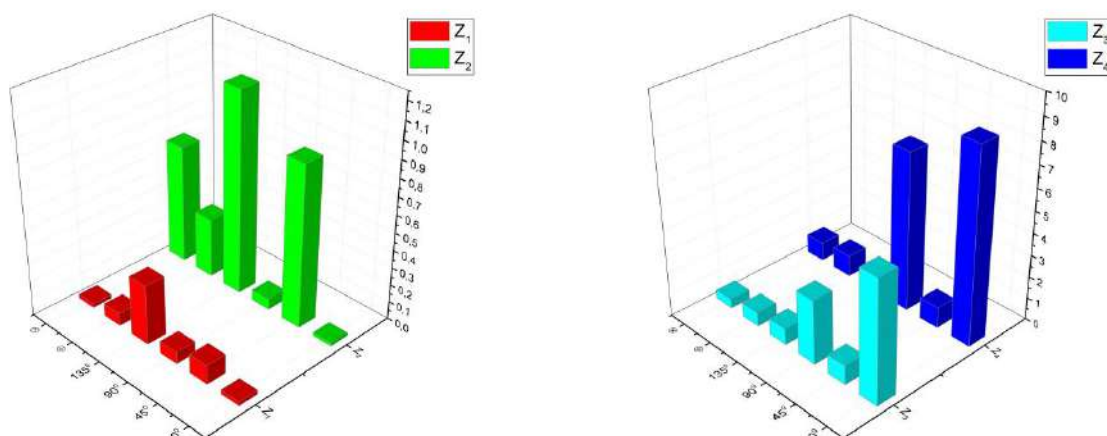


Рис. 3.18. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

Одержані дані вказують на те, що застосування методу фазового сканування алгоритмічно відтвореного поля комплексних амплітуд з обчисленням серії поляризаційно-фазових мап азимута мікроскопічного зображення оптично тонкого шару біологічної тканини з паренхіматозною структурою оптично анізотропної архітектоніки також забезпечує можливість експериментального виявлення актів взаємодії низької кратності (розділ 2, співвідношення (2.12)-(2.19), (2.24),(2.26),(2.28),(2.29),(2.32)).

3.4. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризауючих гістологічних зрізів фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин

3.4.1. Поляризаційна структурність азимутів об'єктного поля частково деполаризуючих гістологічних зрізів фібрилярного міокарда

На серії фрагментів рис. 3.19 представлені Стоксполяриметричні мапи азимута поляризації ((1)-(3),(7)-(9)) і гістограми ((4)-(6),(10)-(12)) розподілів значень азимута частково деполаризуючого ($\tau = 0,12$) гістологічного зрізу фібрилярного міокарда. Використано багатоканальне опромінювання лінійно та циркулярно поляризованими лазерними пучками:

- $\alpha_0 = 0^0$ – фрагменти (1), (4);
- $\alpha_0 = 90^0$ - фрагменти (2), (5);
- $\alpha_0 = 45^0$ - фрагменти (3), (6);
- $\alpha_0 = 135^0$ - фрагменти (7), (10);
- $\alpha_0 = \otimes$ “права циркуляція” - фрагменти (8), (11);
- $\alpha_0 = \oplus$ “ліва циркуляція”- фрагменти (9), (12).

З аналізу результатів методу прямого вектор-параметричного поляризаційного картографування виявлено наявність координатної структурності мап азимута поляризації $\alpha(\alpha_0, m \times n)$ серії мікроскопічних зображень частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда (рис. 3.19, фрагменти (1)-(3),(7)-(9)).

Гістограми $G(\alpha, \alpha_0)$ розподілів величини азимута поляризації більш симетричні (у порівнянні з даними поляриметрії оптично тонкого міокарда, рис. 3.5) і характеризуються значними діапазонами зміни випадкових значень азимута поляризації, - (рис. 3.19, фрагменти (4)-(6),(10)-(12)).

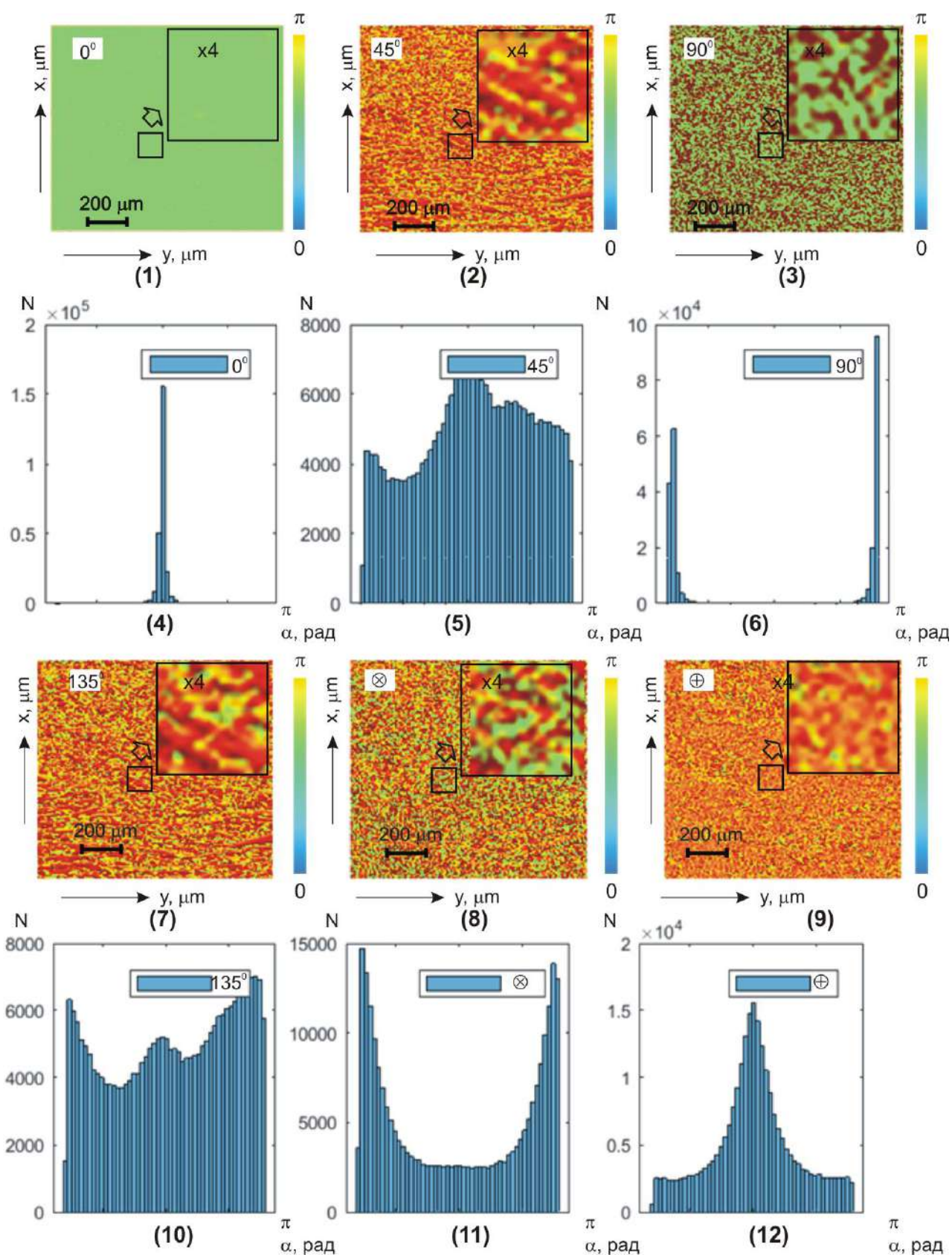


Рис. 3.19. Координатна і статистична структура Стоксполариметричних мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічного зрізу частково деполаризуюючого міокарда. Пояснення у тексті

Кількісно статистичну структуру Стоксполяриметричних мап $\alpha(\alpha_0, m \times n)$ мікроскопічних зображень частково деполаризуючого шару міокарда характеризує сукупність статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, яка наведена для всіх станів поляризації опромінюючого пучка α_0 в таблиці 3.9, а також представлена на рис. 3.20.

Таблиця 3.11

Статистичні параметри Стокполяриметричних мап азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,053	0,21	0,11	0,53	0,13	0,08
Z_2	0,042	1,82	0,099	1,63	0,64	0,97
Z_3	3,88	0,38	2,08	0,36	0,24	0,19
Z_4	4,31	0,46	3,84	0,41	0,29	0,22

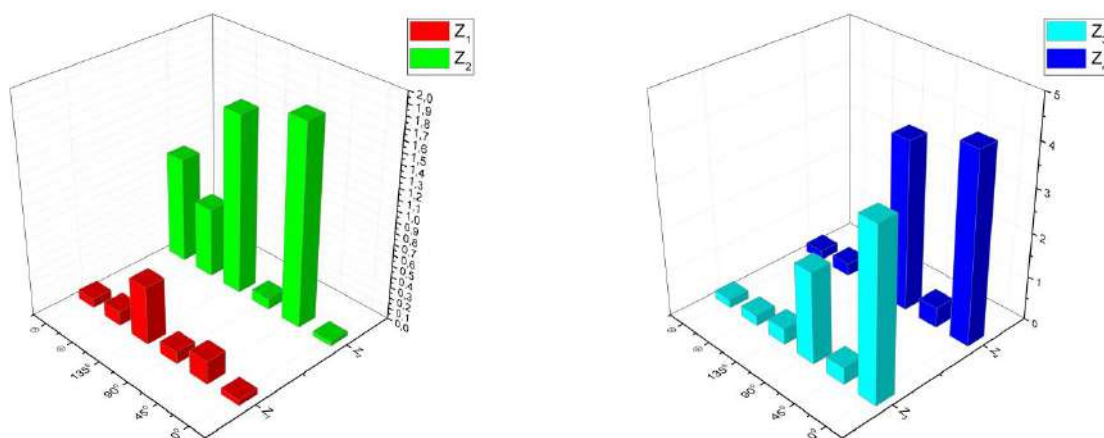


Рис. 3.20. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда

Зіставлення результатів статистичного аналізу Стоксполяриметричних мап азимута поляризації $\alpha(\alpha_0, m \times n)$ виявило зростання впливу актів кратного світлорозсіювання:

- Меншу відмінність всіх координатних поляризаційних розподілів від Гаусового – всі статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4} \neq 0$.
- Перевагу величини статистичних моментів вищих порядків над середнім і дисперсією - $Z_{3,4} \gg Z_{1,2}$. Разом з тим величини асиметрії та ексцесу в 2 – 3 рази менші за значення аналогічних параметрів, які було обчислено для характеристики об'єктного поля оптично тонкого шару міокарда (таблиця 3.3).
- Залежність величини всіх статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}$ від зміни стану поляризації α_0 опромінюючого частково деполаризуючий полікристалічний шар міокарда лазерного пучка.
- Значне зменшення інтервалів зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0)$ для різних станів поляризації α_0 :
 - $Z_1(\alpha_0)$ – до 5 – 6 раз;
 - $Z_2(\alpha_0)$ – в межах одного порядку величини;
 - $Z_3(\alpha_0)$ – в межах одного порядку величини;
 - $Z_4(\alpha_0)$ – в межах одного порядку величини.

З фізичної точки зору отримані результати можуть бути пов'язані з одночасним впливом двох факторів:

- *Об'єктного* - складною орієнтаційною та просторовою структурою $\rho(m \times n)$ різномасштабних фібрилярних мереж міокарда, яка формує розподіли напрямів оптичних осей двопроменезаломлюючих біологічних кристалів і фазових зсувів між ортогонально поляризованими складовими амплітуди лазерного випромінювання $\delta(m \times n)$.

У результаті однократних і кратних актів взаємодії лазерного випромінювання з такою полікристалічною складовою виникає “об'єктна” поляризаційно-неоднорідна компонента у лазерному полі

$$\begin{cases} Az^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}; \\ Az^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}. \end{cases} \quad (\text{розділ } 2, \text{ параграф } 2.6, \text{ співвідношення } (2.26), (2.27)).$$

• *Польового* – вторинною однократною та кратною інтерференцією (розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.32), (2.33)), сформованих оптично анізотропними фібрилярними мережами, різнополяризованих парціальних лазерних хвиль.

У результаті формується поляризаційно-неоднорідна “дифузна” складова об’єктного лазерного випромінювання -

$$\begin{cases} AzSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}; \\ AzSp^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; m, n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11}^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{1n}^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi); \\ \vdots \\ \alpha_{m1}^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi); \dots \alpha_{mn}^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; \gamma; \delta; \xi) \end{pmatrix}. \end{cases}$$

У процесі суперпозиції “об’єктної” і “дифузної” складових для кожного стану поляризації α_0 опромінюючого лазерного випромінювання, перетвореного шаром міокарда з одного боку реалізується широкий спектр значень азимута поляризації (за умови переваги однократної взаємодії), з іншого, - відбувається усереднення станів поляризації або деполаризація (за умови переваги багатократних актів взаємодії).

Згідно розроблених нами модельних уявлень (розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.34)) така суперпозиція призводить до формування відмінної від умов однократного розсіяння та індивідуальної для кожного типу поляризації α_0 опромінюючого лазерного випромінювання поляризаційної структурності об’єктного поля полікристалічного шару біологічної тканини з оптично анізотропною фібрилярною архітектонікою.

Виходячи з цього ми розглянули можливості розробленого методу фазового сканування алгоритмічно відтворених розподілів комплексних амплітуд поля лазерного випромінювання для селекції поляризаційних мап складових об'єктного поля з різною кратністю світлорозсіювання.

Результати фазового сканування і відтворення поляризаційних мап для фазових вибірок $\alpha(\theta_i, m \times n)$ для $\theta = \pi/4$ і $\theta = \pi/8$ представлені на рис. 3.21 і рис. 3.23.

Дані статистичного аналізу поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда представлені в таблиці 3.10 і таблиці 3.11, а також на серії поляризаційних залежностей величини статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\theta_k, \alpha_0)$, рис. 3.22 і рис. 3.24.

Порівняльний аналіз поляризаційно-фазових мап азимута поляризації частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда, виявив:

- Для всіх фазових вибірок θ_i алгоритмічно відтворені мапи азимута поляризації $\alpha(\theta_i, m \times n)$ володіють індивідуальною координатною неоднорідністю, яка залежить від зміни станів поляризації опромінюючого лазерного пучка α_0 , - рис. 3.21 і рис. 3.23, фрагменти (1)-(3), (7)-(9).
- Асиметричність розподілів $G(\alpha_0, \theta_i, \alpha)$, випадкових значень азимута поляризації α , - рис. 3.21 і рис. 3.23, фрагменти (4)-(6), (10)-(12).
- Зростання діапазонів зміни всіх статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0, \theta_i)$ до одного порядку величини для різних станів поляризації опромінюючого лазерного пучка, - (таблиця 3.10 і таблиця 3.11).
- Подібність статистичної структури мап азимута поляризації для фазової вибірки $\theta = \pi/8$ і аналогічних мап для фазової вибірки $\theta = \pi/4$ мікроскопічного зображення оптично тонкого гістологічного зрізу фібрилярного міокарда (таблиця 3.11 і таблиця 3.4) - $Z_{i=1,2,3,4}(\theta = \pi/4) \approx Z_{i=1,2,3,4}(\theta = \pi/8)$.

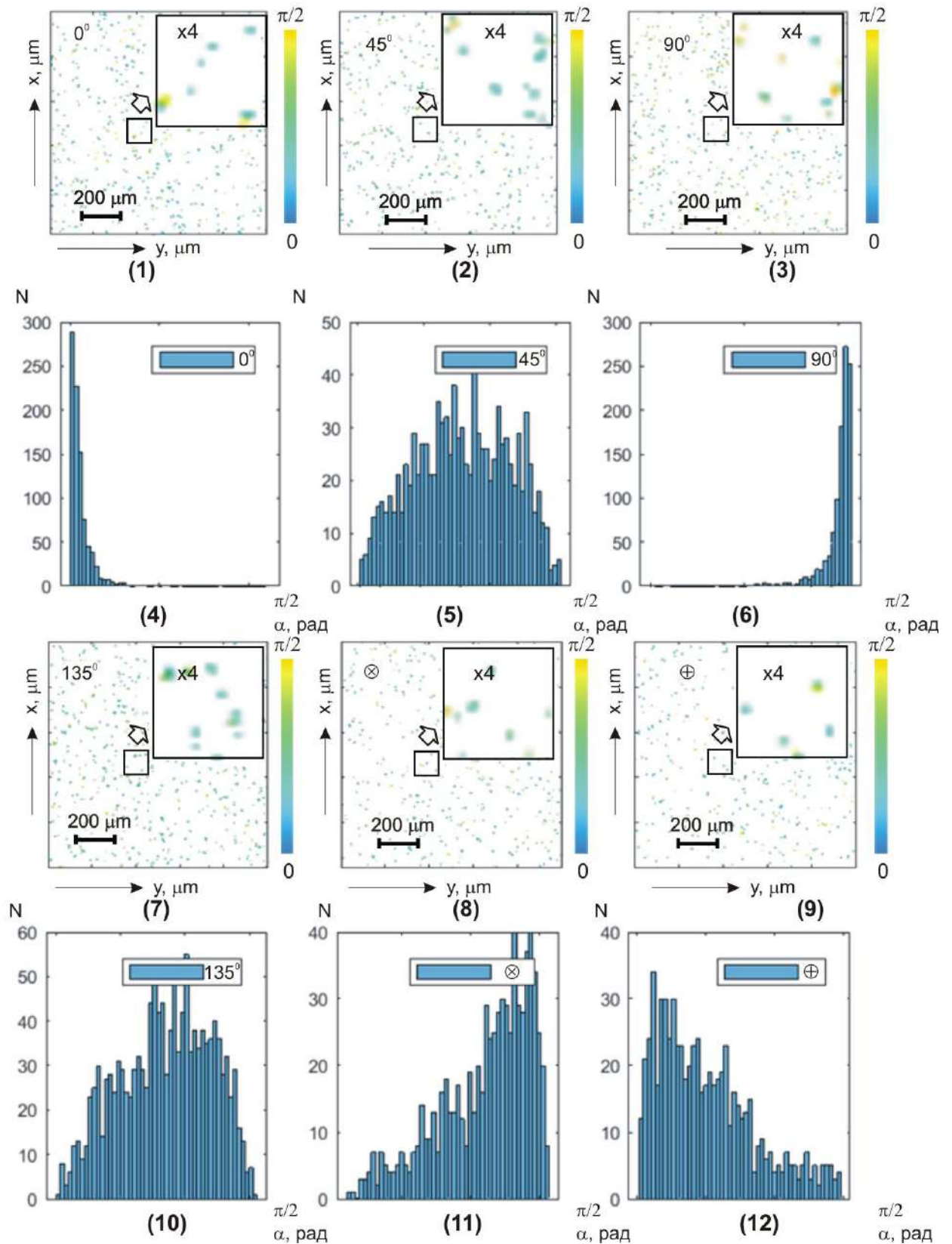


Рис. 3.21. Координатна і статистична структура поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічного зрізу частково деполаризуючого міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті

Таблиця 3.12

Статистичні параметри поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,045	0,15	0,082	0,39	0,096	0,064
Z_2	0,034	1,28	0,079	1,36	0,46	0,69
Z_3	4,38	0,53	2,68	0,66	0,54	0,41
Z_4	6,12	0,74	4,78	0,94	0,89	0,77

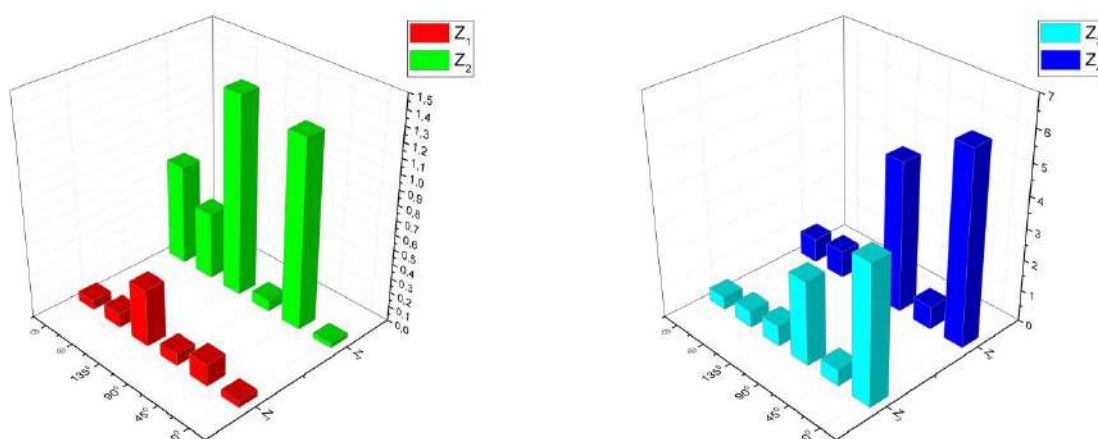


Рис. 3.22. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

Таблиця 3.11

Статистичні параметри поляризаційно-фазових мап азимута поляризації
мікроскопічного зображення частково деполяризуючого гістологічного
зрізу міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,032	0,73	1,06	0,83	0,97	0,32
Z_2	0,027	0,84	0,029	0,91	0,33	0,43
Z_3	7,56	1,48	6,39	1,41	2,04	2,16
Z_4	10,16	1,88	9,21	1,95	2,09	2,27

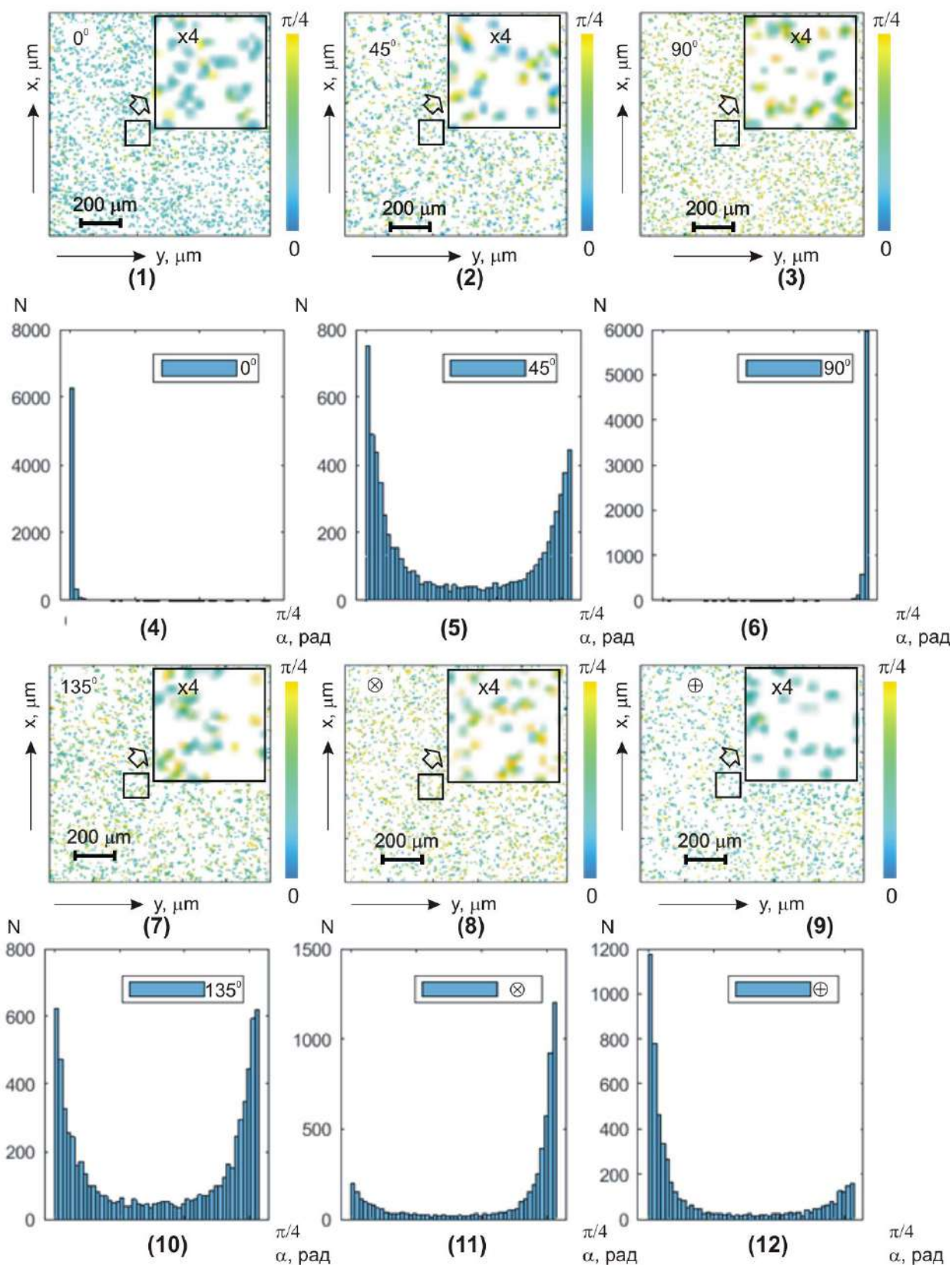


Рис. 3.23. Координатна і статистична структура поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічного зрізу частково деполяризуючого міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/8$. Пояснення у тексті

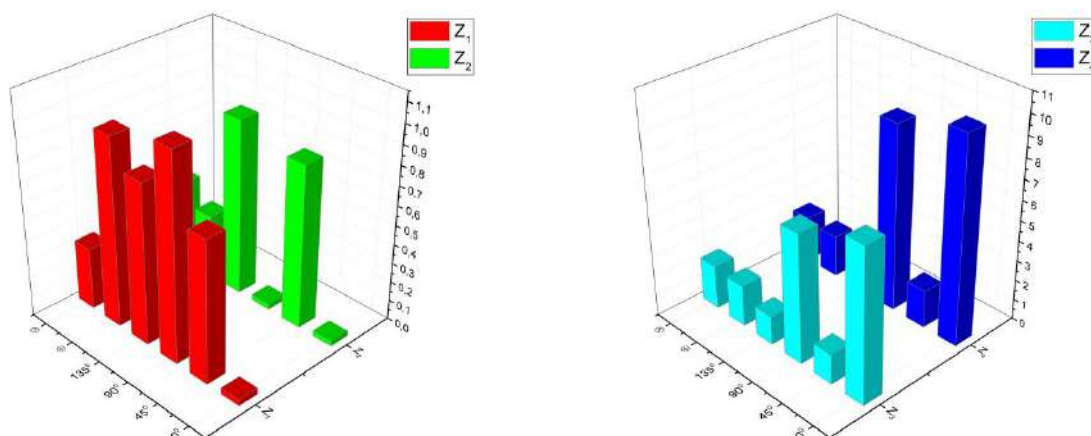


Рис. 3.24. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

Одержані дані вказують на те, що застосування методу фазового сканування з цифровим алгоритмічним відтворенням поляризаційно-фазових мап азимута частково деполаризуючого фібрилярного біологічного шару, забезпечують можливість експериментального виділення “об’єктної” однократно розсіяної компоненти на фоні загального “дифузного” фону, який сформований актами взаємодії високої кратності.

На цій основі відкриваються перспективи покращення не тільки чутливості, але й достовірності діагностики оптично анізотропної полікристалічної структури частково деполаризуючих біологічних шарів.

З метою узагальнення виявлених закономірностей формування поляризаційної структури об’єктних полів аналогічний комплекс досліджень було реалізовано для частково деполаризуючого паренхіматозного шару печінки.

3.4.2. Поляризаційна структурність азимутів об'єктного поля частково деполяризуючих гістологічних зрізів паренхіматозної печінки

На серії фрагментів рис. 3.25 представлені експериментально виміряні Стоксполяриметричні мапи ((1)-(3),(7)-(9)) і гістограми ((4)-(6),(10)-(12)) розподілів значень азимута поляризації частково деполяризуючого ($\tau = 0,14$) гістологічного зрізу печінки.

Як і у всіх попередніх етапах дослідження, нами використано багатоканальне опромінювання лінійно та циркулярно поляризованими лазерними пучками:

- $\alpha_0 = 0^0$ – фрагменти (1), (4);
- $\alpha_0 = 90^0$ - фрагменти (2), (5);
- $\alpha_0 = 45^0$ - фрагменти (3), (6);
- $\alpha_0 = 135^0$ - фрагменти (7), (10);
- $\alpha_0 = \otimes$ “права циркуляція” - фрагменти (8), (11);
- $\alpha_0 = \oplus$ “ліва циркуляція”- фрагменти (9), (12).

З аналізу результатів методу Стоксполяриметричного картографування виявлено координатну неоднорідність мап азимута поляризації $\alpha(\alpha_0, m \times n)$ мікроскопічних зображень частково деполяризуючого гістологічного зрізу паренхіматозної печінки (рис. 3.25, фрагменти (1)-(3),(7)-(9)). Гістограми $G(\alpha, \alpha_0)$ розподілів величини азимута поляризації об'єктного поля характеризуються (як і у випадку фібрилярного біологічного шару з частковою деполяризацією) значними діапазонами зміни випадкових значень, - (рис. 3.25, фрагменти (4)-(6),(10)-(12)).

Кількісно статистичну структуру Стоксполяриметричних мап $\alpha(\alpha_0, m \times n)$ мікроскопічних зображень зразку частково деполяризуючого шару паренхіматозної печінки характеризує сукупність статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, яка наведена для всіх α_0 в таблиці 3.12, а також представлена на рис. 3.26.

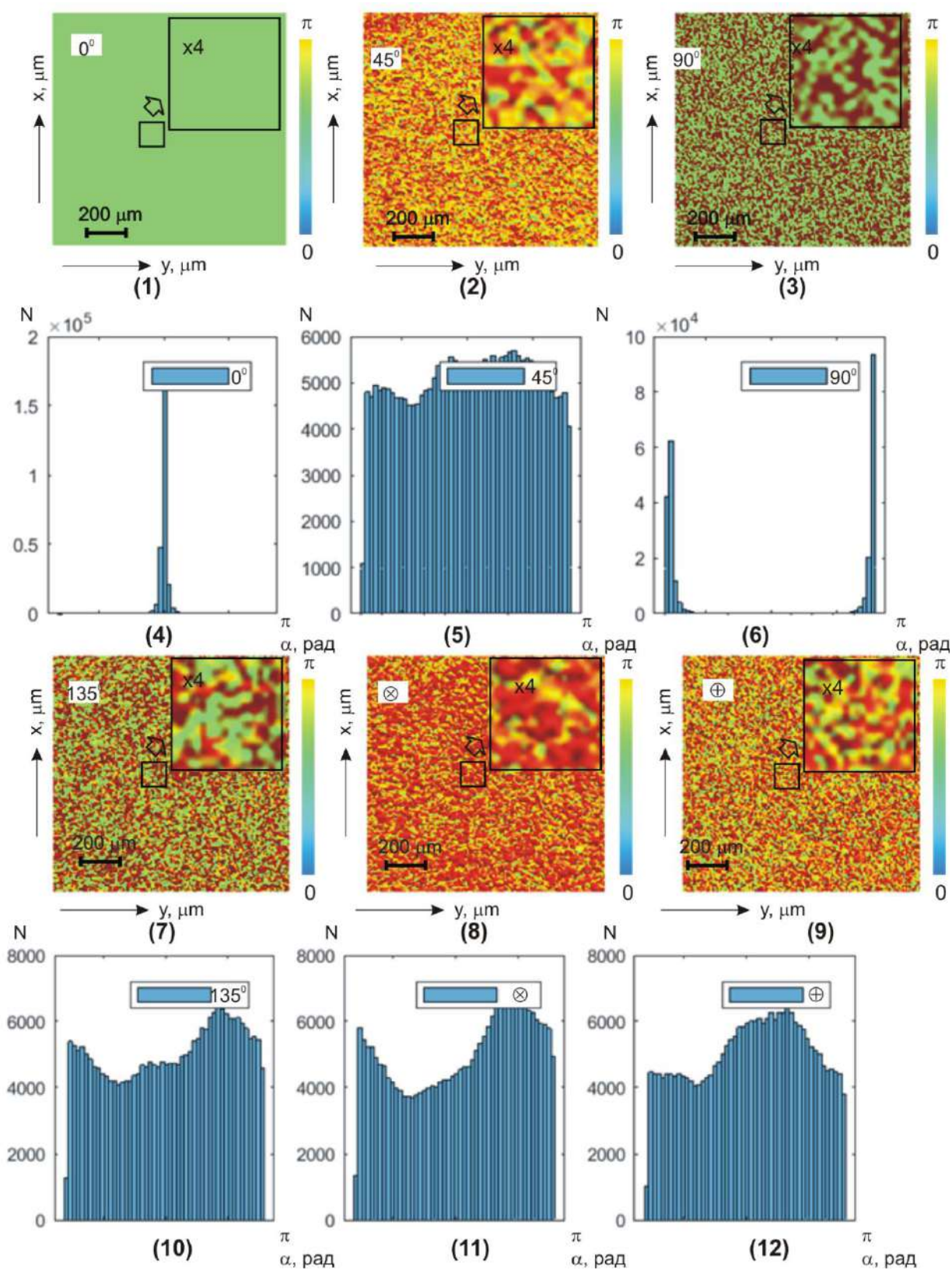


Рис. 3.25. Координатна і статистична структура Стоксполариметричних мап азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки. Пояснення у тексті

Таблиця 3.12

Статистичні параметри Стоксполяриметричних мап азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполяризуючого гістологічного зрізу печінки

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,043	0,36	0,14	0,74	0,13	0,072
Z_2	0,039	1,73	0,118	1,93	0,84	1,18
Z_3	2,01	0,13	1,07	0,105	0,12	0,13
Z_4	3,11	0,15	2,19	0,13	0,16	0,11

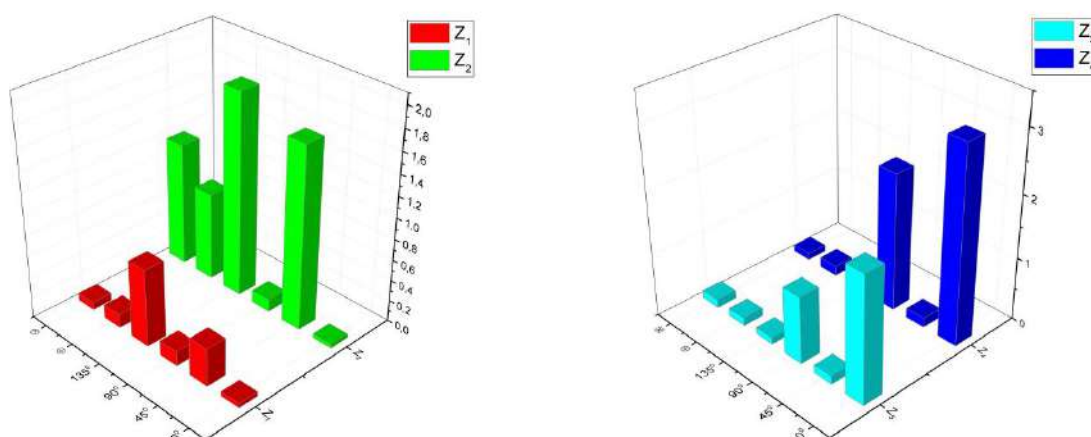


Рис. 3.26. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполяризуючого гістологічного зрізу печінки

Статистичний аналіз Стоксполяриметричних мап азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполяризуючого шару паренхіматозної печінки виявив:

- Зменшення інтервалів поляризаційної зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0)$:
 - $Z_1(\alpha_0)$ – до 5 – 7 раз;
 - $Z_2(\alpha_0)$ – в межах одного порядку величини;
 - $Z_3(\alpha_0)$ – до 3 раз;
 - $Z_4(\alpha_0)$ – до 3 раз.

З фізичної точки зору отримані результати можуть бути пов'язані з переважним впливом *польового* фактора над *об'єктним* – вторинною інтерференцією, дифрагованих на острівкових оптично активних доменах паренхіми печінки різнополяризованих лазерних хвиль (розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.28)). У результаті формується поляризаційно-неоднорідна багатократно розсіяна складова об'єктного лазерного випромінювання.

Результати фазового сканування такої складової об'єктного поля і відтворення поляризаційно-фазових мап $\alpha(\theta_i, m \times n)$ для $\theta = \pi/4$ і $\theta = \pi/8$ представлені на рис.3.27 і рис. 3.29.

Дані статистичного аналізу поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки представлені в таблиці 3.13 і таблиці 3.14, а також на серії поляризаційних залежностей величини статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\theta_k, \alpha_0)$, - рис. 3.28 і рис. 3.30.

Порівняльний аналіз серії поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки виявив:

- Індивідуальну координатну структуру мап азимута поляризації $\alpha(\theta_i, m \times n)$ для всіх фазових вибірок θ_i , - рис. 3.27 і рис. 3.29, фрагменти (1)-(3), (7)-(9).
- Асиметричність гістограм $G(\alpha_0, \theta_i, \alpha)$ розподілів випадкових значень азимута поляризації α , - рис. 3.27 і рис. 3.29, фрагменти (4)-(6), (10)-(12).

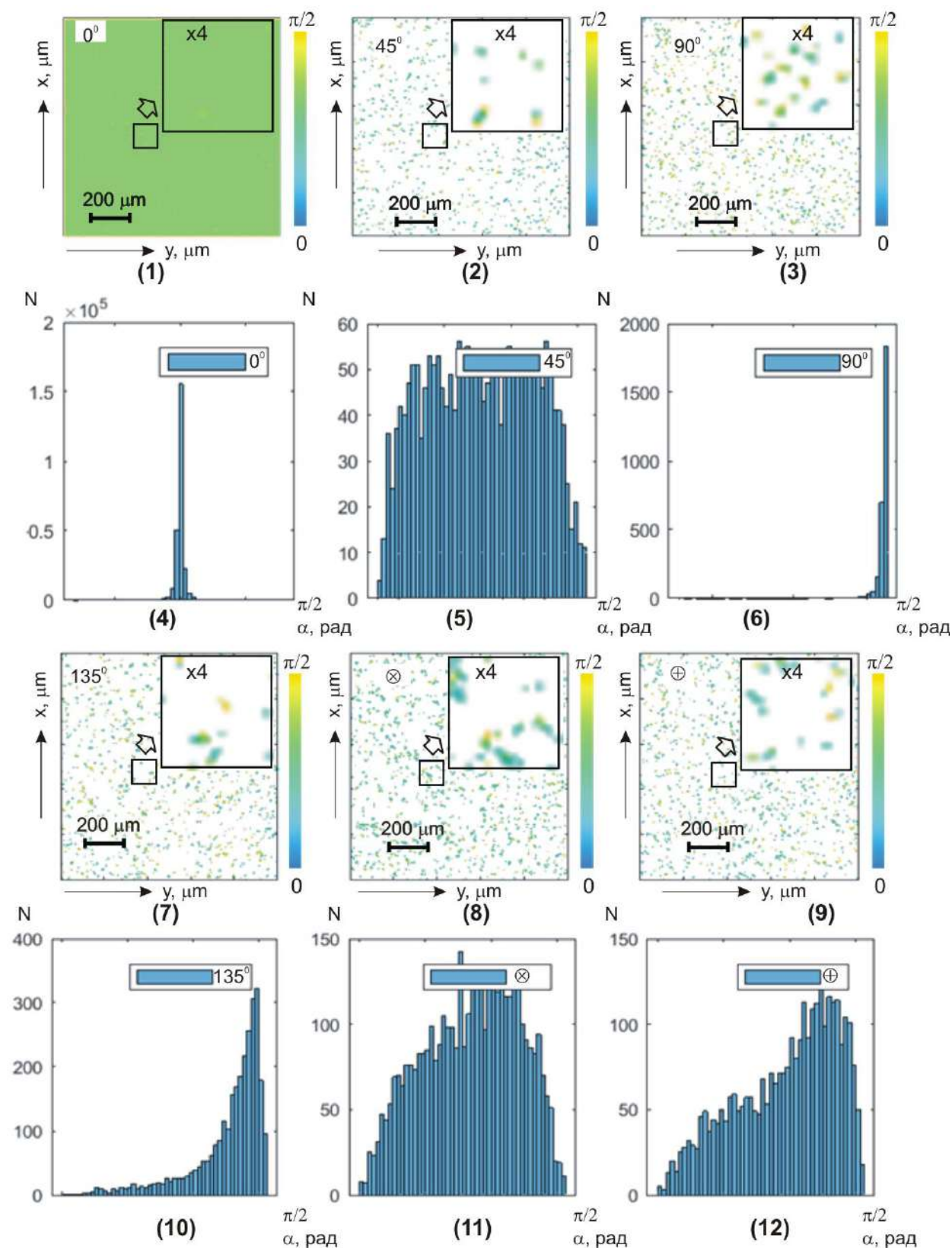


Рис. 3.27. Координатна і статистична структура поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-товстої печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті

Таблиця 3.13

Статистичні параметри поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,031	0,29	0,12	0,65	0,11	0,057
Z_2	0,026	1,44	0,093	1,49	0,66	0,91
Z_3	2,99	0,63	1,87	0,55	0,48	0,63
Z_4	4,29	0,74	2,98	0,63	0,55	0,72

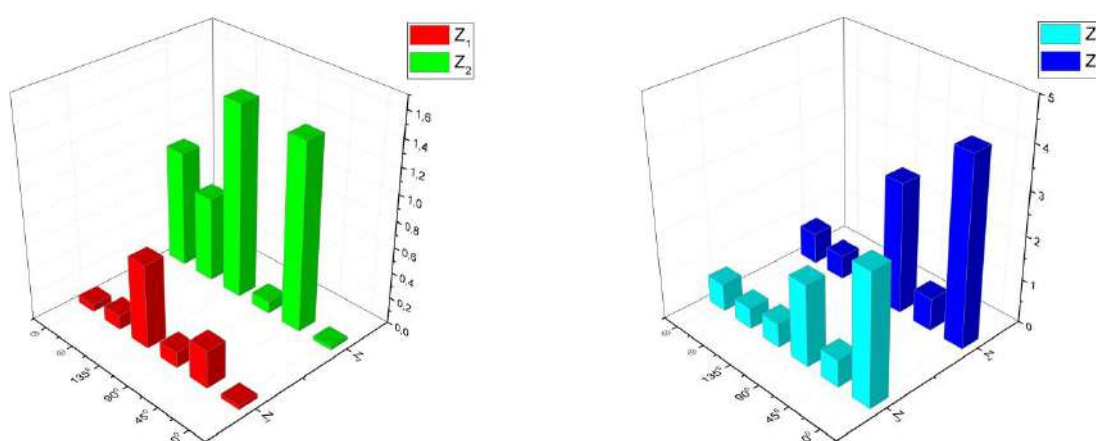


Рис. 3.28. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

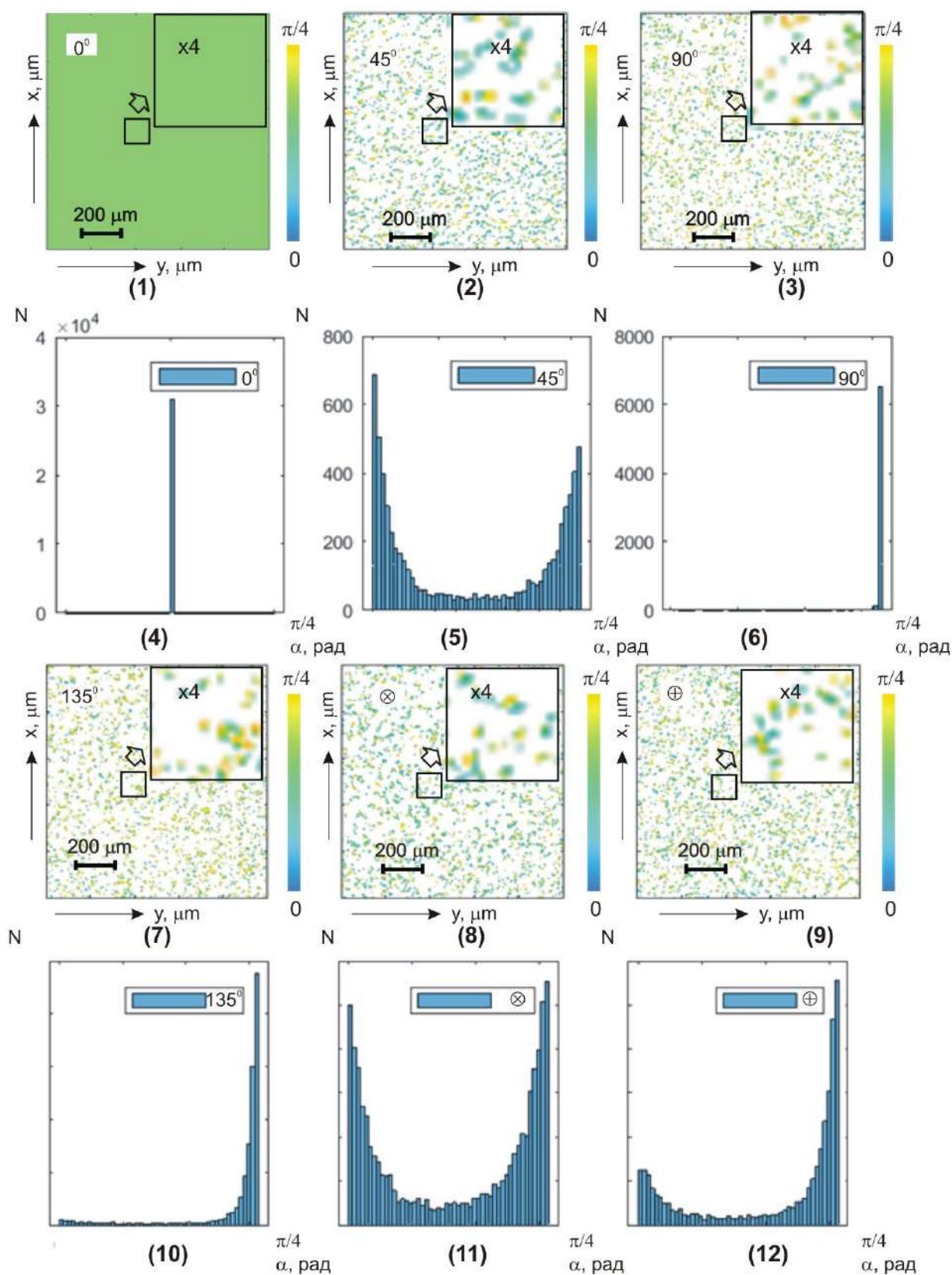


Рис. 3.29. Координатна і статистична структура поляризаційно-фазових мап азимута поляризації (фазова вибірка $\theta = \pi/8$) мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-товстої печінки. Пояснення у тексті

Таблиця 3.14

Статистичні параметри поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,032	0,139	0,087	0,39	0,087	0,032
Z_2	0,028	1,31	0,079	1,35	0,43	0,77
Z_3	4,19	0,89	2,23	0,69	0,57	0,44
Z_4	6,41	0,93	5,82	0,44	0,86	0,73

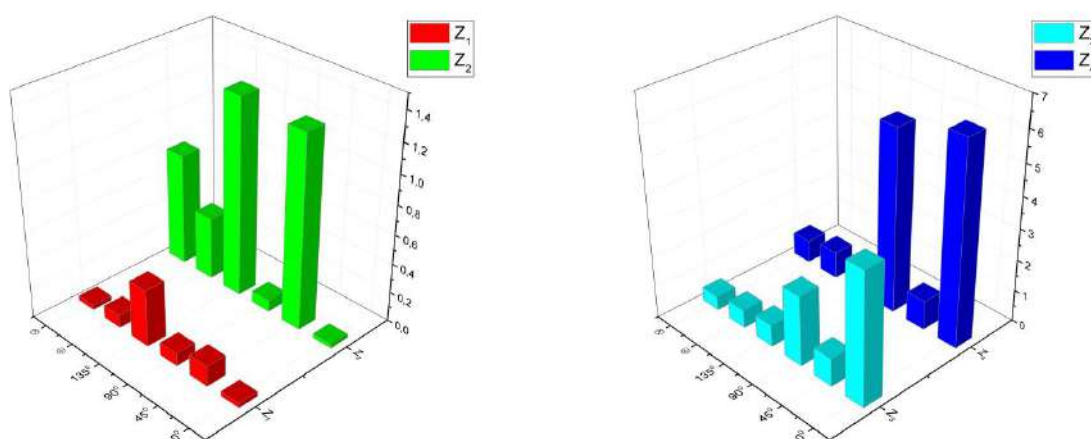


Рис. 3.30. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

- Подібність статистичної структури мап азимута поляризації для фазової вибірки $\theta = \pi/4$ (таблиця 3.6) і аналогічних мап мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу паренхіматозної печінки (таблиця 3.12) - $Z_{i=1,2,3,4}(\theta = \pi/8) \approx Z_{i=1,2,3,4}(\theta = \pi/4)$.

Одержані дані вказують на те, що застосування розробленого нами методу фазового сканування з цифровим алгоритмічним відтворенням мап азимута поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого біологічного шару з паренхіматозною полікристалічною будовою, забезпечують можливість експериментального виділення “об’єктної” однократно розсіяної компоненти на “дифузному” фоні, який сформований актами взаємодії високої кратності. На цій основі відкриваються перспективи підвищення відношення “сигнал-шум” у багатократно світло розсіяних лазерних об’єктних полях. Дана обставина забезпечить покращення не тільки чутливості, але й достовірності поляриметричної діагностики оптично анізотропної полікристалічної структури частково деполаризуючих біологічних шарів.

3.5. Основні результати і висновки до розділу 3.

1. Проведено експериментальну апробацію методу Стоксполяриметричної фазометрії мікроскопічних зображень оптично тонких і частково деполаризуючих біологічних шарів з різною полікристалічною архітектонікою – нативних гістологічних зрізів фібрилярного міокарда і паренхіматозної печінки.
2. Установлено подібність статистичної структури Стоксполяриметричних фазових мап для різних станів поляризації опромінюючого лазерного пучка α_0 – величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків Z_i , які характеризують координатні розподіли фаз для всіх станів поляризації α_0 зондуючого біологічні шари незначно (до 10%) відрізняються.
3. Проведено експериментальну апробацію методу Стоксполяриметричного картографування азимутів поляризації мікроскопічних зображень оптично тонких і частково деполаризуючих нативних гістологічних зрізів біологічних тканин з фібрилярною і паренхіматозною полікристалічною будовою.
4. Для оптично тонких гістологічних зрізів біологічних тканин встановлено:
 - Індивідуальна координатна структурність Стоксполяриметричних мап азимута поляризації серії поляризаційних мікроскопічних зображень і асиметрична будова ймовірнісних гістограм $G(\alpha, \alpha_0)$ розподілів випадкових значень $\alpha(\alpha_0, t \times n)$.
 - Відмінність всіх координатних розподілів азимута поляризації $\alpha(\alpha_0, t \times n)$ від нормального – всі статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4} \neq 0$ зі значною перевагою величини статистичних моментів вищих порядків над середнім і дисперсією - $Z_{3,4} \gg Z_{1,2}$.

- Значні інтервали зміни величини $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0)$, які характеризують Стоксполяриметричні мапи азимута поляризації сукупності мікроскопічних зображень оптично-тонких біологічних шарів:
 - $Z_1(\alpha_0)$ – в межах 3 – 5 разів;
 - $Z_2(\alpha_0)$ – в межах одного порядку величини;
 - $Z_3(\alpha_0)$ – в межах одного-двох порядків величини;
 - $Z_4(\alpha_0)$ – в межах 15-20 разів.
- 5. Для частково деполаризуючих шарів біологічних тканин встановлено тенденцію наближення всіх розподілів азимута поляризації, які визначені для різних станів поляризації до нормального – величини статистичних моментів вищих порядків $Z_{3,4}$, які характеризують асиметрію та ексцес $\alpha(\alpha_0, m \times n)$ зменшуються в 2 – 3 рази.
- 6. Проведено експериментальну апробацію методу поляризаційно-інтерференційного картографування з цифровим відтворенням розподілів комплексних амплітуд з наступною реконструкцією шляхом фазового сканування мап азимута поляризації.
- 7. Установлено:
 - Поляризаційно-фазові мапи (фазові вибірки θ_i) азимута поляризації $\alpha(\theta_i, m \times n)$ володіють індивідуальною координатною неоднорідністю та асиметричністю гістограм $G(\alpha_0, \theta_i, \alpha)$ для всіх станів поляризації опромінюючого лазерного пучка α_0 .
 - Зростання діапазонів зміни всіх статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0, \theta_i)$, які характеризують поляризаційно-фазові розподіли азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично анізотропних біологічних шарів, до одного порядку величини.
 - Подібність статистичної структури мап азимута поляризації для фазової вибірки $\theta = \pi/8$ мікроскопічних зображень частково деполаризуючих гістологічних зрізів біологічних тканин і аналогічних Стоксполяриметричних мап оптично тонких

гістологічних зрізів фібрилярного міокарда і паренхіматозної печінки
 - $Z_{i=1,2,3,4}(\theta = \pi/8) \approx Z_{i=1,2,3,4}(\theta = \pi/6)$.

P.S.

Слід відмітити, що використання в якості характеристики векторної структури об'єктного поля – азимута поляризації електромагнітної хвилі – не є єдиною можливістю його описання та дослідження.

При аналізі процесів перетворення лазерних полів полікристалічними оптично анізотропними структурами ми зазначали, що фазова модуляція ортогональних складових амплітуди призводить до формування розподілів парціальних векторних станів, які характеризуються як азимут, так і еліптичністю поляризації.

З метою виявлення закономірностей формування еліптично поляризованої структури об'єктних полів полікристалічних біологічних шарів з різною морфологічною будовою оптично анізотропної архітектоники було реалізовано аналогічний комплекс Стоксполяриметричних і поляризаційно-фазових досліджень.

РОЗДІЛ 4

ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-НЕОДНОРІДНА СТРУКТУРА (МАПИ ЕЛІПТИЧНОСТІ) ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ БІОЛОГІЧНИХ ФНШ З ОПТИЧНО АНІЗОТРОПНОЮ АРХІТЕКТОНІКОЮ

У даному розділі приведено результати експериментальної апробації експериментальних методів:

- Стокс-поляриметричного картографування координатних розподілів величини еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично тонких і частково деполаризуючих гістологічних зрізів біологічних тканин з різною архітектонікою оптично анізотропної полікристалічної складової – розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.32)-(2.33);
- Поляризаційно-інтерференційного картографування з цифровим алгоритмічним відтворенням і фазовим скануванням розподілів комплексних амплітуд оптично тонких і частково деполаризуючих гістологічних зрізів біологічних тканин з наступною реконструкцією поляризаційно-фазових мап еліптичності поляризації – розділ 2, параграф 2.7.4, співвідношення (2.38)-(2.41).

Досліджено залежності Стоксполяриметричної і поляризаційно-фазової структури координатних розподілів величини еліптичності від стану поляризації лазерного пучка, що опромінює біологічні шари з двома типами полікристалічної архітектоніки – фібрилярного міокарда і паренхіматозної печінки.

Виявлено сценарії і діапазони зміни величини набору статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують експериментально виміряні Стоксполяриметричні та алгоритмічно відтворені поляризаційно-фазові мапи еліптичності мікроскопічних зображень оптично тонких і частково деполаризуючих гістологічних зрізів біологічних тканин різної морфологічної будови.

Приведено структурно-логічну схему дизайну поляризаційно-інтерференційного картографування мікроскопічних зображень оптично анізотропних полікристалічних біологічних об'єктів.

Поляризаційно-інтерференційне картографування з алгоритмічним відтворенням розподілів еліптичності поляризації мікроскопічних зображень біологічних шарів			
Об'єкти дослідження			
Оптично-тонкі гістологічні зрізи біологічних тканин		Частково деполаризуючі гістологічні зрізи біологічних тканин	
Фібрилярний міокард	Паренхіматозна печінка	Фібрилярний міокард	Паренхіматозна печінка
Експериментальні методи			
Стокс-поляриметричне цифрове картографування розподілів еліптичності мікроскопічних зображень гістологічних зрізів		Поляризаційно-інтерференційне картографування з цифровим алгоритмічним відтворенням комплексних амплітуд	
Результати			
Мапи розподілів величини еліптичності поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів		Поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів	
Статистичний аналіз експериментальних результатів			
Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли величини еліптичності поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів		Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують поляризаційно-фазові розподіли величини еліптичності поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів	
Висновки			

4.1. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи еліптичності мікроскопічних зображень оптично тонких шарів фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин

У даному параграфі наведено результати комплексного експериментального вивчення статистичної структури Стоксполяриметричних $\beta(m \times n)$ (розділ 2, параграф 2.7.1, рис. 2.11, співвідношення (2.35),(2.36)) і поляризаційно-фазових $\beta(\theta_i, m \times n)$ (розділ 2, параграф 2.7.3, рис. 2.12, співвідношення (2.38)-(2.41)) мап еліптичності оптично тонких зрізів фібрилярного міокарда і паренхіматозної печінки.

4.1.1. Координатна і статистична структура мап еліптичності поляризації шару фібрилярного міокарда

Сукупність фрагментів рис. 4.1 ілюструє Стоксполяриметричні мапи $\beta(m \times n)$ (фрагменти (1)-(3),(7)-(9)) і гістограми розподілів еліптичності поляризації $G(\beta(m \times n))$ (фрагменти (4)-(6),(10)-(12)) мікроскопічних зображень оптично тонкого ($\tau = 0,098$) гістологічного зрізу міокарда для наступних станів поляризації опромінюючого лазерного пучка:

- $\alpha_0 = 0^0$ – фрагменти (1), (4);
- $\alpha_0 = 90^0$ - фрагменти (2), (5);
- $\alpha_0 = 45^0$ - фрагменти (3), (6);
- $\alpha_0 = 135^0$ - фрагменти (7), (10);
- $\alpha_0 = \otimes$ “права циркуляція” - фрагменти (8), (11);
- $\alpha_0 = \oplus$ “ліва циркуляція”- фрагменти (9), (12).

Одержані результати методу Стоксполяриметричного картографування добре корелюють з розробленими модельними уявленнями процесів формування мап еліптичності поляризації (розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.12)-(2.19), (2.24),(2.26),(2.28),(2.29),(2.32)).

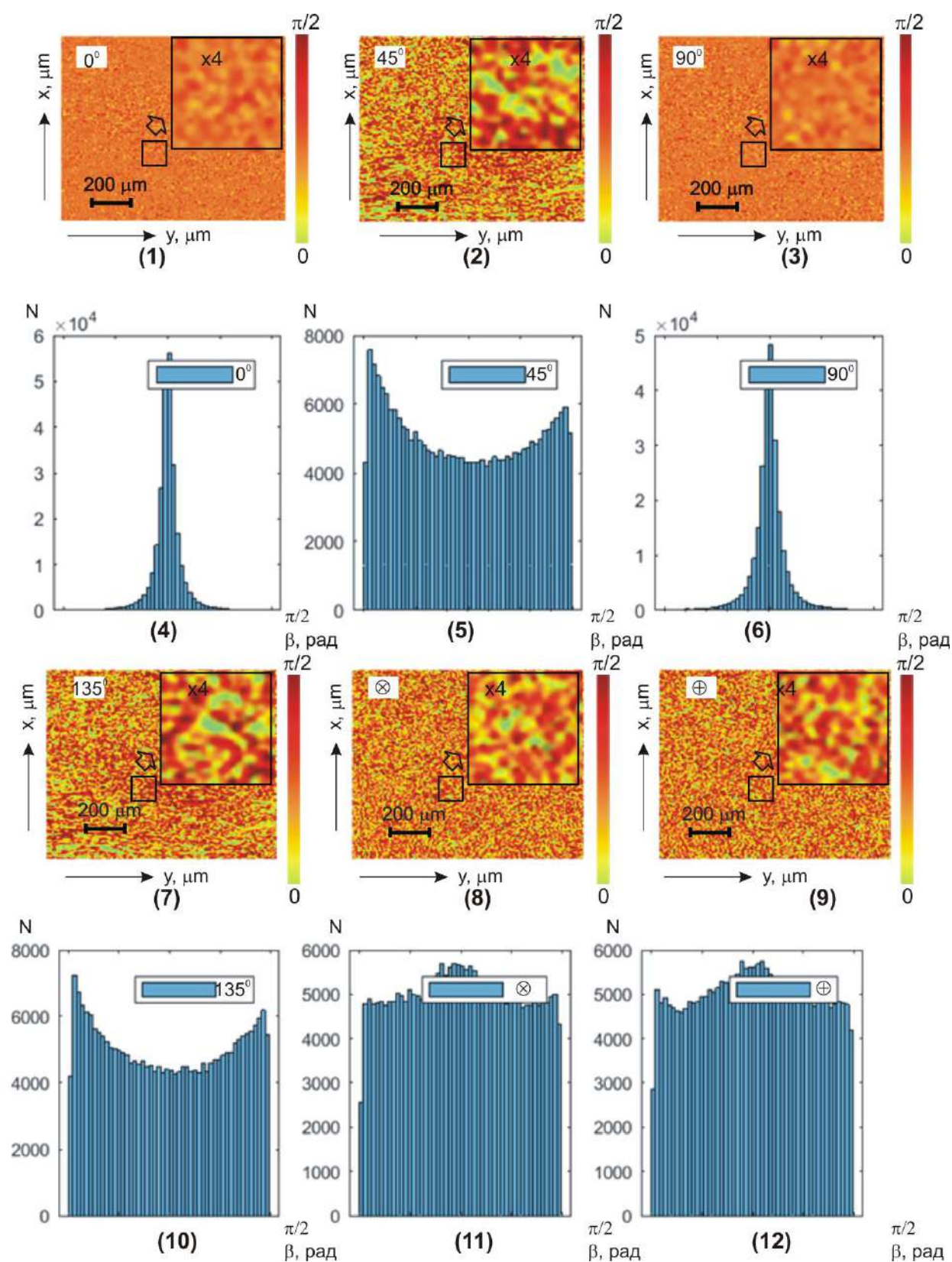


Рис. 4.1. Координатна і статистична структура Стоксполариметричних мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-тонкого міокарда. Пояснення у тексті

Продemonстровано наявність координатної модуляції величини еліптичності поляризації об'єктного лазерного випромінювання, перетвореного двопротенезаломлюючими фібрилярними сітками оптично тонкого шару міокарда.

У результаті виявлено, що:

- Координатна структурність мап еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$ мікроскопічних зображень оптично тонкого гістологічного зрізу міокарда індивідуальна для кожного стану поляризації α_0 зондуєчого лазерного пучка (рис. 4.1, фрагменти (1)-(3),(7)-(9)).
- Сукупність гістограм $G(\alpha, \alpha_0)$ характеризуються асиметричними розподілами зміни випадкових значень еліптичності поляризації β , - (рис. 4.1, фрагменти (4)-(6),(10)-(12)).

Кількісно такі розподіли $\beta(\alpha_0, m \times n)$ характеризує набір величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0)$, який наведений і систематизований для всіх α_0 в таблиці 4.1, а також представлений на рис. 4.2.

Таблиця 4.1

Статистичні параметри Стоксполяриметричних мап еліптичності поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,053	0,22	0,065	0,26	0,09	0,103
Z_2	0,068	0,71	0,077	0,78	0,83	0,79
Z_3	3,44	0,53	3,71	0,65	0,31	0,35
Z_4	4,81	0,44	5,04	0,53	0,22	0,26

Порівняльний аналіз результатів статистичної обробки (розділ 2, параграф 2.9, співвідношення (2.39)) експериментально виміряних мап еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$ показав:

- Відмінність від нуля величини всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4} \neq 0$, які характеризують координатні розподіли значень еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$ для всіх поляризаційних станів зонduючого лазерного випромінювання – іншими словами статистична структура мап еліптичності сформована переважно однократними актами розсіяння і інтерференції (розділ 2, параграф 2.7.4, співвідношення (2.42)) та суттєво відрізняється від нормального закону, для якого $Z_{i=3,4} = 0$.
- Суттєву перевагу (від 2-3 разів до одного порядку величини) значень статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $\beta(\alpha_0, m \times n)$ над середнім і дисперсією - $Z_{3,4} \gg Z_{1,2}$ - для більшості поляризаційних станів α_0 опромінюючого лазерного зонда.
- Значні інтервали зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0, \beta)$, які характеризують сукупність мап еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$ мікроскопічних зображень оптично тонкого гістологічного зрізу міокарда:
 - $Z_1(\alpha_0, \beta)$ – в межах одного порядку величини;
 - $Z_2(\alpha_0, \beta)$ – в межах одного порядку величини;
 - $Z_3(\alpha_0, \beta)$ – в межах одного порядку величини;
 - $Z_4(\alpha_0, \beta)$ – в межах одного порядку величини.

Варіації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0, \beta)$ представлені на рис. 4.2.

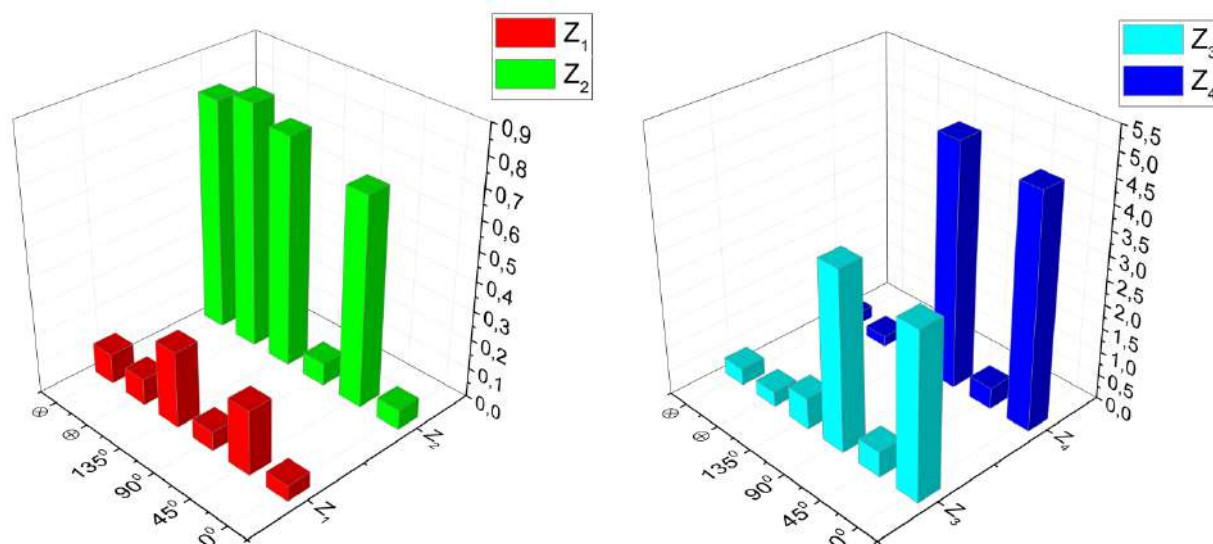


Рис. 4.2. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда

Фізичний аналіз одержаних методом Стоксполяриметричного картографування розподілів величини еліптичності мікроскопічних зображень оптично тонкого біологічного шару можна пов'язати зі складною просторово-орієнтаційною (напрями укладання волокон в об'ємі біологічного шару) структурою фібрилярних сіток тканини міокарда. Зазначена морфологічна будова міозинових сіток формує різноманітні розподіли напрямів оптичних осей $\rho(m \times n)$ двопротинезаломлюючих міозинових фібрил. Поряд з цим фібрили володіють різними масштабами геометричних розмірів. Відповідно до такої морфологічної структурності полікристалічної архітектури міокарда формується розподіл величини фазових зсувів δ_i між ортогональними лінійно поляризованими складовими амплітуди зондуємого лазерного випромінювання (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.12)-(2.19)).

Для кожного стану поляризації α_0 опромінюємого лазерного пучка одночасно реалізується широкий спектр значень:

- кутів між площинами поляризації α_0 та напрямками оптичних осей $\rho(m \times n)$ біологічних кристалів $\alpha_0 \pm \rho(m \times n)$;

- фазових зсувів $\delta(m \times n)$ між лінійно та ортогонально поляризованими складовими амплітуди розсіяного випромінювання.

На основі залучення розроблених нами модельних уявлень (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.12)-(2.19)) про формування поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів фазово-неоднорідних полікристалічних шарів можна припустити, що вищезазначена орієнтаційно-фазова структурність зразка міокарда призводить до формування складної та індивідуальної для кожного типу поляризації α_0 опромінюючого лазерного випромінювання структурності об'єктного поля – серії координатно неоднорідних мап розподілів станів еліптичності $\beta(\alpha_0 \pm \rho(m \times n), \delta(m \times n))$.

Слід зазначити, що для полікристалічного об'єму реального, оптично тонкого ($\tau < 0,01$) шару міокарда умова однократного розсіяння строго не

виконується $\begin{cases} Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ EllSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) \end{cases}$. Поряд з актами одноразової взаємодії з

двопроменезаломлюючими фібрилами завжди існує ймовірність двох і більш

кратних взаємодій з оптично анізотропною сіткою $\begin{cases} Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ EllSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) \end{cases}$. Така

обставина порушує однозначність взаємозв'язку між топографічною і статистичною структурою мап еліптичності поляризації та параметрами полікристалічного біологічного шару. Тому актуальним, є розроблений нами поляризаційно-інтерференційний метод фазового сканування з цифровим голографічним відтворенням розподілів комплексних амплітуд поля лазерного випромінювання – розділ 2, параграф 2.7.3 і 2.7.4.

Результати фазового сканування і цифрового відтворення серії мап $\beta(\theta_i, m \times n)$ для $\theta = \pi/4$ і $\theta = \pi/8$ представлені на рис.4.3 і рис. 4.5.

Дані статистичного аналізу поляризаційно-фазових мап еліптичності мікроскопічних зображень оптично тонкого гістологічного зрізу міокарда представлені в таблиці 4.2 і таблиці 4.3, а також на серії поляризаційних залежностей величини статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\theta_k, \alpha_0)$, рис. 4.4 і рис. 4.6.

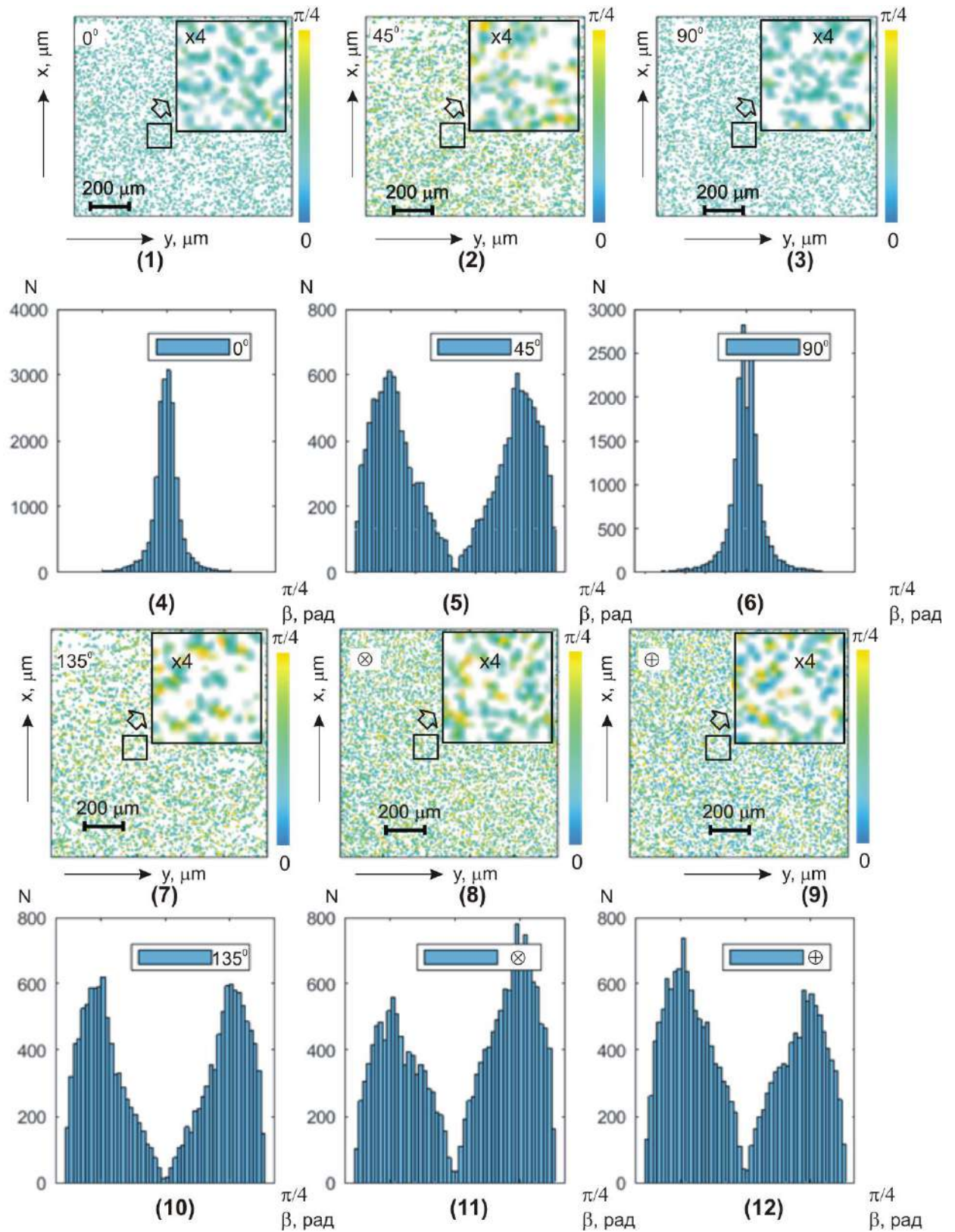


Рис. 4.3. Координатна і статистична структура мап еліптичності поляризації у фазовому перерізі $\theta = \pi/4$ мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-тонкого міокарда. Пояснення у тексті

Таблиця 4.2

Статистичні параметри мап еліптичності поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда $\theta = \pi/4$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,096	0,19	0,108	0,35	0,074	0,083
Z_2	0,12	0,53	0,17	0,68	0,47	0,53
Z_3	1,91	1,02	1,76	0,85	1,04	1,11
Z_4	2,43	1,58	2,23	1,27	1,11	1,14

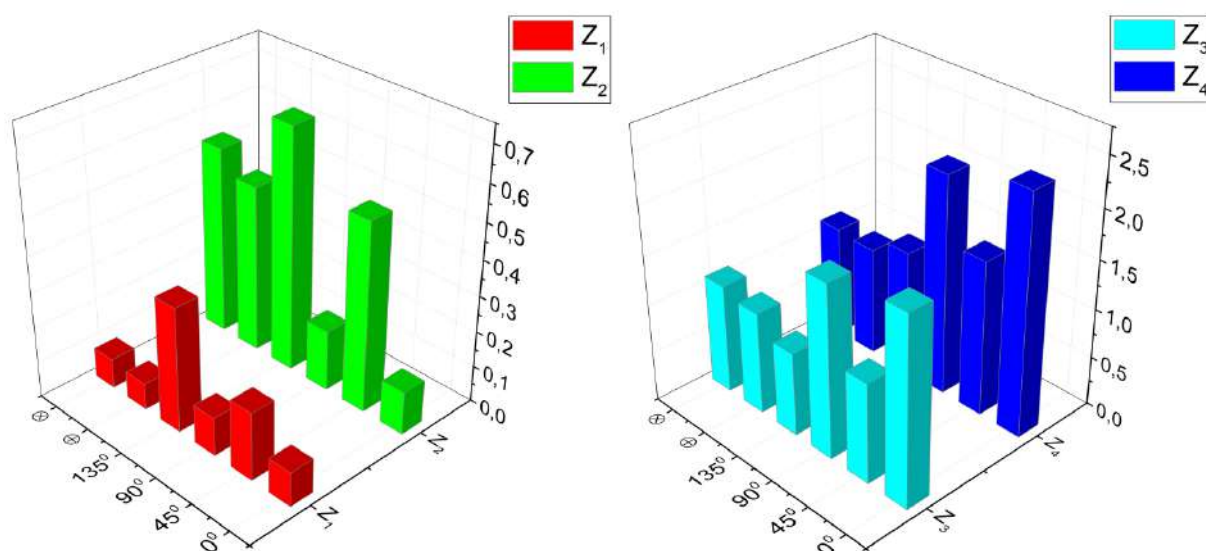


Рис. 4.4. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда у фазовій площині $\theta = \pi/4$

Таблиця 4.3

Статистичні параметри мап еліптичності поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда у фазовому перерізі $\theta = \pi/8$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,065	0,12	0,073	0,26	0,045	0,053
Z_2	0,096	0,37	0,107	0,48	0,33	0,39
Z_3	2,83	1,25	2,67	1,16	1,43	1,51
Z_4	3,38	1,83	3,09	1,73	1,31	1,44

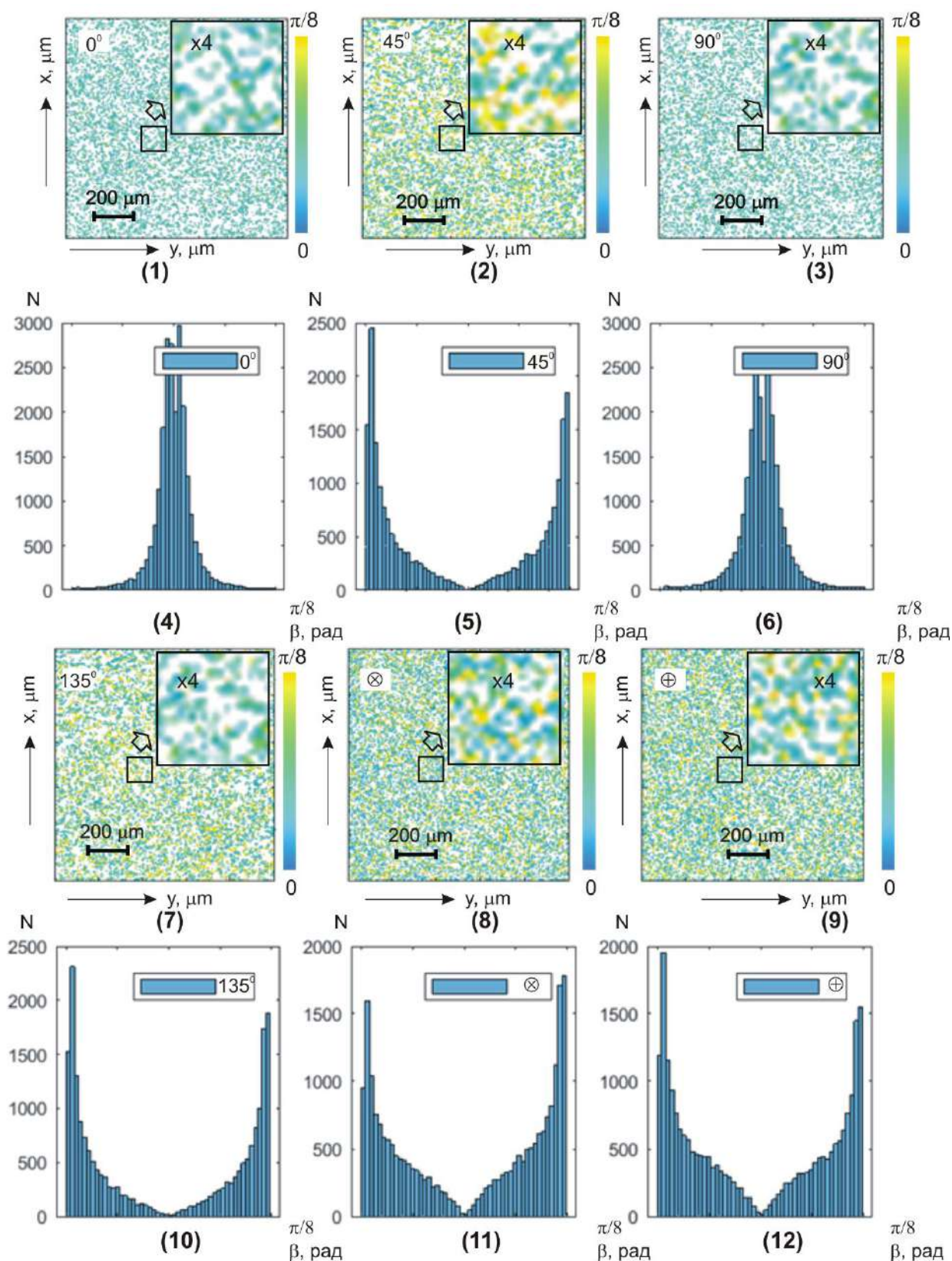


Рис. 4.5. Координатна і статистична структура мап еліптичності поляризації у фазовому перерізі $\theta = \pi/8$ мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-тонкого міокарда. Пояснення у тексті

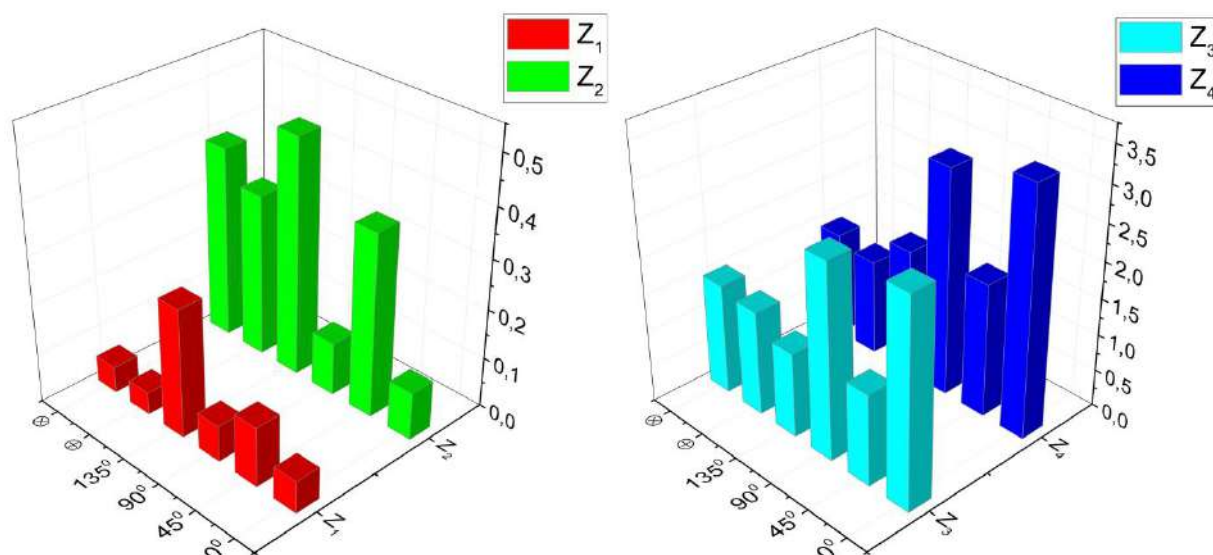


Рис. 4.6. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу міокарда у фазовій площині $\theta = \pi/8$

Результати поляризаційно-інтерференційного картографування серії мікроскопічних зображень оптично тонкого гістологічного зрізу міокарда з наступним покроковим фазовим скануванням і цифровим алгоритмічним відтворенням розподілів комплексних амплітуд об'єктного поля для

обчислення мап величини еліптичності поляризації

$$\begin{cases} Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ EllSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ Ell^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n); \\ EllSp^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; m, n). \end{cases}$$

виявили:

- Індивідуальність структури поляризаційно-фазових мап еліптичності $\beta(\theta_k, m \times n)$ для кожного стану поляризації опромінюючого пучка α_0 , - рис. 4.3 і рис. 4.5, (фрагменти (1)-(3),(7)-(9)).
- Для всіх фазових вибірок θ_k поля комплексних амплітуд біологічного шару структура гістограм $G(\beta(\theta_k, m \times n))$ асиметрична, а діапазони зміни випадкових значень еліптичності поляризації β корелюють із

наведеними у розділі 2 модельними прогнозами, - параграф 2.7.4, пункт 7, співвідношення (2.42). - рис. 4.3 ($0 \leq \beta \leq 0,25\pi$) і рис. 4.5 ($0 \leq \beta \leq 0,125\pi$), (фрагменти (1)-(3),(7)-(9)).

- Варіації зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли $G(\beta(\theta_k, m \times n))$, складають діапазон в межах від двох до трьох разів. Слід зазначити, що такі діапазони варіацій $Z_{i=1,2,3,4}(\theta_k, \beta)$ в три рази менші за аналогічні поляризаційні варіації величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}(\theta_k, \alpha)$, які характеризують гістограми розподілів азимута поляризації $G(\alpha(\theta_k, m \times n))$ в різних фазових площинах мікроскопічних зображень міокарда (розділ 3, параграф 3.3.1, рис. 3.13 і рис. 3.15).
- Зі зменшенням величини фазової вибірки $\theta_k \downarrow$ величина статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів випадкових значень еліптичності поляризації $G(\beta(\theta_k, m \times n))$, зростає $Z_{3,4} \uparrow$.

Одержані дані вказують на те, що застосування розробленого нами поляризаційно-інтерференційного методу картографування з фазовим скануванням алгоритмічно відтвореного поля комплексних амплітуд оптично тонкого фібрилярного біологічного шару, як і у випадку аналогічних досліджень розподілів величини азимута поляризації (розділ 3, параграф 3.3.1, рис. 3.13 і рис. 3.15), забезпечує можливість експериментального виявлення

однократних актів взаємодії $\begin{cases} Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ EllSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n) \end{cases}$. Разом з тим чутливість

методу поляризаційно-інтерференційного картографування мап еліптичності поляризації виявилася дещо нижчою ніж для цифрової алгоритмічної реконструкції мап азимута поляризації. Фізичні причини цього будуть проаналізовані та наведені нижче.

4.1.2. Поляризаційні і поляризаційно-фазові мап еліптичності оптично тонкого гістологічного зрізу паренхіматозної печінки

На серії фрагментів рис. 4.7 приведені Стоксполяриметричні мапи ((1)-(3),(7)-(9)) і гістограми ((4)-(6),(10)-(12)) розподілів еліптичності поляризації оптично тонкого ($\tau = 0,098$) гістологічного зрізу паренхіматозної печінки.

У таблиці 4.4 і на рис. 4.8 представлена сукупність статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, які характеризують серію мап $\beta(\alpha_0, t \times n)$ мікроскопічних зображень оптично тонкого зразку гістологічного зрізу паренхіматозної печінки.

Таблиця 4.4

Статистичні параметри мап еліптичності поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,015	0,19	0,022	0,035	0,22	0,044
Z_2	0,012	0,68	0,019	0,38	0,74	0,81
Z_3	6,14	0,47	5,23	0,12	0,58	0,21
Z_4	9,36	0,38	8,89	0,21	0,43	0,14

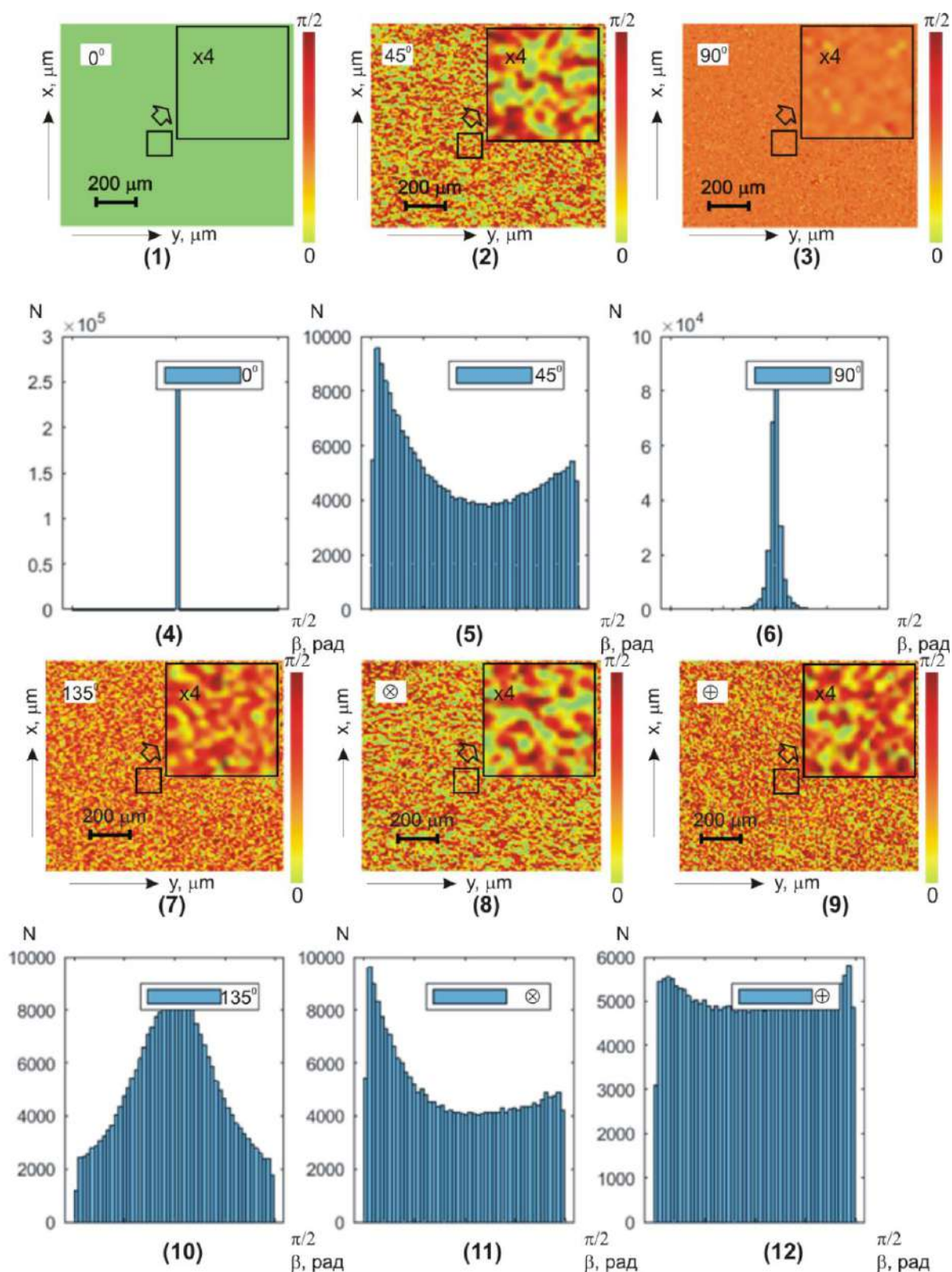


Рис. 4.7. Координатна і статистична структура мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки. Пояснення у тексті

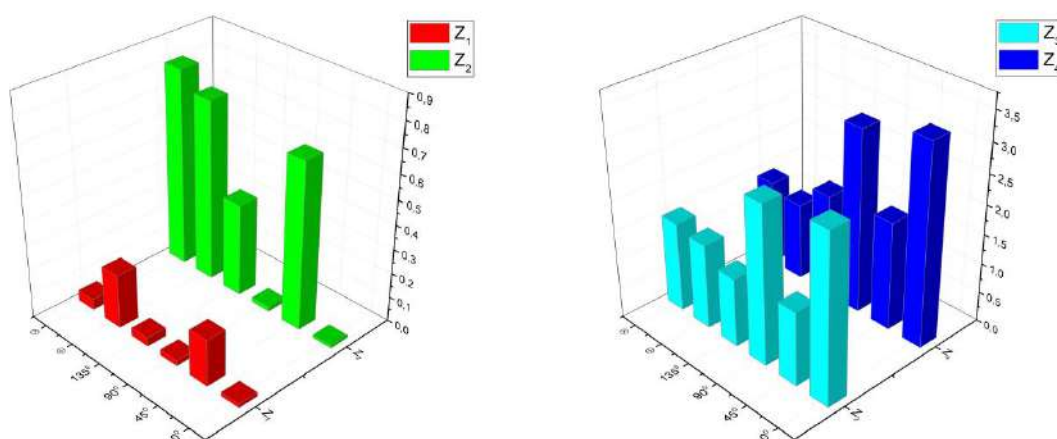


Рис. 4.8. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки

Виявлено переважний внесок однократних актів і актів розсіяння малої кратності, що виявилось у:

- Індивідуальній координатній структурі мап еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, t \times n)$ серії мікроскопічних зображень (рис. 4.7, фрагменти (1)-(3),(7)-(9)).
- Асиметричній будові гістограм $G(\beta, \alpha_0)$ - (рис. 4.7, фрагменти (4)-(6),(10)-(12)) та відмінності розподілів величини еліптичності $\beta(\alpha_0, t \times n)$ від нормального – всі статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4} \neq 0$.
- Для більшості α_0 має місце перевага величини статистичних моментів вищих порядків над середнім і дисперсією - $Z_{3,4} \gg Z_{1,2}$.
- Меншій у порівнянні з статистичними параметрами мап азимута поляризації мікроскопічних зображень міокарда інтервали зміни величини $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0)$:
 - $Z_1(\alpha_0)$ – в межах 2 разів;
 - $Z_2(\alpha_0)$ – в межах 2 разів;
 - $Z_3(\alpha_0)$ – в межах 3 разів;

➤ $Z_4(\alpha_0)$ – в межах 4 разів.

З фізичної точки зору отримані результати можуть бути пов'язані з тим, що переважним механізмом перетворення стану поляризації лазерного випромінювання є оптична активність молекулярних доменів паренхіматозної полікристалічної структури печінки (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.12)-(2.15)), яка формує координатно-розподілені значення азимута поляризації $\alpha_i(m \times n)$ для кожного стану поляризації α_0 опромінюючого лазерного випромінювання.

Згідно розроблених нами модельних уявлень (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.17), (2.18)) формування еліптично поляризованих станів такими полікристалічними структурами можливо за рахунок впливу двох факторів:

- Наявністю незначної кількості локальних двопронезаломлюючих фібрилоподібних структур, які потенційно можуть сформувати еліптично поляризовані стани.
- Вторинна інтерференція зсунутих по фазі лінійно поляризованих парціальних лазерних хвиль (розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.28)-(2.33)).

Ми вже зазначали, що поряд з актами одноразової взаємодії $\left\{ \begin{matrix} Ell^\odot(H_{x,y}^\odot; m, n); \\ EllSp^\odot(E_{x,y}^\odot; m, n) \end{matrix} \right\}$ існує ймовірність двох і більш кратних взаємодій з полікристалічними оптично активними острівковими доменами. У результаті має місце формування додаткового ансамблю еліптично поляризованих станів дифузної багатократно розсіяної компоненти $\left\{ \begin{matrix} Ell^*(H_{x,y}^*; m, n); \\ EllSp^*(E_{x,y}^*; m, n) \end{matrix} \right\}$ об'єктного поля (розділ 2, параграф 2.6, співвідношення (2.34)). За рахунок цього порушується однозначність взаємозв'язку між структурою мап еліптичності поляризації багатократно розсіяного об'єктного поля лазерного

випромінювання та параметрами оптичної анізотропії полікристалічного паренхіматозного біологічного шару.

Тому актуальним, з точки зору діагностичного використання розв'язання зворотних задач в діагностиці полікристалічної паренхіматозної структури біологічних шарів є експериментальне досягнення таких умов, де максимально реалізується однократне розсіяння. Як і у попередньому випадку ми використали поляризаційно-інтерференційний метод.

Результати фазового сканування алгоритмічно відтворених мап $\beta(\theta_i, m \times n)$ для $\theta = \pi/4$ і $\theta = \pi/8$ представлені на рис.4.8 і рис. 4.10.

Застосування поляризаційно-інтерференційного методу виявило:

- Поляризаційну залежність (α_0) координатної та статистичної структури серії поляризаційно-фазових мап $\beta(\theta_i, m \times n)$ для усіх розглянутих фазових вибірок θ_i алгоритмічно відтвореного поля комплексних амплітуд досліджуваного біологічного шару з паренхіматозною оптично анізотропною архітектонікою, - рис. 4.9 і рис. 4.11, фрагменти (1)-(3), (7)-(9).

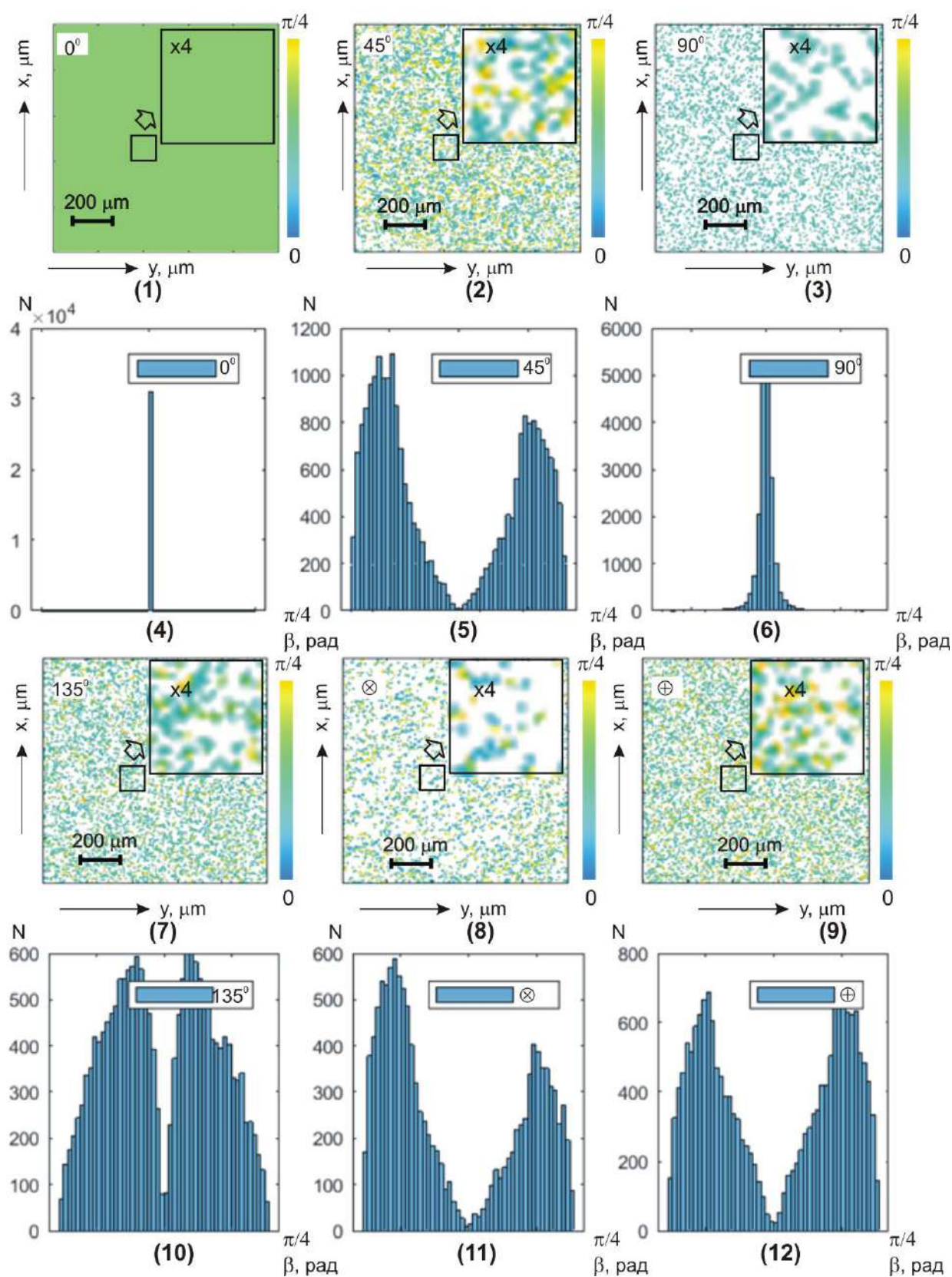


Рис. 4.9. Координатна і статистична структура мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-тонкого печінки. Фазова вибірка $\theta = \pi/4$. Пояснення у тексті

Таблиця 4.5

Статистичні параметри мап еліптичності поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,014	0,18	0,036	0,057	0,15	0,107
Z_2	0,009	0,39	0,027	0,71	0,43	0,32
Z_3	7,18	0,58	4,12	0,12	0,45	0,48
Z_4	11,21	0,63	5,89	0,24	0,52	0,64

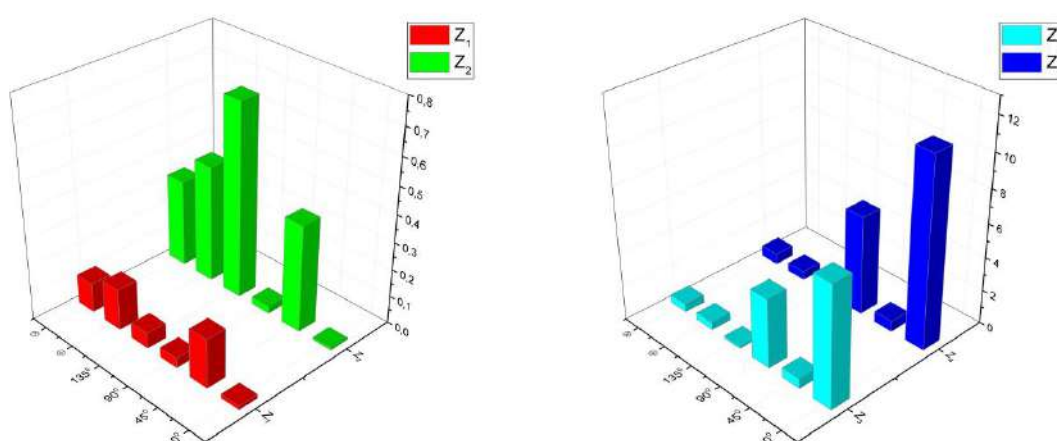


Рис. 4.10. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

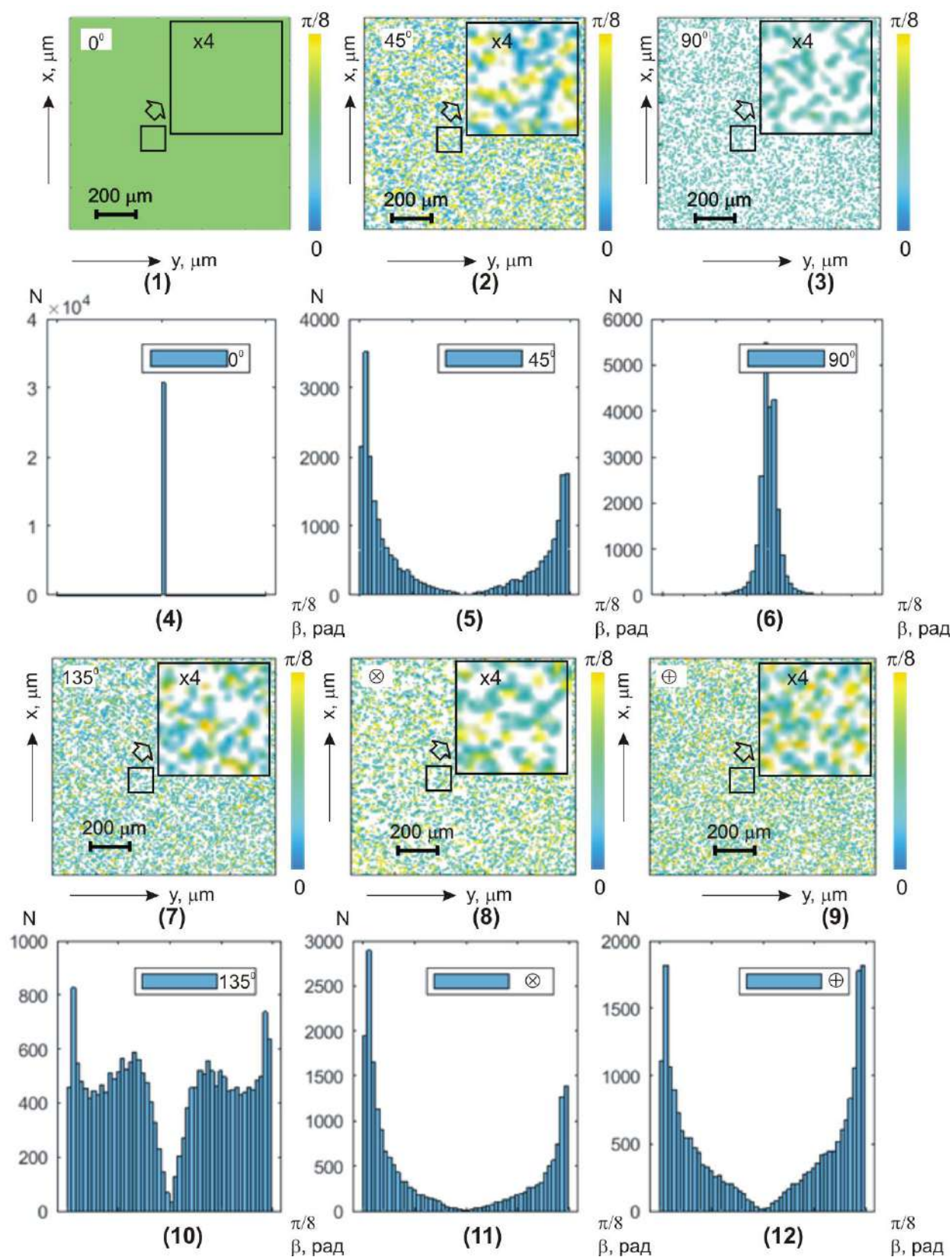


Рис. 4.11. Координатна і статистична структура мап еліптичності поляризації (фазова вибірка $\theta = \pi/8$) мікроскопічних зображень гістологічного зрізу оптично-тонкого печінки. Пояснення у тексті

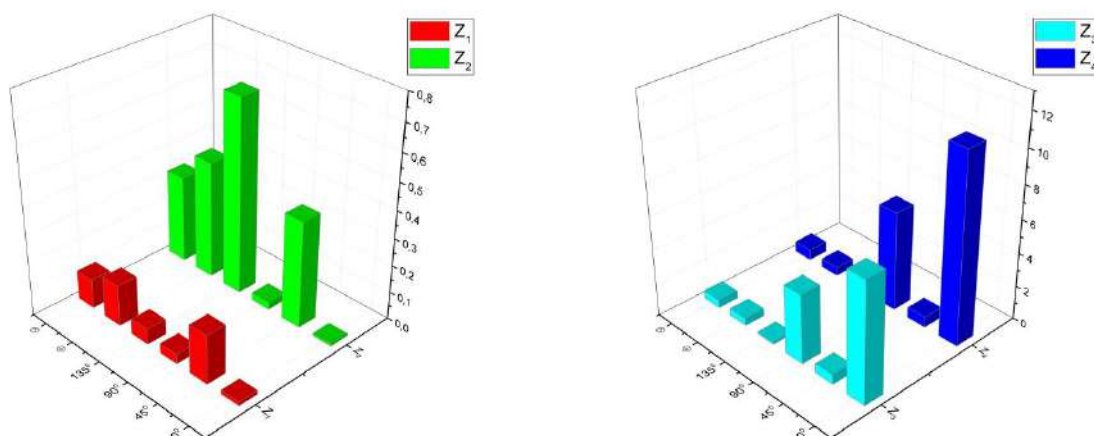


Рис. 4.12. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

Таблиця 4.6

Статистичні параметри мап еліптичності поляризації мікроскопічного зображення оптично-тонкого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,011	0,12	0,031	0,07	0,14	0,107
Z_2	0,008	0,27	0,024	0,63	0,29	0,32
Z_3	7,84	0,89	4,92	0,52	0,81	0,48
Z_4	12,16	1,43	6,98	0,98	1,24	0,84

- Асиметричність будови гістограми $G(\alpha_0, \theta_i, \beta)$ розподілів еліптичності поляризації β для різних фазових вибірок поля комплексних амплітуд досліджуваного паренхіматозного біологічного шару, - рис. 4.9 і рис. 4.11, фрагменти (4)-(6), (10)-(12).
- Дещо менші (на 25%-45%) у порівнянні з аналогічними даними для фазових вибірок фібрилярного міокарда, діапазони зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0, \theta_i)$, які

характеризують відтворенні поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації - (таблиця 4.5 і таблиця 4.6).

- При зменшенні величини фази ($\theta_i \downarrow$) сканування має місце тенденція збільшення величини статистичних моментів вищих порядків $Z_{i=3,4}(\alpha_0, \theta_i)$, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів еліптичності поляризації (таблиця 4.5 і таблиця 4.6, рис. 4.10 і рис. 4.12).

Отже, застосування поляризаційно-інтерференційного методу також забезпечило можливість експериментального виявлення актів взаємодії різної кратності.

4.2. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації оптично товстих гістологічних зрізів фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин

4.2.1. Статистична структура розподілів еліптичності поляризації об'єктного поля оптично товстих гістологічних зрізів фібрилярного міокарда

На серії фрагментів рис. 4.12 представлені Стоксполяриметричні мапи ((1)-(3),(7)-(9)) і гістограми ((4)-(6),(10)-(12)) розподілів еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючого ($\tau = 0,12$) гістологічного зрізу міокарда.

Використано багатоканальне опромінювання лінійно та циркулярно поляризованими лазерними пучками:

- $\alpha_0 = 0^0$ – фрагменти (1), (4);
- $\alpha_0 = 90^0$ - фрагменти (2), (5);
- $\alpha_0 = 45^0$ - фрагменти (3), (6);
- $\alpha_0 = 135^0$ - фрагменти (7), (10);
- $\alpha_0 = \otimes$ “права циркуляція” - фрагменти (8), (11);

- $\alpha_0 = \oplus$ “ліва циркуляція”- фрагменти (9), (12).

З аналізу результатів методу поляризаційного картографування виявлено наявність координатної структурності мап еліптичності поляризації $\alpha(\alpha_0, t \times n)$ серії мікроскопічних зображень частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда (рис. 4.13, фрагменти (1)-(3),(7)-(9)).

Експериментально виміряні гістограми $G(\alpha, \alpha_0)$ розподілів величини еліптичності поляризації характеризуються практично симетричною будовою. Практично вдвічі зростають (у порівнянні з Стоксполариметричним картграфуванням оптично тонкого зразку міокарда, рис. 4.1) діапазонами зміни випадкових значень еліптичності поляризації, - (рис. 4.13, фрагменти (4)-(6),(10)-(12)).

Кількісно координатну структуру серії Стоксполариметричних мап еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, t \times n)$ мікроскопічних зображень зразку частково деполаризуючого шару міокарда характеризує сукупність статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$, яка наведена і систематизована для всіх станів поляризації опромінюючого пучка α_0 в таблиці 4.7, а також представлена на рис. 4.14.

Таблиця 4.7

Статистичні параметри Стоксполариметричних мап еліптичності поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,095	0,39	0,106	0,36	0,109	0,12
Z_2	0,11	0,78	0,12	0,82	0,93	0,87
Z_3	2,14	0,17	2,47	0,22	0,13	0,15
Z_4	3,08	0,31	3,33	0,35	0,18	0,21

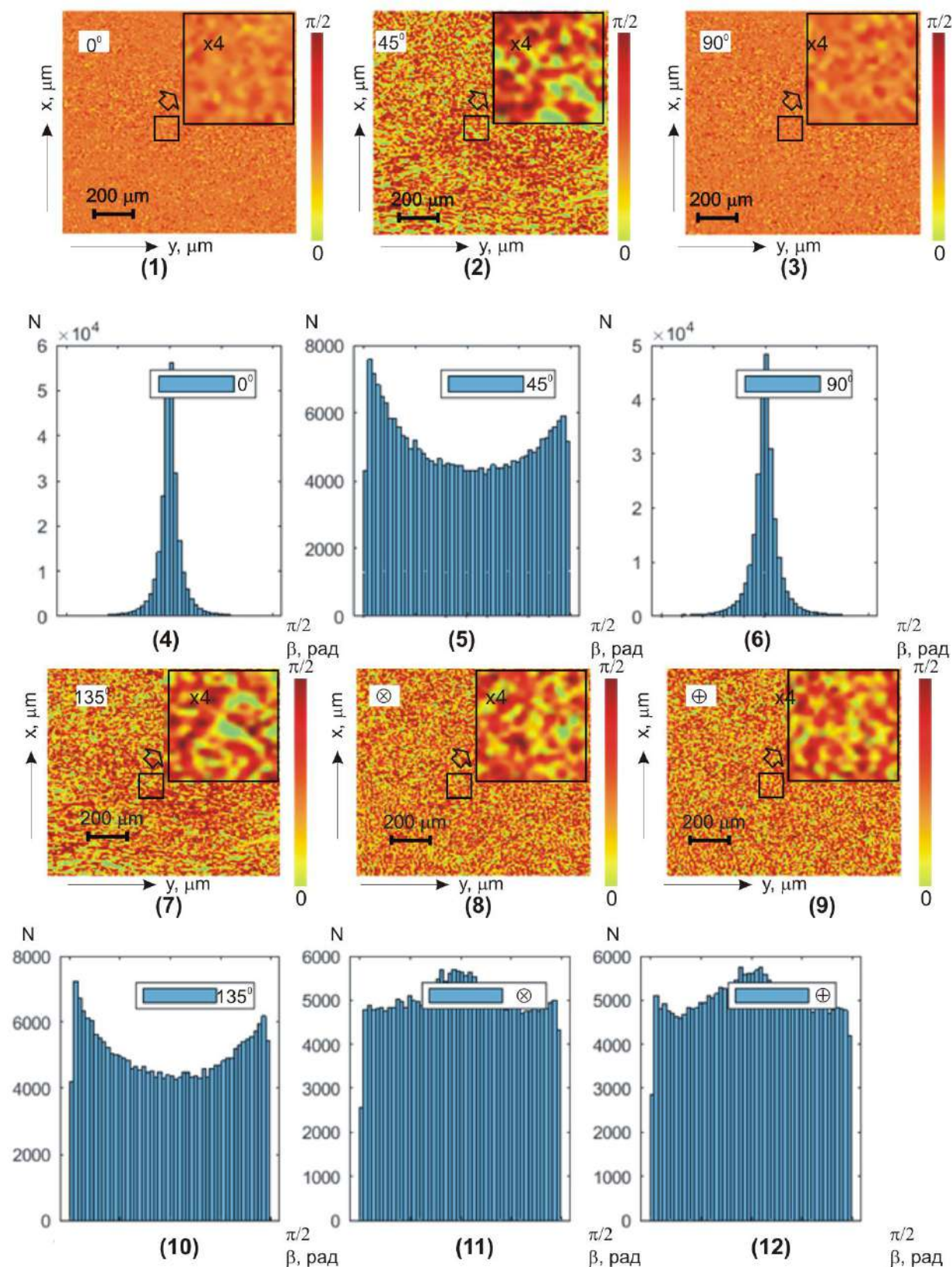


Рис. 4.13. Координатна і статистична структура мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда. Пояснення у тексті

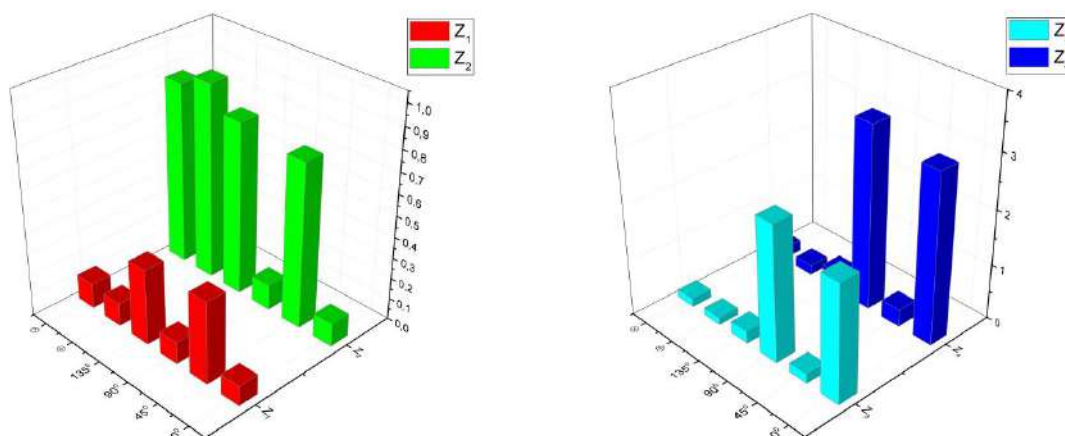


Рис. 4.14. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда

Зіставлення результатів статистичного аналізу мап $\beta(\alpha_0, m \times n)$ виявило:

- Незначну відмінність всіх координатних поляризаційних розподілів від нормального – всі статистичні моменти $Z_{i=1,2,3,4} \neq 0$, але перевага величини статистичних моментів вищих порядків над середнім і дисперсією невелика $Z_{3,4} \geq Z_{1,2}$. При цьому величини асиметрії та ексцесу в 2 – 3 рази менші за значення аналогічних параметрів, які було обчислено для об'єктного поля оптично тонкого шару міокарда (таблиця 3.5).
- Варіації величини всіх статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}$ в залежності від зміни стану поляризації α_0 опромінюючого частково деполаризуючий полікристалічний шар міокарда лазерного пучка.
- Значне зменшення інтервалів поляризаційної зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0)$:
 - $Z_1(\alpha_0)$ – до 5 – 6 раз;
 - $Z_2(\alpha_0)$ – в межах одного порядку величини;
 - $Z_3(\alpha_0)$ – в межах одного порядку величини;

➤ $Z_4(\alpha_0)$ – в межах одного порядку величини.

З фізичної точки зору отримані результати можуть бути пов'язані з одночасним впливом двох факторів:

Об'єктного - складною орієнтаційною та просторовою структурою $\rho(m \times n)$ фібрилярних мереж міокарда. За рахунок цього формуються різноманітні розподіли напрямів оптичних осей біологічних кристалів і фазових зсувів між ортогонально поляризованими складовими амплітуди лазерного випромінювання $\delta(m \times n)$. У результаті однократних і кратних актів взаємодії лазерного випромінювання з такою полікристалічною складовою виникає “об'єктна” поляризаційно-неоднорідна компонента $\left\{ \begin{matrix} Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ Ell^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n) \end{matrix} \right\}$ у лазерному полі.

Польового – вторинною інтерференцією, сформованих оптично анізотропними фібрилярними мережами, різнополяризованих парціальних лазерних хвиль. У результаті формується поляризаційно-неоднорідна “дифузна” складова об'єктного лазерного випромінювання $\left\{ \begin{matrix} EllSp^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ EllSp^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n) \end{matrix} \right\}$.

Таким чином, суперпозиція “об'єктної” і “дифузної” складових для кожного стану поляризації α_0 опромінюючого лазерного випромінювання призводить до розширення діапазону значень еліптичності поляризації (за умови переваги однократної взаємодії).

Згідно розроблених нами модельних уявлень (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.28)) така суперпозиція призводить до формування складної фазово параметричної поляризаційної структурності об'єктного поля полікристалічного фібрилярного біологічного шару

$$Ell^{Rez}(U_{x,y}(m,n)) = \begin{cases} Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ EllSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n); \\ EllSp^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; m, n). \end{cases}$$

Тому актуальним, з точки зору розв'язання зворотних задач в діагностиці полікристалічної структури частково деполяризованих біологічних шарів є досягнення таких умов, де максимально реалізується однократне розсіювання або внесок кратних актів розсіювання у формування векторної структури об'єктного поля мінімальний.

Одним з таких засобів є розроблений нами метод фазового сканування алгоритмічно відтворених розподілів комплексних амплітуд поля лазерного випромінювання (розділ 2, параграф 2.7.4, співвідношення (2.38)-(2.41)).

Результати фазового сканування і цифрового алгоритмічного відтворення пошарових мап $\beta(\theta_i, m \times n)$ для $\theta = \pi/4$ і $\theta = \pi/8$ представлені на рис. 4.15 і рис. 4.17.

Дані статистичного аналізу поляризаційно-фазових мап еліптичності представлені в таблиці 4.8 і таблиці 4.9, а також на серії поляризаційних залежностей величини статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\theta_k, \alpha_0)$, - рис. 4.15 і рис. 4.17.

Таблиця 4.8

Статистичні параметри мап еліптичності поляризації мікроскопічного зображення частково деполяризовуючого гістологічного зрізу міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,109	0,24	0,14	0,43	0,104	0,11
Z_2	0,14	0,65	0,25	0,86	0,64	0,75
Z_3	1,09	0,62	1,16	0,48	0,64	0,51
Z_4	1,41	1,15	1,52	0,77	0,61	0,54

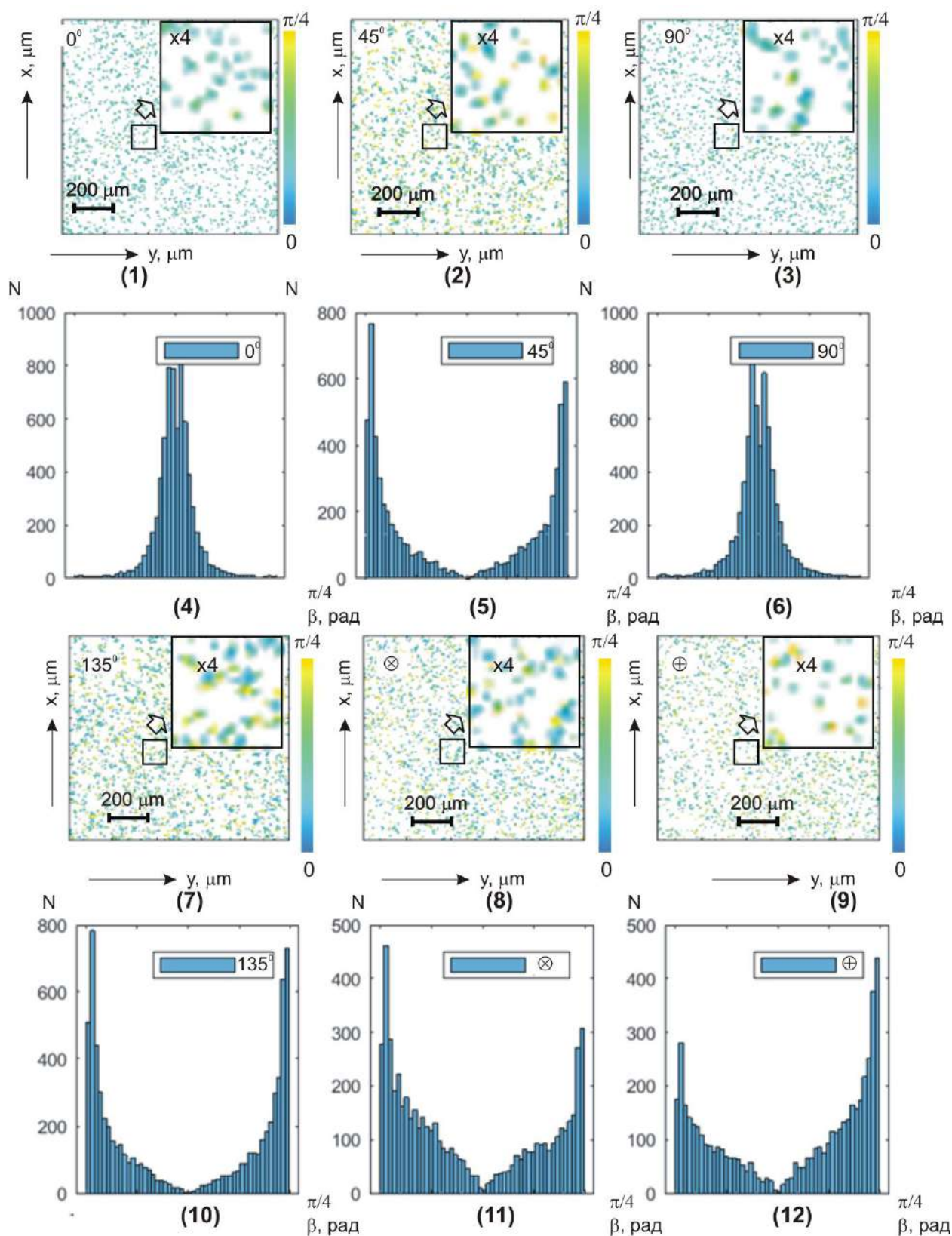


Рис. 4.15. Координатна і статистична структура мап еліптичності поляризації (фазова вибірка $\theta = \pi/4$) мікроскопічних зображень гістологічного зрізу частково деполаризуючого міокарда. Пояснення у тексті

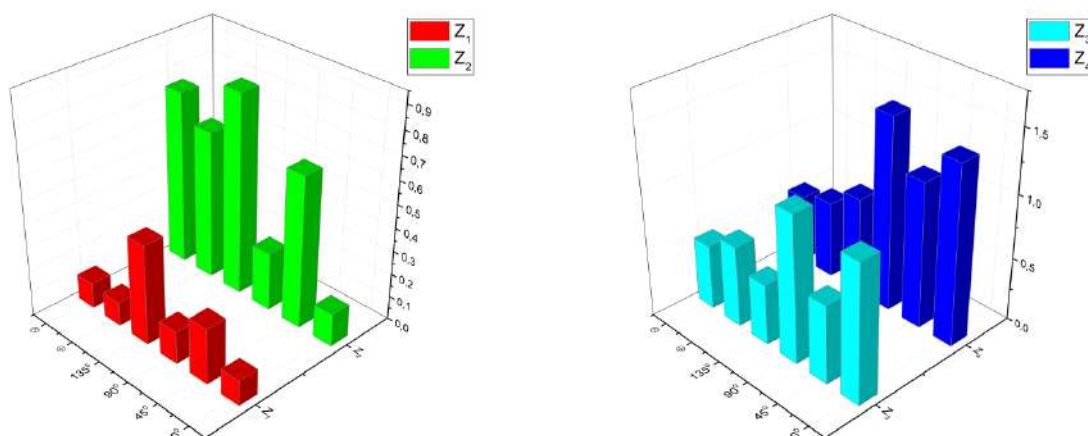


Рис. 4.16. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

Таблиця 4.9

Статистичні параметри мап еліптичності поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

α_0	0°	45°	90°	135°	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,18	0,32	0,21	0,54	0,21	0,19
Z_2	0,24	0,76	0,32	0,98	0,76	0,87
Z_3	0,69	0,46	0,81	0,34	0,46	0,35
Z_4	0,81	0,61	0,92	0,47	0,51	0,44

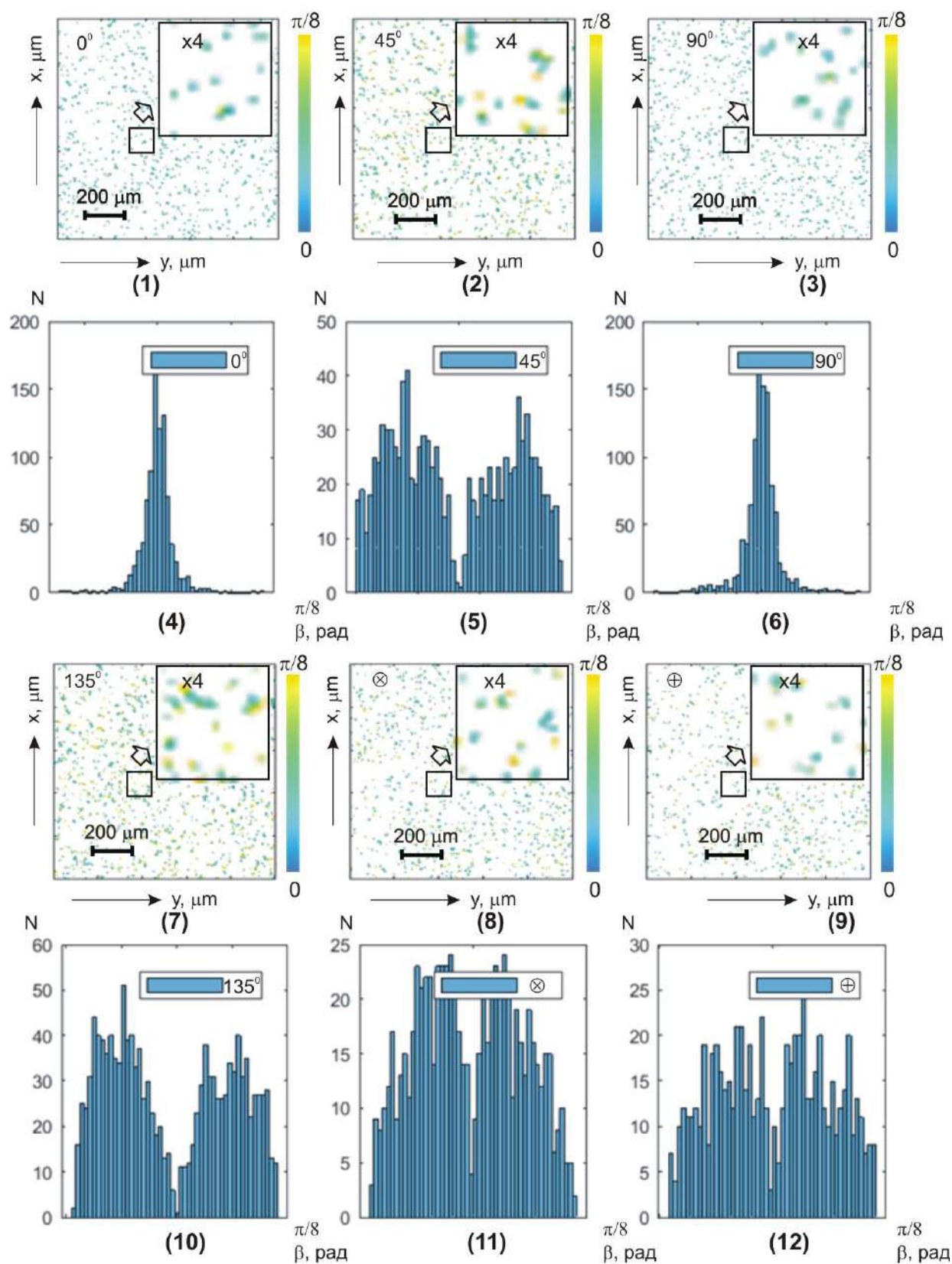


Рис. 4.17. Координатна і статистична структура мап еліптичності поляризації (фазовавибірка $\theta = \pi/4$) мікроскопічних зображень гістологічного зрізу частково деполяризуючого міокарда. Пояснення у тексті

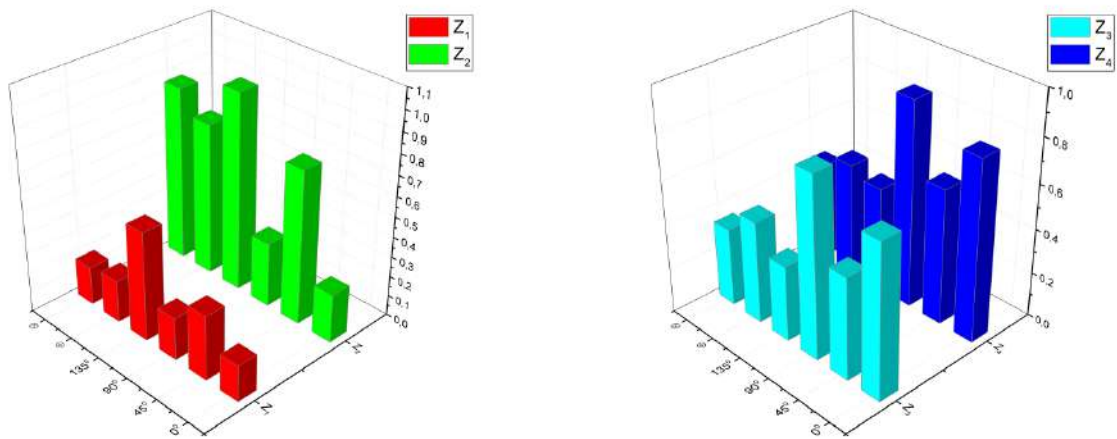


Рис. 4.18. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу міокарда для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

Порівняльний аналіз поляризаційно-фазових мап еліптичності виявив:

- Для всіх фазових вибірок θ_i поля комплексних амплітуд

$$Ell^{Rez} \left(U_{x,y}(m,n) \right) = \begin{cases} Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m,n); \\ EllSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m,n); \\ Ell^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m,n); \\ EllSp^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; m,n). \end{cases} \quad \text{мапи еліптичності}$$

поляризації $\beta(\theta_i, m \times n)$ володіють індивідуальною координатною неоднорідністю для всіх станів поляризації опромінюючого лазерного пучка α_0 , - рис. 4.15 і рис. 4.17, фрагменти (1)-(3), (7)-(9).

- Асиметричність гістограм $G(\alpha_0, \theta_i, \beta)$ розподілів випадкових значень еліптичності поляризації β , - рис. 4.15 і рис. 4.17, фрагменти (4)-(6), (10)-(12).
- Зростання діапазонів зміни всіх статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0, \theta_i)$ до одного порядку величини, - (таблиця 3.12 і таблиця 3.13).
- Подібність статистичної структури мап азимута поляризації у фазовому перерізі $\theta = \pi/8$ і аналогічних мап у фазовому перерізі $\theta =$

$\pi/4$ мікроскопічного зображення оптично тонкого гістологічного зрізу фібрилярного міокарда (таблиця 4.8 і таблиця 4.9) - $Z_{i=1,2,3,4}(\theta = \pi/8) \approx Z_{i=1,2,3,4}(\theta = \pi/8)$.

Одержані дані вказують на те, що застосування методу фазового сканування поля комплексних амплітуд з цифровим відтворенням пошарових

$$\text{мап еліптичності поляризації } Ell^{Rez}(U_{x,y}(m,n)) = \begin{cases} Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ EllSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ Ell^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n); \\ EllSp^{\otimes}(E_{x,y}^{\otimes}; m, n). \end{cases}$$

мікроскопічного зображення частково деполяризуючого фібрилярного біологічного шару забезпечують можливість експериментального виділення

“об’єктної” однократно розсіяної компоненти $\begin{cases} Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ Ell^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n) \end{cases}$ на фоні

загального “дифузного” фону, який сформований актив інтерференційної

взаємодії $\begin{cases} EllSp^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ EllSp^{\otimes}(H_{x,y}^{\otimes}; m, n). \end{cases}$

З метою узагальнення виявлених закономірностей аналогічний комплекс досліджень було реалізовано для оптично товстого паренхіматозного шару печінки.

4.3.2. Поляризаційна структурність еліптичності об’єктного поля оптично товстих гістологічних зрізів паренхіматозної печінки

Експериментально виміряні методом Стоксполяриметричного картографування мапи еліптичності поляризації ((1)-(3),(7)-(9)) і гістограми ((4)-(6),(10)-(12)) розподілів значень еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполяризуючого ($\tau = 0,14$) гістологічного зрізу печінки ілюструє серія фрагментів рис. 4.18.

Як і у всіх попередніх етапах поляризаційно-фазометричного дослідження лазерних об'єктних полів нами опромінювання біологічного препарату лінійно та циркулярно поляризованими лазерними пучками:

- $\alpha_0 = 0^0$ – фрагменти (1), (4);
- $\alpha_0 = 90^0$ - фрагменти (2), (5);
- $\alpha_0 = 45^0$ - фрагменти (3), (6);
- $\alpha_0 = 135^0$ - фрагменти (7), (10);
- $\alpha_0 = \otimes$ “права циркуляція” - фрагменти (8), (11);
- $\alpha_0 = \oplus$ “ліва циркуляція”- фрагменти (9), (12).

Метод Стоксполяриметричного картографування об'єктного поля виявив координатну неоднорідність мап еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$ мікроскопічних зображень частково деполяризуючого гістологічного зрізу паренхіматозної печінки (рис. 4.18, фрагменти (1)-(3),(7)-(9)).

Даний факт підтверджує структура гістограм $G(\beta, \alpha_0)$ – вони володіють (як і у випадку деполяризуючого фібрилярного біологічного шару з частковою деполяризацією) достатньо симетричними зі значними величинами екстремумів і діапазонами зміни випадкових значень еліптичності поляризації, - (рис. 4.18, фрагменти (4)-(6),(10)-(12)).

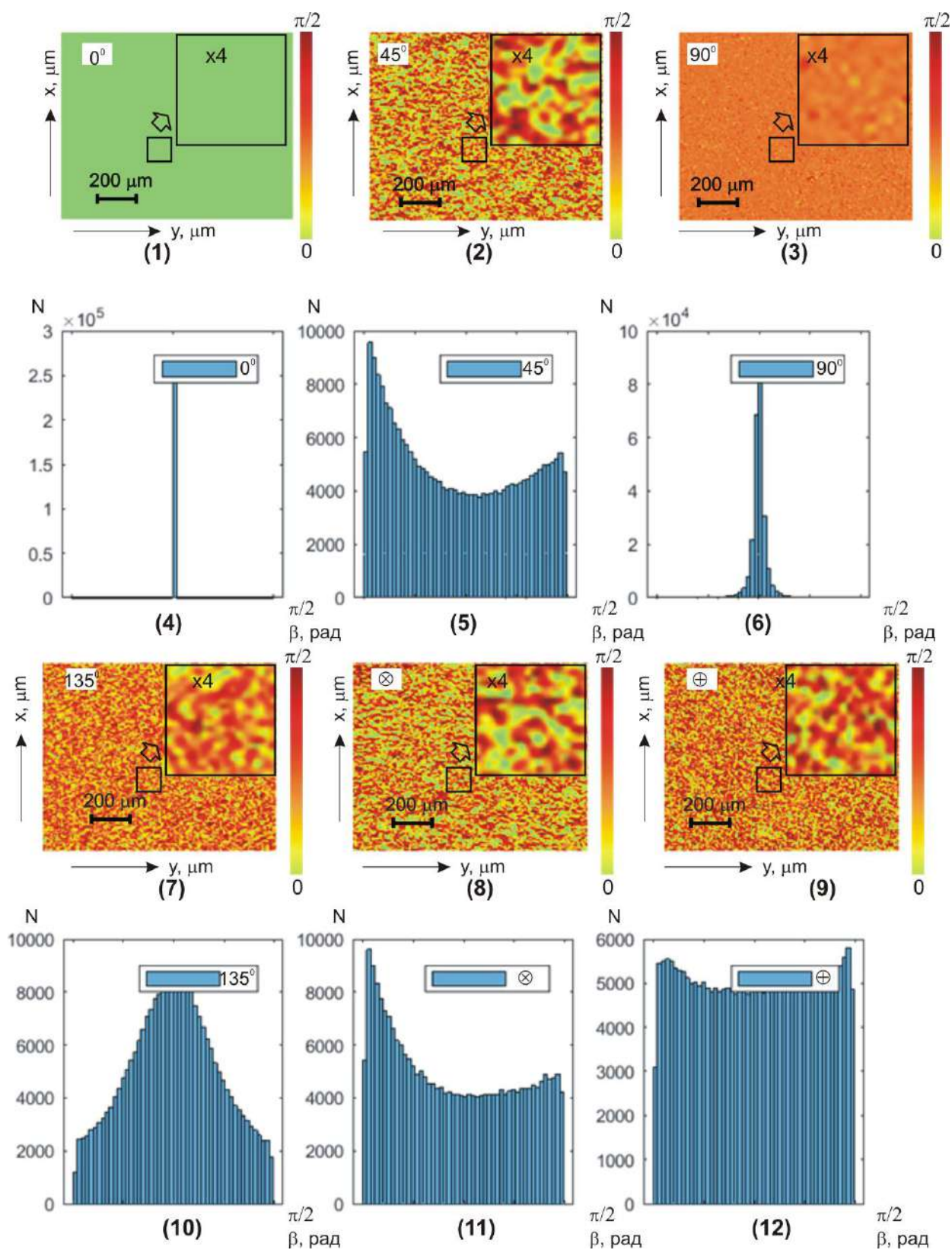


Рис. 4.19. Координатна і статистична структура Стоксполариметричних мап еліптичності мікроскопічних зображень частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки. Пояснення у тексті

У рамках статистичного підходу було проведено кількісну оцінку координатної структури мап еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$ мікроскопічних зображень частково деполаризуючого шару паренхіматозної печінки – визначено набір величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}$ для всіх станів поляризації опромінюючого лазерного пучка α_0 , - таблиця 4.10, рис. 4.19.

Таблиця 4.10

Статистичні параметри Стоксполяриметричних мап еліптичності поляризації частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,015	0,19	0,022	0,035	0,22	0,044
Z_2	0,012	0,68	0,019	0,38	0,74	0,81
Z_3	6,14	0,47	5,23	0,12	0,58	0,21
Z_4	9,36	0,38	8,89	0,21	0,43	0,14

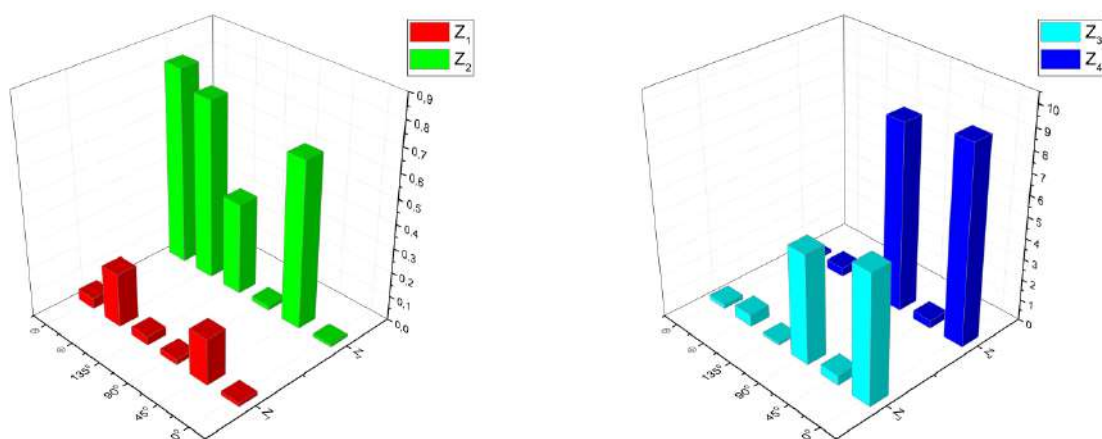


Рис. 4.20. Залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки

Статистичний аналіз Стоксполяриметричних мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполяризуючого шару паренхіматозної печінки виявив:

- Значне (в 1,4 – 1,8 рази) зменшення величини статистичних моментів вищих порядків $Z_{3,4}(\beta(\alpha_0, m \times n))$ у порівнянні з асиметрією і ексцесом, які характеризують координатні розподіли величини еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$ мікроскопічних зображень оптично тонкого гістологічного зрізу печінки.
- Зменшення інтервалів зміни величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0)$ для різних станів поляризації опромінюючого пучка:
 - $Z_1(\alpha_0)$ – до 4 - 5 раз;
 - $Z_2(\alpha_0)$ – до 2 – 3 раз;
 - $Z_3(\alpha_0)$ – до 3 - 4 раз;
 - $Z_4(\alpha_0)$ – до 3 - 4 раз.

Фізичний аналіз одержаних результатів ґрунтується на переважному внеску *польового* фактора (вторинної інтерференції, дифрагованих на оптично активних доменах паренхіми печінки парціальних лазерних хвиль

$\left\{ \begin{array}{l} EllSp^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ EllSp^{\oplus}(H_{x,y}^{\oplus}; m, n). \end{array} \right\}$ у формування поляризаційно-неоднорідної “дифузної”

складової об’єктного лазерного випромінювання $Ell^{Rez}(U_{x,y}(m, n)) =$

$$\left\{ \begin{array}{l} Ell^{\odot}(H_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ EllSp^{\odot}(E_{x,y}^{\odot}; m, n); \\ Ell^{\oplus}(H_{x,y}^{\oplus}; m, n); \\ EllSp^{\oplus}(E_{x,y}^{\oplus}; m, n). \end{array} \right\}.$$

Результати фазового сканування поля комплексних амплітуд (розділ 2, співвідношення (2.37)-(2.41)) і відтворення поляризаційно-фазових мап $\beta(\theta_i, m \times n)$ для фазових вибірок $\theta = \pi/4$ і $\theta = \pi/8$ представлені на рис. 4.20 і рис. 4.22.

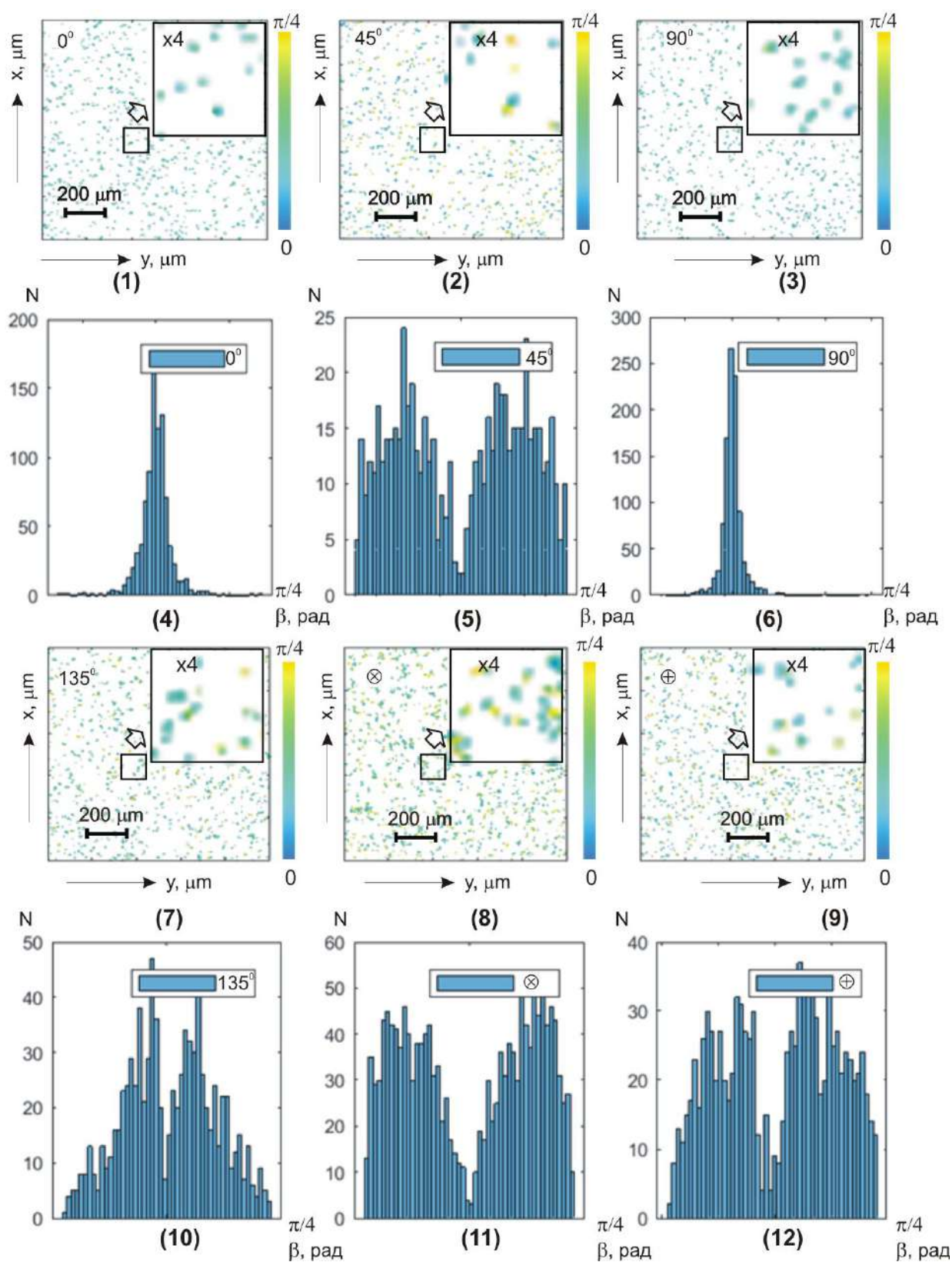


Рис.4.21. Координатна і статистична структура мап еліптичності поляризації (фазова вибірка $\theta = \pi/4$) мікроскопічних зображень гістологічного зрізу печінки. Пояснення у тексті

Дані статистичного аналізу поляризаційно-фазових мап еліптичності мікроскопічних зображень частково-деполяризуючого гістологічного зрізу печінки представлені в таблиці 4.11 і таблиці 4.12, а також на рис. 4.21 і рис. 4.23.

Таблиця 4.11

Статистичні параметри мап еліптичності поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,021	0,22	0,056	0,095	0,21	0,16
Z_2	0,015	0,44	0,047	0,87	0,64	0,53
Z_3	4,21	0,35	2,21	0,093	0,44	0,34
Z_4	6,22	0,53	3,28	0,24	0,58	0,48

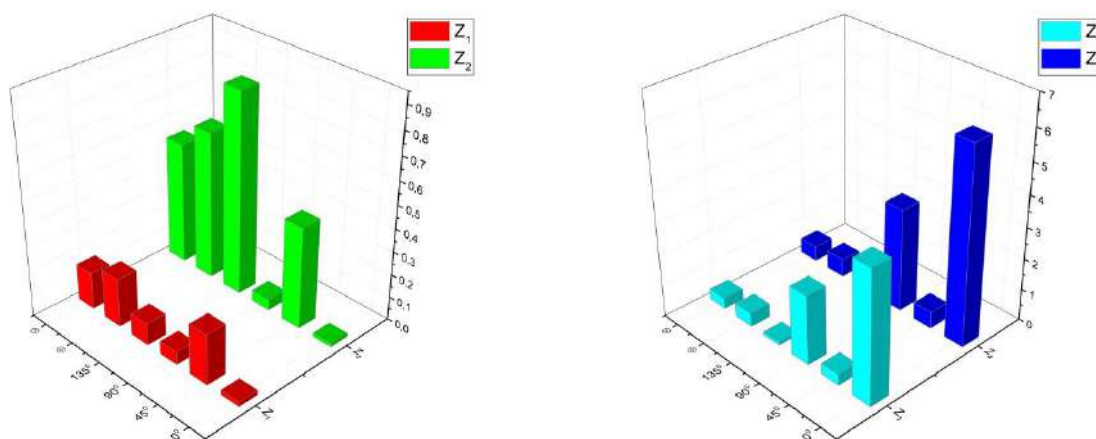


Рис. 4.22. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/4$

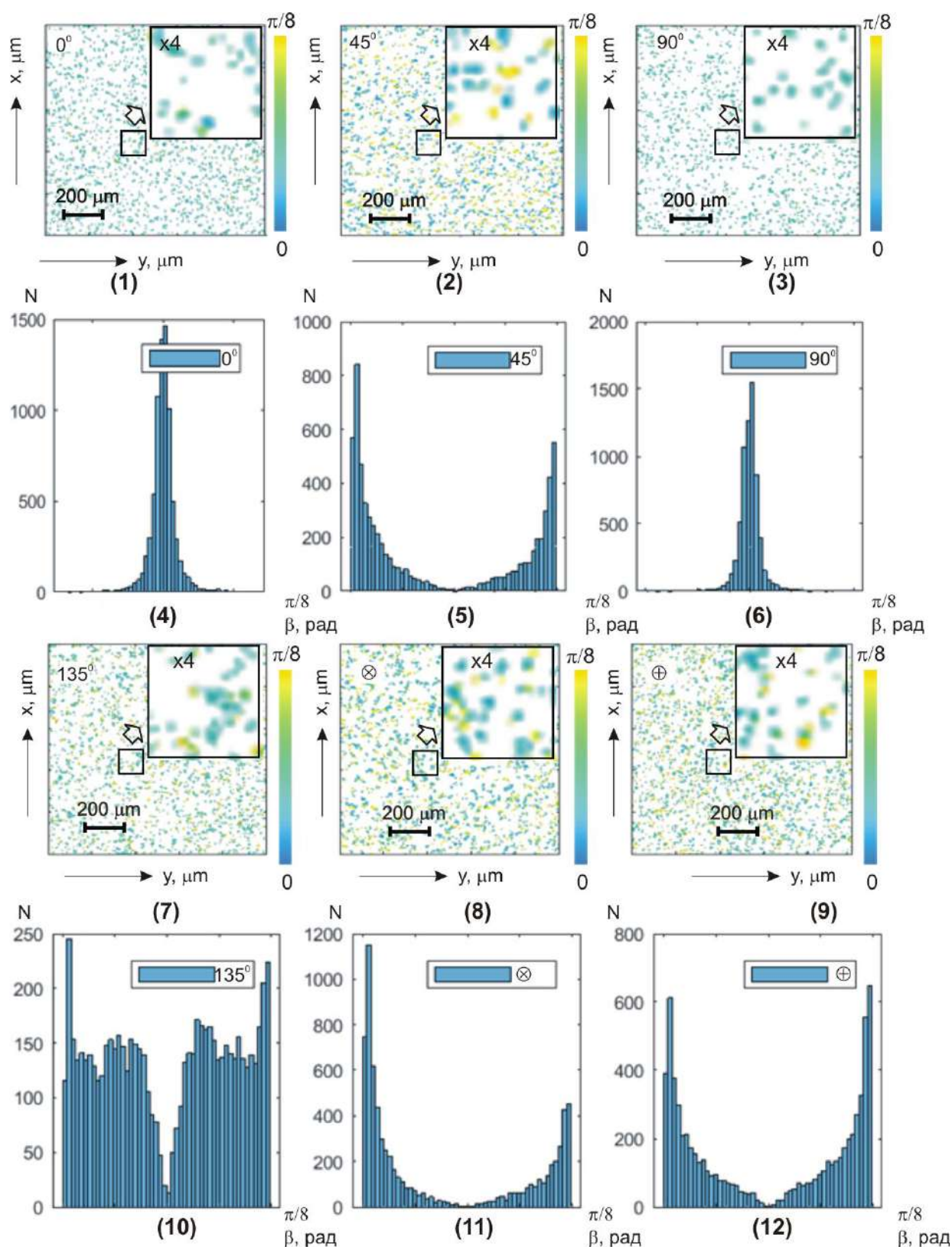


Рис. 4.23. Координатна і статистична структура мап еліптичності поляризації (фазова вибірка $\theta = \pi/8$ мікроскопічних зображень гістологічного зрізу печінки. Пояснення у тексті

Таблиця 4.12

Статистичні параметри поляризаційно-фазових мап еліптичності мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

α_0	0^0	45^0	90^0	135^0	$\otimes$	$\oplus$
Z_1	0,031	0,17	0,043	0,107	0,18	0,13
Z_2	0,014	0,37	0,044	0,86	0,42	0,53
Z_3	5,28	0,68	3,19	0,12	0,61	0,34
Z_4	9,06	1,04	4,69	0,28	0,84	0,48

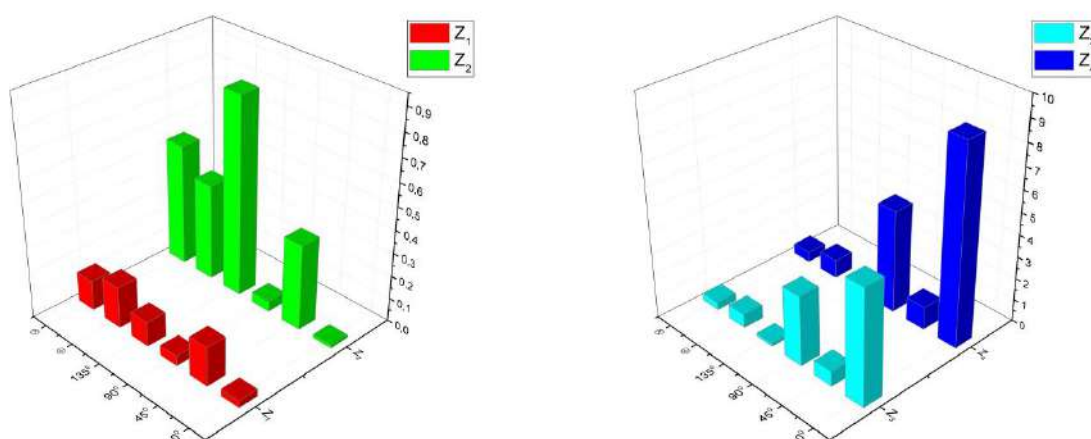


Рис. 4.24. Поляризаційні залежності величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли еліптичності поляризації мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки для фазової вибірки $\theta = \pi/8$

На основі порівняльного аналізу поляризаційно-фазових мап еліптичної поляризації, мікроскопічного зображення частково деполаризуючого гістологічного зрізу печінки виявлено:

- Індивідуальну структуру мап еліптичності поляризації $\beta(\theta_i, m \times n)$ для всіх фазових вибірок поля комплексних амплітуд θ_i , - рис. 4.20 і рис. 4.22, фрагменти (1)-(3), (7)-(9).

- Асиметричність будови гістограм $G(\alpha_0, \theta_i, \alpha)$ випадкових значень еліптичності поляризації β , - рис. 4.20 і рис. 4.22, фрагменти (4)-(6), (10)-(12).
- Тотожність статистичної структури мап еліптичності поляризації для фазової вибірки $\theta = \pi/8$ і аналогічних мап ($\theta = \pi/4$) мікроскопічного зображення оптично тонкого гістологічного зрізу паренхіматозної печінки (таблиця 4.12 і таблиця 4.1) - $Z_{i=1,2,3,4}(\theta = \pi/8) \approx Z_{i=1,2,3,4}(\theta = \pi/4)$.

Одержані дані вказують на те, що застосування розробленого нами поляризаційно-інтерференційного методу картографування з фазовим скануванням відтвореного поля комплексних амплітуд іншого типу полікристалічної архітекtonіки забезпечує можливість експериментального виділення “об’єктної” однократно розсіяної компоненти $(Ell^\odot(H_{x,y}^\odot; m, n); EllSp^\odot(E_{x,y}^\odot; m, n))$ лазерного поля на фоні загального

$$\text{“дифузного” фону} \left\{ \begin{array}{l} Ell^\odot(H_{x,y}^\odot; m, n); \\ EllSp^\odot(E_{x,y}^\odot; m, n); \\ Ell^\circledast(H_{x,y}^\circledast; m, n); \\ EllSp^\circledast(E_{x,y}^\circledast; m, n). \end{array} \right.$$

4.5. Основні результати і висновки до розділу 4.

1. Проведено експериментальну апробацію вектор-параметричного методу Стоксполяризаційної фазометрії розподілів величини еліптичності мікроскопічних зображень оптично тонких і частково деполаризуючих біологічних шарів - гістологічних зрізів фібрилярного міокарда і паренхіматозної печінки.
2. Для об'єктних полів оптично тонких гістологічних зрізів біологічних тканин з різною морфологічною будовою архітекtonіки полікристалічної складової виявлено:
 - Наявність індивідуальної координатної та статистичної структури Стоксполяриметричних мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень, які характеризуються асиметричними за розташуванням екстремумів та діапазонами зміни випадкових значень $\beta(\alpha_0, m \times n)$ гістограмами $G(\beta, \alpha_0)$.
 - Відмінні від нормального розподіли величини еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$ - відмінність від нуля ($Z_{i=1,2,3,4} \neq 0$) всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків.
 - Перевагу величини статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес координатних розподілів величини еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$ над їх середнім і дисперсією - $Z_{3,4}(\beta) \gg Z_{1,2}(\beta)$.
 - Залежність величини $Z_{i=1,2,3,4}(\beta, \alpha_0)$, які характеризують мапи еліптичності поляризації сукупності мікроскопічних зображень оптично-тонких біологічних шарів з фібрилярною та паренхіматозною будовою полікристалічної складової, від стану поляризації зонduючого лазерного випромінювання:
 - $Z_1(\beta, \alpha_0)$ – від 3 до 10 разів;
 - $Z_2(\beta, \alpha_0)$ – від 2 до 10 разів;

- $Z_3(\beta, \alpha_0)$ – від 4 до 10 разів;
 - $Z_4(\beta, \alpha_0)$ – від 5 до 10 разів.
3. Експериментально встановлено та фізично проаналізовано тенденцію наближення до нормального всіх координатних розподілів величини еліптичності поляризації об'єктного поля частково деполаризуючих шарів біологічних фібрилярних і паренхіматозних тканин – величини статистичних моментів вищих порядків $Z_{3,4}(\beta)$, які характеризують асиметрію та ексцес мап еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$ зменшуються в 2,5 – 3,5 рази.
4. Проведено експериментальну апробацію поляризаційно-інтерференційного методу з фазовим скануванням алгоритмічно відтвореного поля комплексних амплітуд і обчисленням серії мап еліптичності для різних фазових вибірок оптично тонких і частково деполаризуючих гістологічних зрізів біологічних фібрилярних і паренхіматозних тканин.
5. Установлено:
- Для всіх станів поляризації опромінюючого лазерного пучка α_0 та для всіх фазових вибірок θ_i індивідуальну координатну та статистичну структурність, яка характеризується асиметричними розподілами $G(\alpha_0, \theta_i, \beta)$ випадкових значень еліптичності поляризації β .
 - Зростання діапазонів зміни всіх статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0, \theta_i)$, які характеризують розподіли поляризаційно-фазових еліптичності оптично анізотропних біологічних шарів до одного порядку величини.

P.S.

Проведений комплекс досліджень поляризаційної структурності об'єктних полів біологічних шарів з різною будовою оптично анізотропної полікристалічної архітекτονіки виявив:

- Наявність фазової модуляції між ортогонально лінійно та циркулярно поляризованими складовими амплітуди лазерного випромінювання, що розповсюджується в об'ємі оптично анізотропного біологічного шару.
- Чутливими до особливостей полікристалічної структури фібрилярних і паренхіматозних біологічних тканин є поляризаційні прояви сценаріїв формування об'єктного поля – розподіли величини азимута і еліптичності поляризації.
- Можливість поляризаційно-інтерференційної фазової сепарації “об'єктної” (однократно розсіяної) і “дифузної” (багатократно розсіяної) компонентів об'єктного лазерного поля оптично анізотропних біологічних шарів.

Отже, сукупність експериментально визначених і фізично обґрунтованих в рамках статистичного підходу взаємозв'язків між статистичними моментами 1-го – 4-го порядків, які характеризують Стоксполяриметричні і поляризаційно-фазові мапи азимута і еліптичності поляризації мікроскопічних зображень, і особливостями морфологічної будови полікристалічної архітекτονіки оптично тонких і частково деполіризуючих шарів біологічних тканин, була покладена в основу розроблення нових принципів їх диференціальної діагностики.

Експериментальним підґрунтям цього є використання комплексу методів вектор-параметричного поляризаційно-інтерференційного картографування.

РОЗДІЛ 5

ДІАГНОСТИЧНІ МОЖЛИВОСТІ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ІНТЕРФЕРЕНЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ОБ'ЄКТНИХ ПОЛІВ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ З ПОЛІКРИСТАЛІЧНОЮ АРХІТЕКТОНІКОЮ

У даному розділі представлено результати та структурно-логічна схема діагностичного застосування методів вектор-параметричного поляризаційного і поляризаційно-інтерференційного картографування мап азимута і еліптичності об'єктних полів біологічних шарів для диференціальної діагностики некротичних і патологічних змін оптично анізотропної полікристалічної архітекtonіки:

- Міокард – “ішемічна хвороба серця (ІХС) – гостра коронарна недостатність (ГКН)”.
- Матка – “доброякісні (міома) – злоякісні (карцинома)” пухлини.
- Простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”.

Всі дослідження в межах репрезентативних груп дослідних зразків гістологічних зрізів проводилися з використанням циркулярно поляризованого опромінюючого лазерного пучка. Це забезпечило азимутальну інваріантність і достовірність групових поляризаційних вимірювань.

Кількісні результати систематизовані у таблицях величини статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи азимута і еліптичності поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин органів людини з різними типами патології. На цій основі визначена сукупність найбільш чутливих до змін полікристалічної структури біологічних тканин статистичних параметрів - діагностичних маркерів. У результаті визначено точність диференціальної діагностики вектор-

параметричних і поляризаційно-інтерференційних методів з використанням наступної шкали оцінки точності діагностичного тесту

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

Представлено структурно-логічну схему діагностичних досліджень на основі застосування методів вектор-параметричного поляризаційного картографування і поляризаційно-інтерференційного картографування ілюструється наступною таблицею:

Поляризаційно-інтерференційна диференціальна діагностика патологічної та некротичної трансформації полікристалічної структури біологічних тканин					
Об'єкти дослідження					
Оптично-тонкі гістологічні зрізи біологічних тканин			Частково деполяризуючі гістологічні зрізи біологічних тканин		
Міокард	Матка	Простата	Міокард	Матка	Простата
Патології					
Міокард “ІХС – ГКН”		Матка “Міома-карцинома”		Простата Аденокарцинома “3+3 – 4+4”	
Експериментальні методи					
Стоксполариметричне картографування мікроскопічних зображень гістологічних зрізів			Поляризаційно-інтерференційне картографування мікроскопічних зображень гістологічних зрізів		
Результати					
Стоксполариметичні мапи азимута і еліптичності поляризації			Поляризаційно-фазові мапи азимута і еліптичності поляризації		
Статистичний аналіз експериментальних результатів					

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують Стоксполяриметричні розподіли величини азимута і еліптичності поляризації	Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують поляризаційно-фазові розподіли величини азимута і еліптичності поляризації
Критерії (маркери) диференціальної діагностики	
Збалансована точність методів	

5.1. Диференціальна діагностика некротичних змін оптично анізотропних фібрилярних мереж міокарда.

Для реалізації комплексу досліджень було сформовано дві групи гістологічних зрізів міокарда померлих з різною причиною смерті:

- Ішемічна хвороба серця (ІХС) – група 1, 12 зразків.
- Гостра коронарна недостатність (ГКН) – група 2, 12 зразків.

Оптико-геометричні параметри зразків приведені в наступній таблиці

Параметри	Оптично тонкі	Оптично товсті
Геометрична товщина, h , мкм	20 – 25	40 – 45
Оптична товщина, τ мкм	0,093 – 0,012	0,12 – 0,15
Ступень деполяризації, Δ , %	6 – 9	24 – 29

З морфологічної точки зору випадки ІХС і ГКН призводять до різних некротичних змін міозинових волокон та їх просторово-структурованих мереж. ІХС – міозинові волокна витончуються і зменшується просторова впорядкованість фібрилярних мереж. ГКН – міозинові волокна в деяких ділянках розриваються при незмінній просторовій впорядкованості міозинової мережі.

Методи традиційної гістологічної діагностики таких морфологічних змін міокарда на основі світлової мікроскопії є недостатньо чутливими і неоднозначними.

5.1.1. Інтегральні та пошарові мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких шарів міокарда

На фрагментах рис. 5.1 представлені:

- Стоксполяриметричні мапи $\alpha(m \times n)$ (фрагменти (1),(2)) і гістограми $G(\alpha)$ (фрагменти (3),(4)) розподілів величини азимута поляризації;

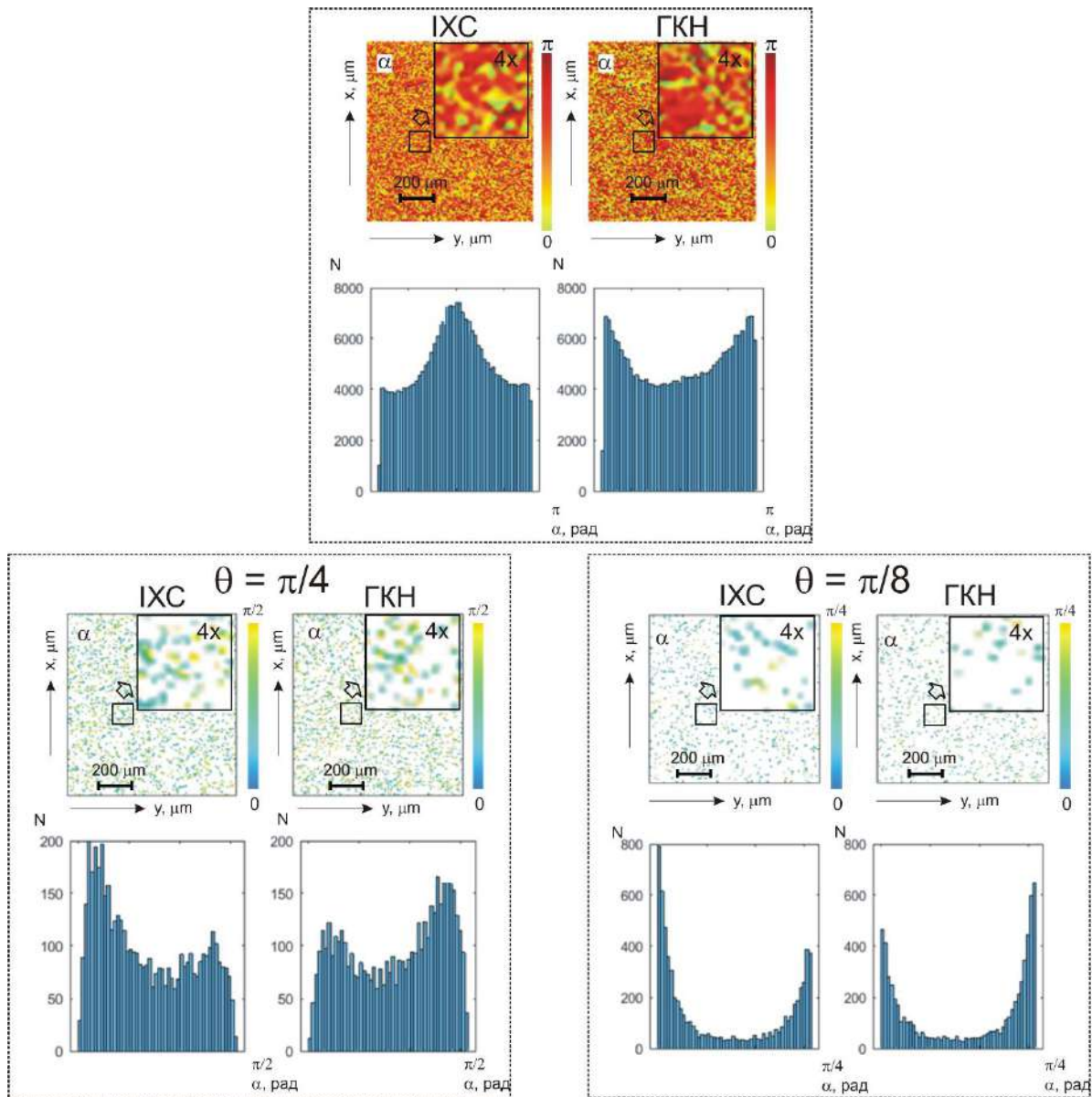


Рис. 5.1. Координатна та статистична структура поляризаційно-фазових мап азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких ($\tau \leq 0,01$) гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС (ліва колонка) та ГКН (права колонка). Пояснення у тексті

- Поляризаційно-фазові мапи $\alpha(\theta_k, t \times n)$ для фазових вибірок $\theta_k = \pi/4$ (фрагменти (5),(6)) і $\theta_k = \pi/8$ (фрагменти (9),(10)) і гістограми $G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$ (фрагменти (11),(12)) розподілів азимута поляризації.

Аналіз одержаних результатів виявив:

- Топографічну і координатну неоднорідність серії експериментально одержаних Стоксполяриметричних (рис. 5.1, фрагменти (1),(2)) і поляризаційно-фазових (рис. 5.1, фрагменти (5),(6) і (9),(10)) мап азимута поляризації мікроскопічних зображень зразків обох типів міокарда.
- Індивідуальну статистичну структуру, яка характеризується асиметричними гістограмами Стоксполяриметричних ($G(\alpha)$ – рис. 5.1, фрагменти (3),(4)) і поляризаційно-фазових ($G(\theta_k = \pi/4, \alpha), G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$ – рис. 5.1, фрагменти (7),(8) і (11),(12)) мап азимута поляризації.

Результати статистичного аналізу сукупності мап азимута поляризації $\alpha(t \times n)$ і $\alpha(\theta_k, t \times n)$ ілюструє таблиця 5.1.

Таблиця 5.1

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень міокарда померлих від ІХС і ГКН

Міокард (гістологічний зріз)			
Параметри	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,09 \pm 0,004$	$0,11 \pm 0,005$	75
Z_2	$0,69 \pm 0,036$	$0,77 \pm 0,041$	79
Z_3	$0,34 \pm 0,018$	$0,23 \pm 0,012$	83,3
Z_4	$0,405 \pm 0,021$	$0,31 \pm 0,016$	83,3
Міокард (фазовий переріз $\theta = \pi/4$)			
Z_1	$0,57 \pm 0,031$	$0,66 \pm 0,034$	79
Z_2	$0,81 \pm 0,043$	$0,905 \pm 0,047$	83,3
Z_3	$1,03 \pm 0,052$	$0,86 \pm 0,045$	87,5
Z_4	$1,22 \pm 0,068$	$1,08 \pm 0,055$	87,5

Міокард (фазовий переріз $\theta = \pi/8$)			
Z_1	$0,22 \pm 0,012$	$0,31 \pm 0,016$	83,3
Z_2	$0,26 \pm 0,014$	$0,35 \pm 0,018$	83,3
Z_3	$1,66 \pm 0,084$	$1,34 \pm 0,071$	91,7
Z_4	$2,21 \pm 0,12$	$1,59 \pm 0,082$	91,7

Установлено:

- Всі статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують гістограми $G(\alpha)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \alpha), G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$, відмінні від нуля - $Z_{i=1,2,3,4}((\alpha), (\theta_k = \pi/4, \alpha), (\theta_k = \pi/8, \alpha)) \neq 0$.
- Найбільш чутливими до змін мап азимута поляризації мікроскопічних зображень полікристалічної фібрилярної структури зразків міокарда виявилися статистичні моменти вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $G(\alpha)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \alpha), G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$.
- Зменшення впливу кратних актів розсіяння ($\theta_k \downarrow$) в об'ємі оптично анізотропних зразків міокарда супроводжується 3-х – 4-х кратним зростанням величини статистичних моментів 3-го – 4-го порядків - $Z_{i=1,2,3,4}((\alpha), (\theta_k = \pi/4, \alpha), (\theta_k = \pi/8, \alpha)) \uparrow$.
- Наступні співвідношення між статистичними моментами 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів померлих від ІХС і ГКН
$$\left(\begin{aligned} Z_{i=1,2}(\text{ІХС}, (\alpha), (\theta_k)) &< Z_{i=1,2}(\text{ГКН}, (\alpha), (\theta_k)) \\ Z_{i=3,4}(\text{ІХС}, (\alpha), (\theta_k)) &> Z_{i=3,4}(\text{ГКН}, (\alpha), (\theta_k)) \end{aligned} \right)$$

З фізичної точки зору отримані результати можуть бути пов'язані з наступними некротичними трансформаціями архітекtonіки двопротенезаломлюючих фібрилярних мереж.

Довготривалі некротичні зміни при ішемічній хворобі серця призводять до “деградації” структурної анізотропії фібрилярних мереж за рахунок витончення міозинових волокон і зменшення розкиду напрямів їх укладання в об'ємі міокарда. У результаті зменшуються діапазони варіації орієнтацій

оптичних осей $\Delta\rho(m \times n) \rightarrow \min$ біологічних кристалів, а також їх двопротинезаломлення або фазовозсуваюча здатність, - $\Delta\delta(m \times n) \rightarrow \min$.

Згідно розробленої нами моделі формування поляризаційної структурності об'єктного поля полікристалічного біологічного шару (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.1) – (2.28)) такі некротичні зміни призведуть до зменшення середнього $Z_1(\alpha, \rho, \delta) \downarrow$ та дисперсії $Z_2(\alpha, \rho, \delta) \downarrow$ флуктуацій величини азимута поляризації мікроскопічного зображення гістологічного зрізу міокарда померлого внаслідок ІХС. При цьому величина статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $\alpha(m \times n)$, зростає, - $Z_{3,4}(\alpha, \rho, \delta) \uparrow$.

Швидкоплинні морфологічні будови фібрилярних сіток міокарда внаслідок гострої коронарної недостатності слабо змінюють орієнтаційну і фазову будову оптично анізотропних мереж - $\Delta\rho(m \times n) \approx \text{const}$ і $\Delta\delta(m \times n) \approx \text{const}$. Тому для таких об'єктів реалізуються наступні статистичні

співвідношення, - $\left(\begin{matrix} Z_{i=1,2}(\text{ІХС}, (\alpha), (\theta_k)) < Z_{i=1,2}(\text{ГКН}, (\alpha), (\theta_k)) \\ Z_{i=3,4}(\text{ІХС}, (\alpha), (\theta_k)) > Z_{i=3,4}(\text{ГКН}, (\alpha), (\theta_k)) \end{matrix} \right)$.

Результати інформаційного аналізу (розділ 2, параграф 2.12, співвідношення (2.44)-(2.46)) виявили наступні рівні точності диференціальної діагностики випадків ІХС – ГКН:

- Стоксполяриметричні мапи азимута поляризації – задовільний рівень $Ac(Z_{3,4}(\alpha)) = 83,3\%$.
- Поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації – хороший $Ac(Z_{3,4}(\alpha, \theta_k = \pi/4)) = 87,5\%$ і дуже хороший $Ac(Z_{3,4}(\alpha, \theta_k = \pi/8)) = 91,7\%$ рівні.

5.1.2. Стоксполяриметричні і поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких шарів міокарда

На серії фрагментів рис. 5.2 представлені результати дослідження об'єктних полів оптично тонких зразків міокарда померлих внаслідок ІХС і ГКН:

- Стоксполяриметричні мапи $\beta(t \times n)$ (фрагменти (1),(2)) і гістограми розподілів величини еліптичності поляризації $G(\beta)$, (фрагменти (3),(4));
- Поляризаційно-фазові мапи еліптичності $\beta(\theta_k, t \times n)$ для наступних фазових вибірок $\theta_k = \pi/4$, (фрагменти (5),(6)) і $\theta_k = \pi/8$, (фрагменти (9),(10)) і гістограми розподілів величини еліптичності поляризації $G(\theta_k = \pi/4, \beta)$, (фрагменти (7),(8)) і $G(\theta_k = \pi/8, \beta)$, (фрагменти (11),(12)).

Аналіз одержаних результатів виявив індивідуальність статистик поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів зразків обох типів, яка характеризується асиметричними за розташуванням екстремумів та півшириною зміни випадкових значень еліптичності поляризації гістограмами Стоксполяриметричних ($G(\beta)$ – рис. 5.1, фрагменти (3),(4)) і поляризаційно-фазових ($G(\theta_k = \pi/4, \beta)$, $G(\theta_k = \pi/8, \beta)$ – рис. 5.1, фрагменти (7),(8) і (11),(12)) мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично тонких гістологічних зрізів фібрилярного міокарда з групи 1 і групи 2.

Кількісні результати статистичного аналізу експериментально визначеної сукупності мап еліптичності поляризації $\beta(t \times n)$ і $\beta(\theta_k, t \times n)$ ілюструє таблиця 5.2.

У межах статистичного підходу до аналізу експериментальних даних виявлено:

- Відмінні від нормальних та індивідуальні статистичні розподіли поляризаційних параметрів набору Стоксполяриметричних і поляризаційно-фазових мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень обох типів оптично тонких гістологічних зрізів міокарда з групи 1 і групи 2 – всі

статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують гістограми випадкових значень величини еліптичності поляризації $G(\beta)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \beta), G(\theta_k = \pi/8, \beta)$, відмінні від нуля - $Z_{i=1,2,3,4}((\beta), (\theta_k = \pi/4, \beta), (\theta_k = \pi/8, \beta)) \neq 0$.

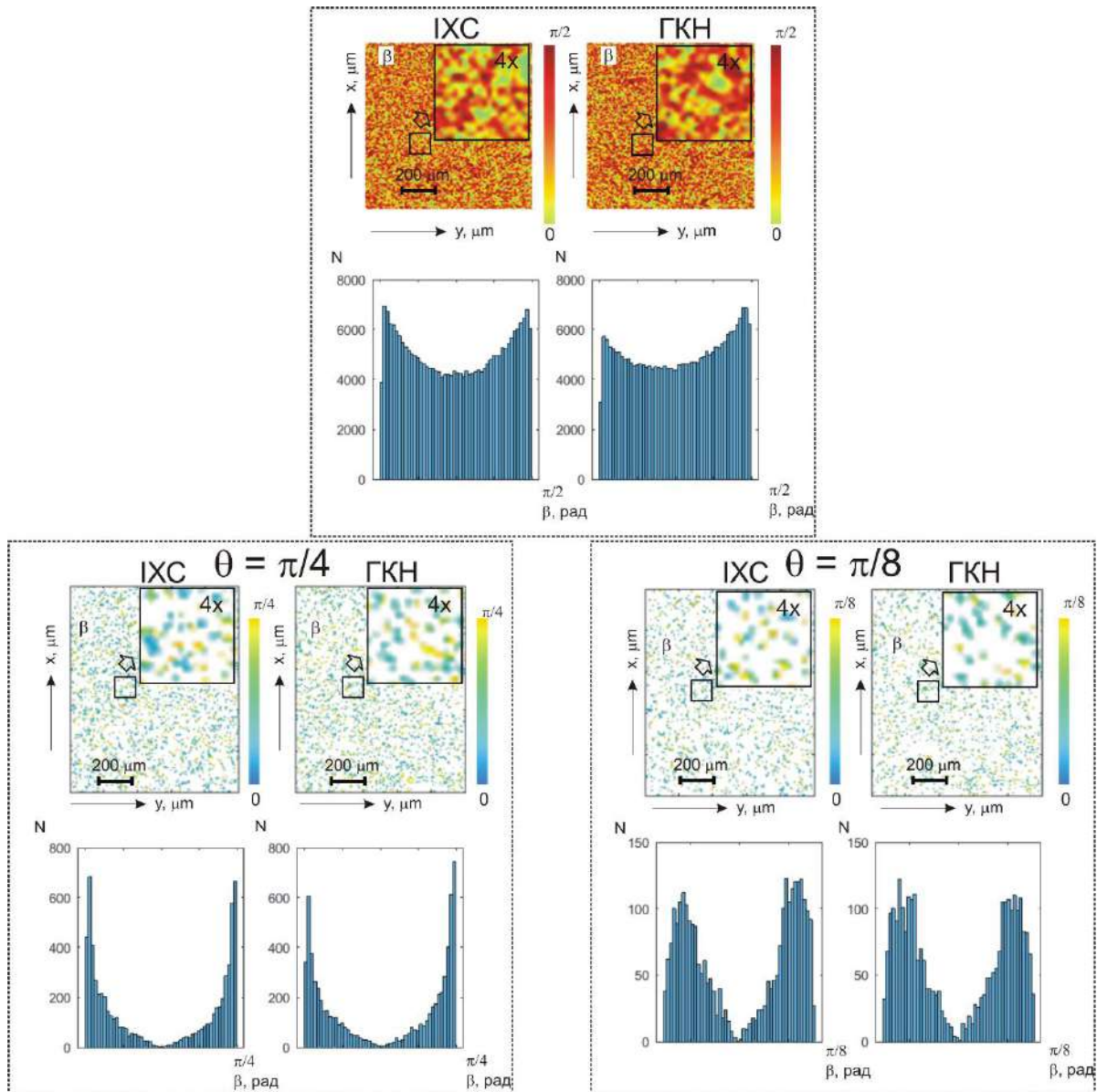


Рис. 5.2. Координатна та статистична структура мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких ($\tau \leq 0,01$) гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС (ліва колонка) та ГКН (права колонка). Пояснення у тексті

Таблиця 5.2

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС і ГКН

Міокард (гістологічний зріз)			
Параметри	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,07 \pm 0,004$	$0,09 \pm 0,005$	83,3
Z_2	$0,38 \pm 0,019$	$0,44 \pm 0,023$	83,3
Z_3	$0,12 \pm 0,007$	$0,18 \pm 0,0095$	87,5
Z_4	$0,16 \pm 0,009$	$0,21 \pm 0,011$	87,5
Міокард (фазовий переріз $\theta = \pi/4$)			
Z_1	$0,05 \pm 0,003$	$0,07 \pm 0,004$	83,3
Z_2	$0,14 \pm 0,008$	$0,19 \pm 0,01$	87,5
Z_3	$0,71 \pm 0,036$	$1,03 \pm 0,055$	91,7
Z_4	$1,22 \pm 0,069$	$1,68 \pm 0,091$	91,7
Міокард (фазовий переріз $\theta = \pi/8$)			
Z_1	$0,09 \pm 0,005$	$0,07 \pm 0,004$	87,5
Z_2	$0,22 \pm 0,012$	$0,15 \pm 0,008$	91,7
Z_3	$0,88 \pm 0,049$	$1,29 \pm 0,069$	95,8
Z_4	$1,31 \pm 0,071$	$1,94 \pm 0,105$	95,8

- Максимально чутливі (діагностичні маркери) до патологічних змін розподілів величини еліптичності поляризації серії мікроскопічних зображень полікристалічної фібрилярної структури зразків міокарда обох груп - статистичні моменти вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $G(\beta)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \beta)$, $G(\theta_k = \pi/8, \beta)$.
- Шляхом фазового сканування алгоритмічно відтвореного поля комплексних амплітуд виділена фазова вибірка ($\theta_k = \pi/8$), де реалізується

умови однократного розсіяння (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.10)-(2.13)) об'ємі оптично анізотропних фібрилярних мереж гістологічних зразків міокарда. Кількісно це супроводжується практично 10-ти кратним зростанням величини статистичних моментів 3-го – 4-го порядків - $Z_{i=1,2,3,4}((\beta), (\theta_k = \pi/4, \beta), (\theta_k = \pi/8, \beta)) \uparrow$.

Одержані результати Стоксполяриметричного і поляризаційно-фазового картографування мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично тонких гістологічних зрізів міокарда померлих внаслідок ІХС і ГКН фізично можна пов'язати з наведеними вище (розділ 5, параграф 5.1.1) некротичними трансформаціями двопроменезаломлюючих фібрилярних мереж.

Для випадку ІХС у результаті зменшення діапазону варіацій орієнтації оптичних осей $\Delta\rho(m \times n) \rightarrow \min$ біологічних кристалів, а також величини їх фазовозсуваючої здатності значно зменшуються (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.1)-(2.4) і (2.6)-(2.9)) середнє $Z_1(\beta, \rho, \delta) \downarrow$ та дисперсія $Z_2(\beta, \rho, \delta) \downarrow$ розподілу випадкових величин еліптичності поляризації відповідного мікроскопічного зображення гістологічного зрізу міокарда померлого внаслідок ІХС. При цьому величина статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $\beta(m \times n)$ зростає, - $Z_{3,4}(\beta, \rho, \delta) \uparrow$.

Для випадку ГКН швидкоплинні морфологічні будови фібрилярних сіток міокарда внаслідок гострої коронарної недостатності слабо змінюють орієнтаційну і фазову будову мереж оптично анізотропних кристалів - $\Delta\rho(m \times n) \approx const$ і $\Delta\delta(m \times n) \approx const$. Тому для таких біологічних об'єктів і реалізуються наступні статистичні співвідношення, -

$$\left(\begin{array}{l} Z_{i=1,2}(\text{ІХС}, (\beta), (\theta_k)) < Z_{i=1,2}(\text{ГКН}, (\beta), (\theta_k)) \\ Z_{i=3,4}(\text{ІХС}, (\beta), (\theta_k)) > Z_{i=3,4}(\text{ГКН}, (\beta), (\theta_k)) \end{array} \right).$$

Слід зазначити, що явище двопроменезаломлення оптично одноосними біологічними кристалами формує переважним чином різноманітні еліптично

поляризовані стану [119]. Ймовірність формування лінійно поляризованих станів в точках об'єктного поля незначна. Тому, завдяки розвиненій статистиці еліптично поляризованих станів в об'єктному полі фібрилярних біологічних шарів чутливість розподілів еліптичності поляризації до змін орієнтаційно-фазової полікристалічної структури міокарда значно вища ніж при детектуванні мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів зразків з групи 1 і групи 2.

Даний факт підтверджують результати інформаційного аналізу (розділ 2, параграф 2.12, співвідношення (2.44)-(2.46)), які виявили підвищення точності диференціальної діагностики випадків ІХС – ГКН:

- Стоксполяриметричні мапи еліптичності поляризації – хороший рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) = 87,9\%$.
- Поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації – хороший $Ac(Z_3(\beta, \theta_k = \pi/4)) = 87,5\%$, дуже хороший $Ac(Z_4(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 91,7\%$ і відмінний $Ac(Z_{3,4}(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 95,8\%$ рівні.

Наступним етапом нашого дослідження стало вивчення діагностичних можливостей вектор-параметричного та поляризаційно-інтерференційного методів картографування об'єктних полів, які сформовані частково деполаризуючими шарами міокарда.

5.1.3. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих шарів міокарда

На серії фрагментів рис. 5.3 представлені результати поляризаційно-фазового картографування об'єктних полів частково деполаризуючих зразків міокарда померлих внаслідок ІХС і ГКН.

Тут наведені:

- Стоксполяриметричні мапи $\alpha(m \times n)$ (фрагменти (1),(2)) і гістограми розподілів величини азимута поляризації $G(\alpha)$, (фрагменти (3),(4)) поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда з обох груп;
- Поляризаційно-фазові мапи $\alpha(\theta_k, m \times n)$ для наступних фазових вибірок $\theta_k = \pi/4$, (фрагменти (5),(6)) і $\theta_k = \pi/8$, (фрагменти (9),(10)) і гістограми $G(\theta_k = \pi/4, \alpha)$, (фрагменти (7),(8)) і $G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$, (фрагменти (11),(12)) розподілів величини азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда з обох груп.

Аналіз одержаних результатів дослідження структурності азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих шарів міокарда з різними некротичними змінами виявив, як і у випадку досліджень оптично тонких фібрилярних шарів, координатну неоднорідність Стоксполяриметричних (рис. 5.3, фрагменти (1),(2)) і поляризаційно-фазових (рис. 5.3, фрагменти (5),(6) і (9),(10)) мап азимута поляризації мікроскопічних зображень обох типів частково деполаризуючих гістологічних зрізів міокарда. При цьому має місце збереження індивідуальної статистичної структури – наявність асиметричних за розташуванням екстремумів та півшириною зміни випадкових значень азимута поляризації гістограм Стоксполяриметричних ($G(\alpha)$ – рис. 5.3, фрагменти (3),(4)) і поляризаційно-фазових ($G(\theta_k = \pi/4, \alpha)$, $G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$ – рис. 5.3, фрагменти (7),(8) і (11),(12)) мап азимута поляризації.

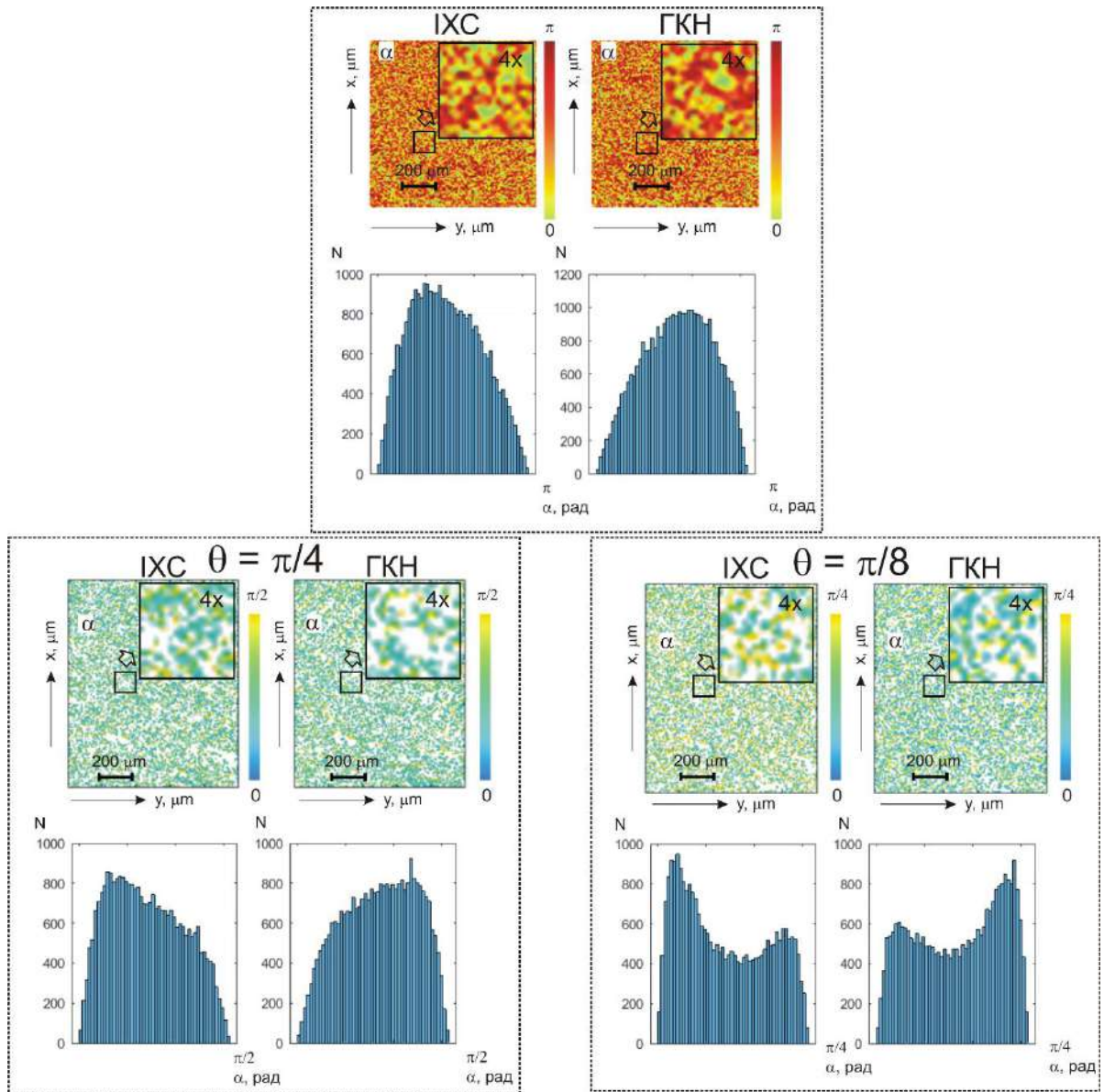


Рис. 5.3. Координатна та статистична структура мап азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих ($\tau \geq 0,01$) гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС (ліва колонка) та ГКН (права колонка). Пояснення у тексті

На основі результатів статистичного аналізу (таблиця 5.3) мап азимута поляризації $\alpha(m \times n)$ і $\alpha(\theta_k, m \times n)$ встановлено відмінність від нуля статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4}((\alpha), (\theta_k = \pi/4, \alpha), (\theta_k = \pi/8, \alpha)) \neq 0$, які характеризують гістограми $G(\alpha)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \alpha), G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$. Даний факт вказує на те, що навіть за умов часткової деполаризації

об'єктне поле містить складові з малою кратністю розсіяння (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.10)-(2.13) і (2.17)-(2.23)).

Таблиця 5.3

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполяризуючих гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС і ГКН

Міокард (гістологічний зріз)			
Параметри	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,67 \pm 0,035$	$0,72 \pm 0,038$	66,7
Z_2	$0,79 \pm 0,041$	$0,84 \pm 0,044$	70,8
Z_3	$0,14 \pm 0,007$	$0,18 \pm 0,009$	75
Z_4	$0,11 \pm 0,006$	$0,14 \pm 0,008$	75
Міокард (фазовий переріз $\theta = \pi/4$)			
Z_1	$0,59 \pm 0,031$	$0,66 \pm 0,034$	70,8
Z_2	$0,71 \pm 0,036$	$0,79 \pm 0,041$	70,8
Z_3	$0,48 \pm 0,024$	$0,57 \pm 0,037$	79
Z_4	$0,56 \pm 0,034$	$0,65 \pm 0,032$	79
Міокард (фазовий переріз $\theta = \pi/8$)			
Z_1	$0,44 \pm 0,024$	$0,52 \pm 0,028$	75
Z_2	$0,56 \pm 0,036$	$0,67 \pm 0,038$	75
Z_3	$0,59 \pm 0,033$	$0,51 \pm 0,032$	83,3
Z_4	$0,73 \pm 0,038$	$0,64 \pm 0,034$	83,3

За умов багатократного розсіяння чутливими до змін мап азимута поляризації мікроскопічних зображень полікристалічної фібрилярної структури частково деполяризуючих зразків міокарда обох груп виявилися статистичні моменти вищих порядків.

З фізичної точки зору одержані результати дослідження діагностичної чутливості Стоксполариметричного і поляризаційно-інтерференційного картографування мап азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполяризуючих гістологічних зрізів міокарда померлих внаслідок ІХС і ГКН можна пов'язати з переважним впливом механізмів вторинної інтерференції. Сформована таким чином еліптично поляризована дифузна компонента об'єктного поля є превалюючою над розподілами лінійно поляризованих станів. Внаслідок цього одержано невисокі рівні діагностичної чутливості:

- Стоксполариметричні мапи азимута поляризації – незадовільний рівень $Ac(Z_{3,4}(\alpha)) < 80\%$.
- Поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації – незадовільний $Ac(Z_{3,4}(\alpha, \theta_k = \pi/4)) < 80\%$ і задовільний $Ac(Z_{3,4}(\alpha, \theta_k = \pi/8)) = 83,3\%$ рівні.

5.1.4. Інтегральні та пошарові мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполяризуючих шарів міокарда

На рис. 5.4 представлені:

- Стоксполяриметричні мапи еліптичності поляризації $\beta(t \times n)$ (фрагменти (1),(2));
- Поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації $\beta(\theta_k, t \times n)$ для наступних фазових вибірок $\theta_k = \pi/4$, (фрагменти (5),(6)) і $\theta_k = \pi/8$, (фрагменти (9),(10));
- гістограми розподілів величини еліптичності поляризації $G(\beta)$, (фрагменти (3),(4));
- гістограми поляризаційно-фазових розподілів величини еліптичності поляризації $G(\theta_k = \pi/4, \beta)$ (фрагменти (7),(8)) і $G(\theta_k = \pi/8, \beta)$, (фрагменти (11),(12)).

Як і випадку аналогічних досліджень однократно розсіяних оптично тонкими шарами міокарда об'єктних поля виявлено неоднорідну координатну і статистичну структуру серії експериментально одержаних Стоксполяриметричних (рис. 5.4, фрагменти (1),(2)) і поляризаційно-фазових (рис. 5.4, фрагменти (5),(6) і (9),(10)) мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполяризуючих гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС (група 1) і ГКН (група 2).

Результати статистичного аналізу експериментально визначеної сукупності мап еліптичності поляризації $\beta(t \times n)$ і $\beta(\theta_k, t \times n)$ ілюструє таблиця 5.4.

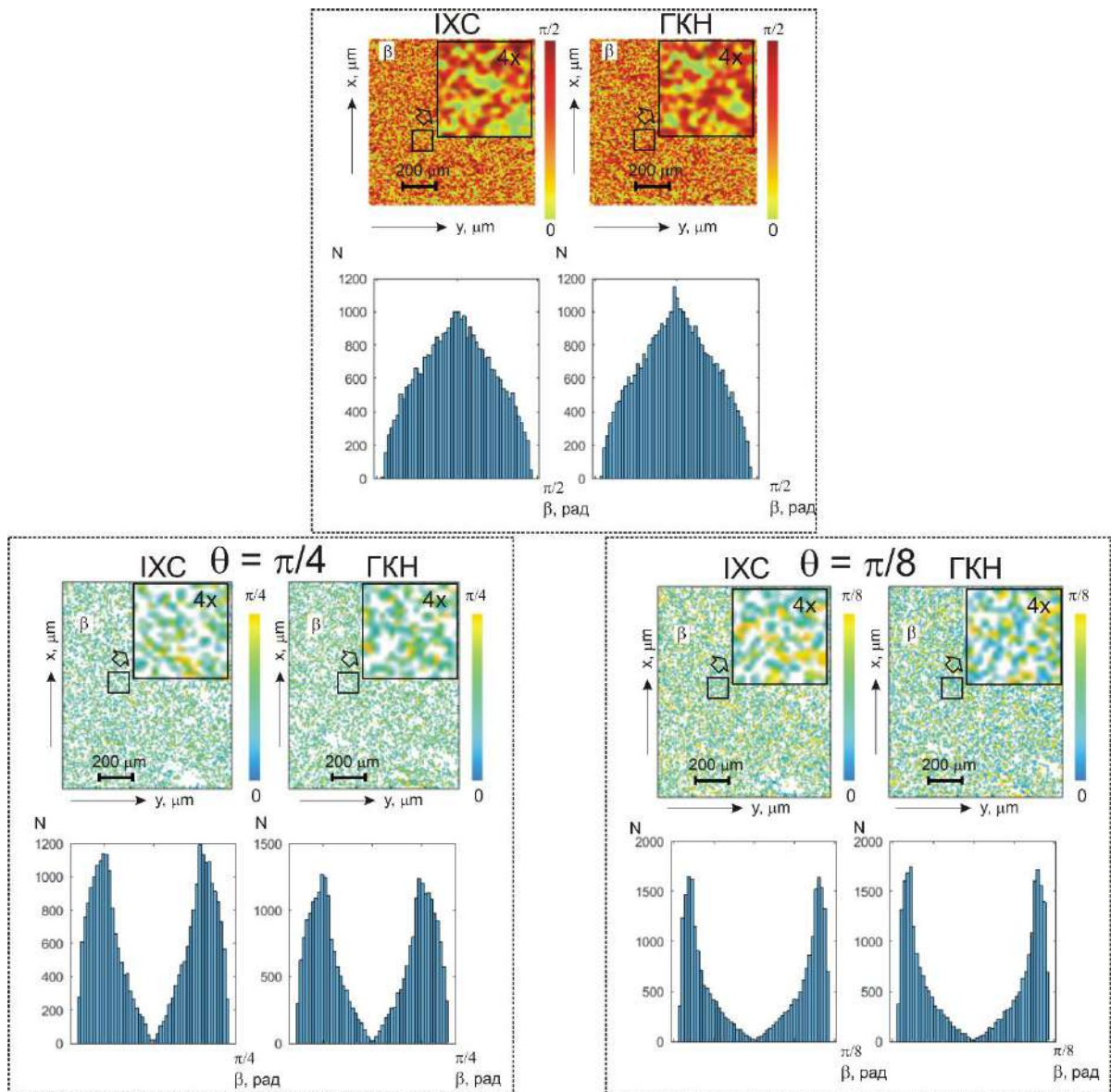


Рис. 5.4. Координатна та статистична структура поляризаційно-фазових мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих ($\tau \geq 0,01$) гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС (ліва колонка) та ГКН (права колонка). Пояснення у тексті

Виявлено відмінні від нормальних статистичні розподіли поляризаційних параметрів мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда з групи 1 і групи 2 – всі статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують гістограми випадкових

значень величини еліптичності поляризації $G(\beta)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \beta)$, $G(\theta_k = \pi/8, \beta)$, відмінні від нуля - $Z_{i=1,2,3,4}((\beta), (\theta_k = \pi/4, \beta), (\theta_k = \pi/8, \beta)) \neq 0$.

Таблиця 5.4

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС і ГКН

Міокард (гістологічний зріз)			
Параметри	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,08 \pm 0,005$	$0,09 \pm 0,005$	66,7
Z_2	$0,19 \pm 0,011$	$0,22 \pm 0,012$	70,8
Z_3	$0,12 \pm 0,007$	$0,15 \pm 0,008$	75
Z_4	$0,18 \pm 0,01$	$0,22 \pm 0,014$	75
Міокард (фазовий переріз $\theta = \pi/4$)			
Z_1	$0,11 \pm 0,006$	$0,095 \pm 0,005$	75
Z_2	$0,25 \pm 0,013$	$0,21 \pm 0,012$	75
Z_3	$0,62 \pm 0,033$	$0,53 \pm 0,027$	82,4
Z_4	$0,87 \pm 0,046$	$0,74 \pm 0,037$	82,4
Міокард (фазовий переріз $\theta = \pi/8$)			
Z_1	$0,09 \pm 0,005$	$0,07 \pm 0,004$	83,3
Z_2	$0,18 \pm 0,011$	$0,14 \pm 0,007$	83,3
Z_3	$0,81 \pm 0,042$	$0,94 \pm 0,051$	87,5
Z_4	$1,23 \pm 0,071$	$1,51 \pm 0,082$	87,5

Визначено, що статистичні моменти вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $G(\beta)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \beta)$, $G(\theta_k = \pi/8, \beta)$, є максимально чутливими до змін розподілів

величини еліптичності поляризації серії мікроскопічних зображень полікристалічної фібрилярної структури зразків міокарда обох груп.

Застосування алгоритмів фазового сканування (розділ 2, параграф 2.7.4, співвідношення (2.32)-(2.36)) забезпечило зменшення впливу кратних актів розсіяння ($\theta_k \downarrow$), що статистично виявилось у 10-ти кратному зростанні величини статистичних моментів 3-го – 4-го порядків - $Z_{i=1,2,3,4}((\beta), (\theta_k = \pi/4, \beta), (\theta_k = \pi/8, \beta)) \uparrow$.

З фізичної точки зору процес формування “об’єктної” складової поля (зменшення діапазону варіацій орієнтації оптичних осей $\Delta\rho(m \times n) \rightarrow \min$ біологічних кристалів, а також величини їх фазовозсуваючої здатності) в нашому випадку маскується впливом багатократної вторинної інтерференції (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.22),(2.23)) – формуванням “дифузної” поляризаційно-неоднорідної компоненти.

У результаті зростає величина середнього $Z_1(\beta, \rho, \delta) \downarrow$ та дисперсії $Z_2(\beta, \rho, \delta) \downarrow$ розкиду випадкових величин еліптичності поляризації мікроскопічного зображення гістологічного зрізу міокарда. При цьому величина статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $\beta(m \times n)$ зменшується, - $Z_{3,4}(\beta, \rho, \delta) \downarrow$.

Такі процеси більш швидко реалізуються для поляризаційно-неоднорідних об’єктних полів гістологічного зрізу міокарда померлих

$$\text{внаслідок ІХС} - \begin{pmatrix} Z_{i=1,2}(\text{ІХС}, (\beta), (\theta_k)) < Z_{i=1,2}(\text{ГКН}, (\beta), (\theta_k)) \\ Z_{i=3,4}(\text{ІХС}, (\beta), (\theta_k)) > Z_{i=3,4}(\text{ГКН}, (\beta), (\theta_k)) \end{pmatrix}.$$

Завдяки розвиненій статистиці еліптично поляризованих станів в “дифузній” компоненті об’єктного поля біологічних шарів з оптично анізотропною фібрилярною архітектонікою чутливість до змін орієнтаційно-фазової полікристалічної структури міокарда вища ніж при детектуванні мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів зразків з групи 1 і групи 2. Особливо для фазової вибірки, де переважають розподіли

еліптичності поляризації, що сформовані однократними актами розсіяння (розділ 2, параграф 2.3, співвідношення (2.10)-(2.13), (2.17),(2.18)).

Результати інформаційного аналізу виявили певне підвищення точності диференціальної діагностики випадків ІХС – ГКН за умов багатократного розсіяння:

- Стоксполяриметричні мапи еліптичності поляризації – незадовільний рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) < 80\%$.
- Поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації:
- задовільний рівень $Ac(Z_3(\beta, \theta_k = \pi/4)) = 82,4\%$
- хороший рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 87,5\%$.

Наступним етапом нашого дослідження стало вивчення інших (гінекологічних) діагностичних можливостей вектор-параметричного та поляризаційно-інтерференційного методів картографування об'єктних полів, які сформовані гістологічними зрізами доброякісних (міома) і злоякісних (карцинома) пухлин матки.

5.2. Диференціальна діагностика змін полікристалічної структури доброякісних і злоякісних пухлин матки

В якості об'єктів дослідження використовувалися дві групи зразків гістологічних зрізів біопсії доброякісних і злоякісних пухлин матки:

- Доброякісні (міома) – група 1, 14 зразків.
- Злоякісні (карцинома) – група 2, 14 зразків.

Оптико-геометричні параметри зразків приведені в наступній таблиці

Параметри	Оптично тонкі	Оптично товсті
Геометрична товщина, h , мкм	20 – 25	40 – 45
Оптична товщина, τ мкм	0,093 – 0,012	0,14 – 0,18
Ступень деполяризації, Δ , %	6 – 9	27 - 32

З морфологічної точки зору доброякісні і злоякісні пухлини характеризуються різною полікристалічною структурою:

- Доброякісні (міома) – розвиненою за напрямками і геометричними масштабами новоутворену колагенову фібрилярну мережу.
- Злоякісні (карцинома) – некротично змінену (деградовану за напрямками і масштабами) колагенову фібрилярну мережу.

Методи традиційної гістологічної діагностики таких морфологічних станів є достатньо тривалими, потребують спеціальної біохімічної підготовки зразків та у значній мірі суб'єктивні.

5.2.1. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації оптично-тонких шарів пухлин матки

На рис. 5.5 представлені наступні дані:

- Стоксполяриметричні мапи азимута поляризації $\alpha(m \times n)$ ((1),(2));
- Фазові мапи $\alpha(\theta_k, m \times n)$ $\theta_k = \pi/4$ ((5),(6)) і $\theta_k = \pi/8$ (9),(10));
- гістограми розподілів величини азимута поляризації $G(\alpha)$ ((3),(4));
- гістограми $G(\theta_k = \pi/4, \alpha)$, ((7),(8)) і $G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$ ((11),(12)).

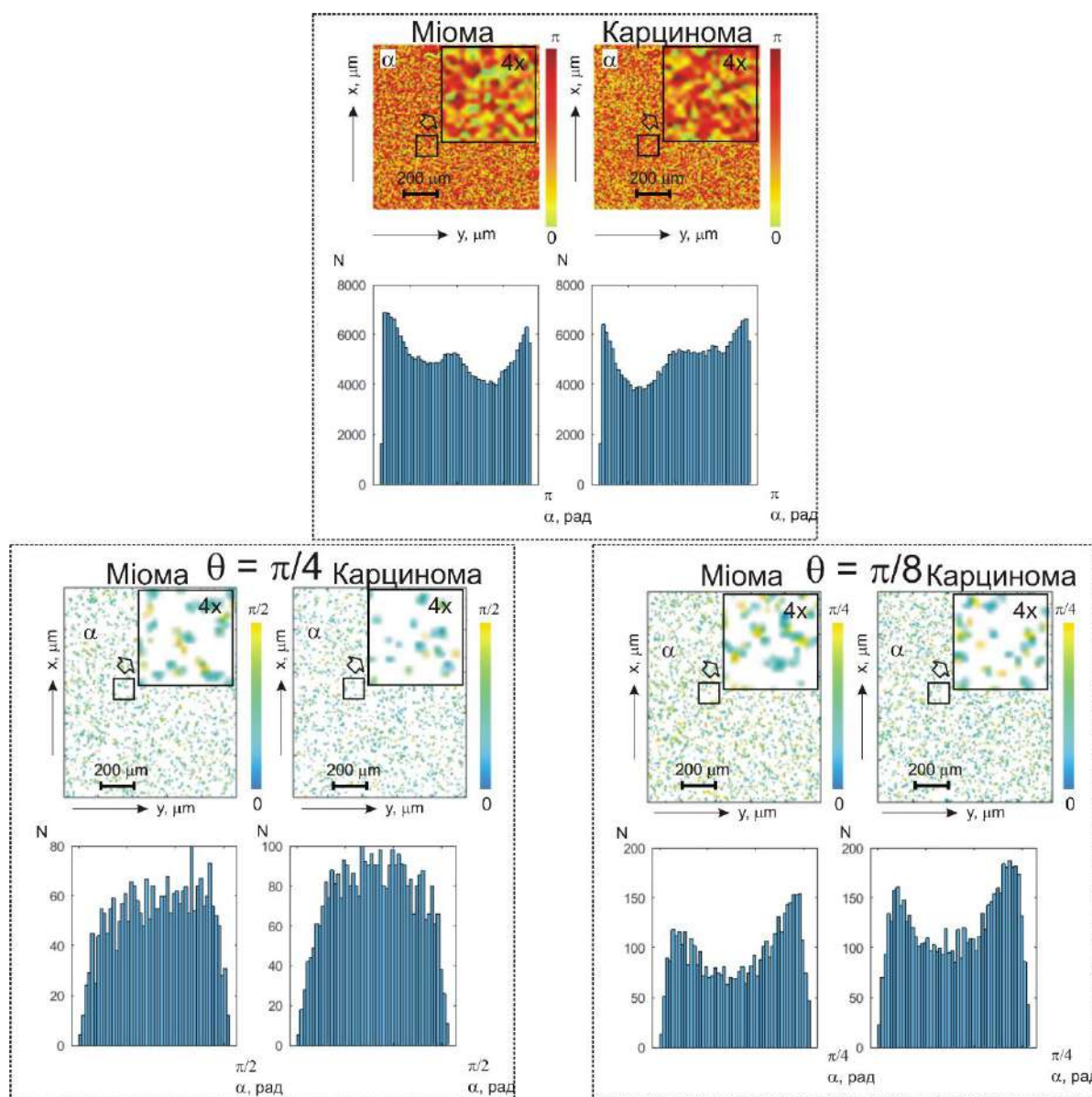


Рис. 5.5. Координатна та статистична структура мап азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких ($\tau \leq 0,01$) гістологічних зрізів біопсії доброякісних (міома) і злоякісних (карцинома) пухлин матки - ліва і права колонка, відповідно. Пояснення у тексті

Аналіз одержаних даних виявив в цілому подібні результати до циклу досліджень оптично-тонких фібрилярних шарів міокарда (розділ 5, параграф 5.1.1, рис. 5.1, рис. 5.2, таблиця 5.1 і таблиця 5.2), а саме:

- Координатну неоднорідність Стоксполяриметричних (рис. 5.5, фрагменти (1),(2)) і поляризаційно-фазових (рис. 5.5, фрагменти (5),(6) і (9),(10)) мап азимута поляризації зображень обох типів пухлин.

- Асиметричні гістограми ($G(\alpha)$ – рис. 5.5, фрагменти (3),(4)) і ($G(\theta_k = \pi/4, \alpha)$, $G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$ – рис. 5.1, фрагменти (7),(8) і (11),(12)) мап азимута поляризації гістологічних зрізів міоми і карциноми.

Результати статистичного аналізу $\alpha(t \times n)$ і $\alpha(\theta_k, t \times n)$ зразків пухлин обох типів приведені у таблиці 5.5.

Таблиця 5.5

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи азимута поляризації зображень біопсії доброякісних і злоякісних пухлин матки

Гістологічні зрізи біопсії міоми і карциноми			
Параметри	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,12 \pm 0,007$	$0,105 \pm 0,006$	75
Z_2	$0,72 \pm 0,038$	$0,81 \pm 0,044$	75
Z_3	$0,84 \pm 0,045$	$0,91 \pm 0,046$	78,6
Z_4	$0,97 \pm 0,051$	$1,21 \pm 0,067$	82,1
Фазовий переріз $\theta = \pi/4$			
Z_1	$1,04 \pm 0,053$	$0,93 \pm 0,049$	78,6
Z_2	$0,75 \pm 0,039$	$0,69 \pm 0,038$	78,6
Z_3	$0,61 \pm 0,033$	$0,76 \pm 0,041$	85,7
Z_4	$0,71 \pm 0,037$	$0,88 \pm 0,047$	85,7
Фазовий переріз $\theta = \pi/8$			
Z_1	$0,86 \pm 0,046$	$0,74 \pm 0,037$	82,1
Z_2	$0,91 \pm 0,048$	$0,76 \pm 0,039$	82,1
Z_3	$0,88 \pm 0,051$	$1,12 \pm 0,064$	89,2
Z_4	$1,04 \pm 0,054$	$1,33 \pm 0,072$	89,2

Установлено:

- Всі статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують гістограми $G(\alpha)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \alpha)$, $G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$, відмінні від нуля - $Z_{i=1,2,3,4}((\alpha), (\theta_k = \pi/4, \alpha), (\theta_k = \pi/8, \alpha)) \neq 0$.

- Найбільш чутливими до змін мап азимута поляризації мікроскопічних зображень полікристалічної структури зразків міоми і карциноми є статистичні моменти вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $G(\alpha)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \alpha), G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$.

З фізичної точки зору отримані результати можуть бути пов'язані з злоякісними некротичними змінами, що призводять до “деградації” структурної анізотропії колагенових мереж за рахунок витончення волокон і зменшення розкиду напрямів їх укладання в об’ємі карциноми. Це призводить до зменшення діапазону орієнтацій оптичних осей $\Delta\rho(m \times n) \rightarrow \min$ біологічних кристалів, а також їх двопротинезаломлення. Зазначені некротичні зміни призведуть до зменшення середнього $Z_1(\alpha, \rho, \delta) \downarrow$ та дисперсії $Z_2(\alpha, \rho, \delta) \downarrow$ флуктуацій величини азимута поляризації відповідного мікроскопічного зображення гістологічного зрізу біопсії карциноми. При цьому величина статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $\alpha(m \times n)$ зросте, - $Z_{3,4}(\alpha, \rho, \delta) \uparrow$.

Результати інформаційного аналізу виявили сукупність діагностичних маркерів і наступні рівні точності диференціальної діагностики доброякісних і злоякісних станів:

- Стоксполяриметричні мапи азимута поляризації – задовільний рівень $Ac(Z_4(\alpha)) = 82,1\%$.
- Поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації – хороший рівень $Ac(Z_{3,4}(\alpha, \theta_k = \pi/4, \pi/8)) = 85,7\% - 89,2\%$.

5.2.2. Стоксполариметричні та поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких шарів біопсії міоми і карциноми

На рис. 5.6 представлені результати дослідження поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів оптично тонких зразків міоми і карциноми.

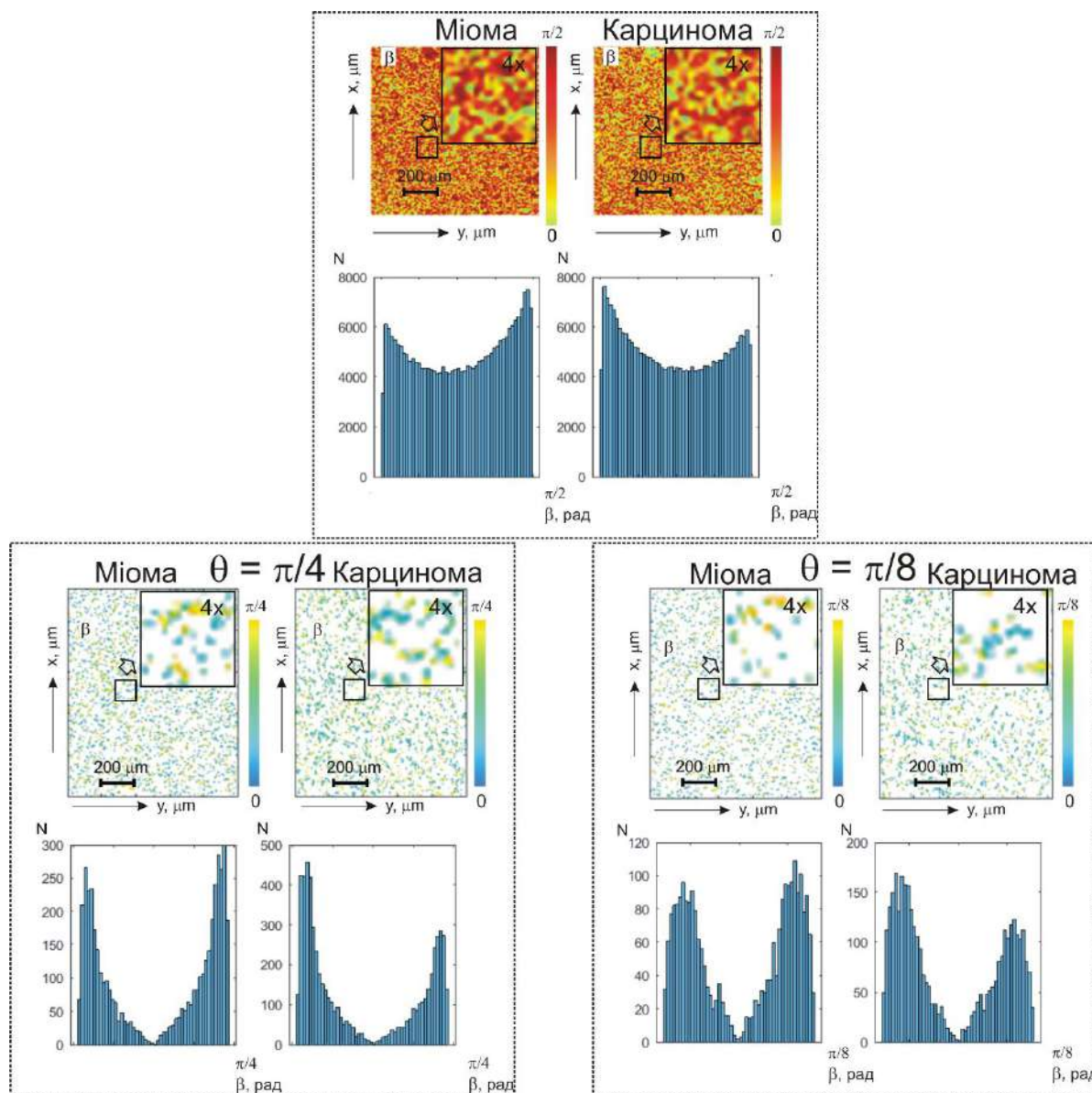


Рис. 5.6. Координатна та статистична структура мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких ($\tau \leq 0,01$) гістологічних зрізів біопсії доброякісних (міома) і злоякісних (карцинома) пухлин матки - ліва і права колонка, відповідно. Пояснення у тексті

Аналіз одержаних результатів виявив складну координатну структуру серії одержаних мап еліптичності поляризації (рис. 5.2, фрагменти (1),(2)) і (рис. 5.2, фрагменти (5),(6) і (9),(10)) мікроскопічних зображень оптично тонких гістологічних зрізів біопсії пухлин матки.

Результати статистичного аналізу $\beta(m \times n)$ і $\beta(\theta_k, m \times n)$ ілюструє таблиця 5.6.

Таблиця 5.6

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких гістологічних зрізів біопсії доброякісних і злоякісних пухлин матки

Гістологічні зрізи біопсії пухлин матки			
Параметри	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,21 \pm 0,012$	$0,17 \pm 0,009$	75
Z_2	$0,39 \pm 0,021$	$0,33 \pm 0,018$	78,6
Z_3	$0,51 \pm 0,027$	$0,64 \pm 0,036$	85,7
Z_4	$0,65 \pm 0,037$	$0,79 \pm 0,042$	85,7
Фазовий переріз $\theta = \pi/4$			
Z_1	$0,14 \pm 0,008$	$0,18 \pm 0,009$	82,1
Z_2	$0,18 \pm 0,009$	$0,22 \pm 0,012$	82,1
Z_3	$0,83 \pm 0,045$	$0,96 \pm 0,052$	89,2
Z_4	$1,05 \pm 0,051$	$1,41 \pm 0,044$	89,2
Фазовий переріз $\theta = \pi/8$			
Z_1	$0,18 \pm 0,009$	$0,13 \pm 0,007$	85,7
Z_2	$0,23 \pm 0,013$	$0,17 \pm 0,009$	85,7
Z_3	$0,63 \pm 0,034$	$0,95 \pm 0,052$	92,8
Z_4	$0,81 \pm 0,043$	$1,11 \pm 0,057$	92,8

Виявлено:

- Відмінні від нормальних та індивідуальні статистичні розподіли поляризаційних параметрів поляризаційно-фазових мап еліптичності поляризації - $Z_{i=1,2,3,4}((\beta), (\theta_k = \pi/4, \beta), (\theta_k = \pi/8, \beta)) \neq 0$.
- Діагностичні маркери доброякісних і злоякісних пухлин - статистичні моменти вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $G(\beta)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \beta), G(\theta_k = \pi/8, \beta)$.

Некротичні зміни полікристалічної складової (розділ 5, параграф 5.1.2) зразків міоми супроводжуються зменшенням середнього $Z_1(\beta, \rho, \delta) \downarrow$ та дисперсії $Z_2(\beta, \rho, \delta) \downarrow$ розкиду випадкових величин еліптичності поляризації відповідного мікроскопічного зображення. При цьому величина статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $\beta(m \times n)$ зростає, - $Z_{3,4}(\beta, \rho, \delta) \uparrow$.

Відповідні результати інформаційного аналізу виявили підвищення точності диференціальної діагностики доброякісних і злоякісних станів пухлин матки:

- Стоксполяриметричні мапи еліптичності поляризації – хороший рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) = 85,7\%$.
- Поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації – хороший $Ac(Z_3(\beta, \theta_k = \pi/4)) = 89,2\%$, дуже хороший $Ac(Z_4(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 91,7\%$ і дуже хороший $Ac(Z_{3,4}(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 92,8\%$ рівні.

Наступним етапом нашого дослідження стало вивчення діагностичних можливостей вектор-параметричного та поляризаційно-інтерференційного методів картографування об'єктних полів, які сформовані шарами пухлин матки з багатократним об'ємним світлорозсіянням.

5.2.3. Мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих гістологічних зрізів пухлин матки

На серії фрагментів рис. 5.7 представлені результати картографування мап азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих гістологічних зрізів пухлин матки.

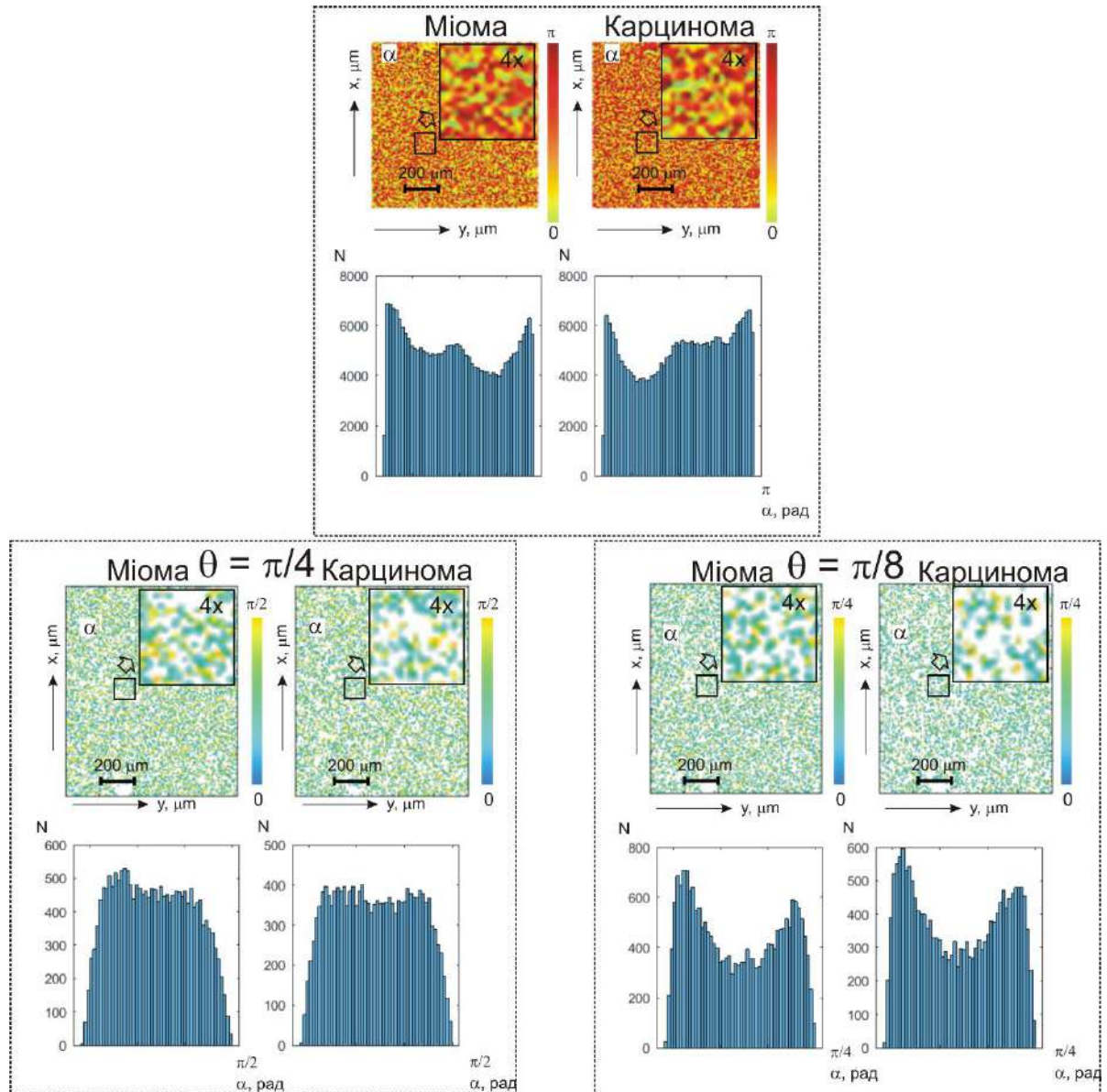


Рис. 5.7. Координатна та статистична структура мап азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих ($\tau \geq 0,01$) гістологічних зрізів біопсії доброякісних (міома) і злоякісних (карцинома) пухлин матки - ліва і права колонка, відповідно. Пояснення у тексті

Одержані результати статистичного дослідження (таблиця 5.7) діагностичної чутливості Стоксполяриметричного і поляризаційно-фазового картографування мап азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполяризуючих гістологічних зрізів біопсії міоми і карциноми можна пов'язати з переважним впливом механізмів вторинної інтерференції, яка формує еліптично поляризовану дифузну компоненту об'єктного поля. Внаслідок цього одержано незадовільні рівні ($< 80\%$) діагностичної чутливості.

Таблиця 5.7

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи азимута частково деполяризуючих доброякісних і злоякісних пухлин матки

Гістологічні зрізи біопсії міоми і карциноми			
Параметри	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,51 \pm 0,026$	$0,55 \pm 0,028$	64,3
Z_2	$0,72 \pm 0,037$	$0,79 \pm 0,041$	67,9
Z_3	$0,63 \pm 0,034$	$0,69 \pm 0,036$	71,4
Z_4	$0,82 \pm 0,043$	$0,91 \pm 0,047$	71,4
Фазовий переріз $\theta = \pi/4$			
Z_1	$0,71 \pm 0,036$	$0,78 \pm 0,042$	67,9
Z_2	$0,77 \pm 0,041$	$0,86 \pm 0,048$	71,4
Z_3	$0,58 \pm 0,031$	$0,47 \pm 0,027$	75
Z_4	$0,42 \pm 0,023$	$0,34 \pm 0,019$	75
Фазовий переріз $\theta = \pi/8$			
Z_1	$0,44 \pm 0,024$	$0,49 \pm 0,026$	71,4
Z_2	$0,59 \pm 0,031$	$0,67 \pm 0,036$	75
Z_3	$0,71 \pm 0,037$	$0,82 \pm 0,044$	78,6
Z_4	$0,88 \pm 0,046$	$0,97 \pm 0,051$	78,6

5.2.4. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполяризуючих шарів міоми і карциноми

На рис. 5.8 представлені результати дослідження поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів частково деполяризуючих зразків гістологічних зрізів біопсії міоми і карциноми матки:

- інтегральні мапи еліптичності поляризації $\beta(t \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів пухлин з обох груп, (фрагменти (1),(2));
- пошарові фазові мапи еліптичності поляризації $\beta(\theta_k, t \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міоми карциноми для наступних кроків фазового сканування $\theta_k = \pi/4$, (фрагменти (5),(6)) і $\theta_k = \pi/8$, (фрагменти (9),(10));
- гістограми інтегральних розподілів величини еліптичності поляризації $G(\beta)$, (фрагменти (3),(4));
- гістограми пошарових фазових розподілів величини еліптичності поляризації $G(\theta_k = \pi/4, \beta)$, (фрагменти (7),(8)) і $G(\theta_k = \pi/8, \beta)$, (фрагменти (11),(12)).

Аналіз одержаних результатів виявив достатньо подібну, хоча і складну топографічну і координатну структуру серії експериментально одержаних інтегральних (рис. 5.8, фрагменти (1),(2)) і пошарових фазових (рис. 5.8, фрагменти (5),(6) і (9),(10)) мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполяризуючих гістологічних зрізів біопсії пухлин матки.

Результати статистичного аналізу експериментально визначеної сукупності мап еліптичності поляризації $\beta(t \times n)$ і $\beta(\theta_k, t \times n)$ ілюструє таблиця 5.8.

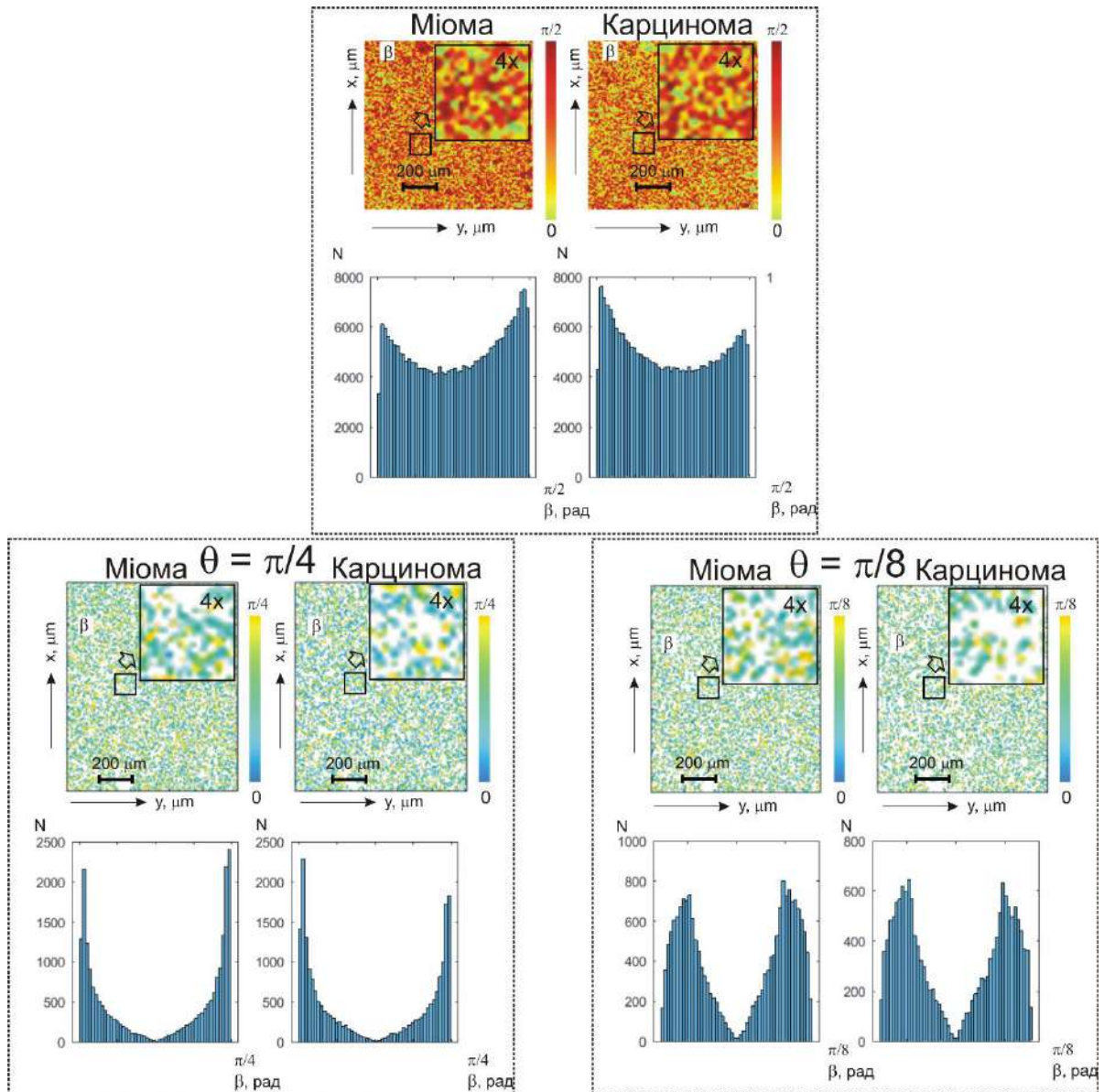


Рис. 5.8. Координатна та статистична структура пошарових мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих ($\tau \geq 0,01$) гістологічних зрізів біопсії доброякісних (міома) і злоякісних (карцинома) пухлин матки - ліва і права колонка, відповідно. Пояснення у тексті

Некротичні зміни полікристалічної складової (розділ 5, параграф 5.1.2) зразків міоми супроводжуються зменшенням середнього $Z_1(\beta, \rho, \delta) \downarrow$ та дисперсії $Z_2(\beta, \rho, \delta) \downarrow$ розкиду випадкових величин еліптичності поляризації відповідного мікроскопічного зображення. При цьому величина статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують асиметрію та ексцес

розподілів $\beta(m \times n)$ зростає, - $Z_{3,4}(\beta, \rho, \delta) \uparrow$, які використані у якості діагностичних маркерів.

Таблиця 5.8

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих гістологічних зрізів біопсії доброякісних і злоякісних пухлин матки

Гістологічні зрізи біопсії пухлин матки			
Параметри	Група 1	Група 2	Ac, %
Z_1	$0,27 \pm 0,014$	$0,31 \pm 0,016$	67,9
Z_2	$0,33 \pm 0,018$	$0,37 \pm 0,019$	71,4
Z_3	$0,66 \pm 0,035$	$0,75 \pm 0,039$	75
Z_4	$0,81 \pm 0,043$	$0,92 \pm 0,046$	78,6
Фазовий переріз $\theta = \pi/4$			
Z_1	$0,15 \pm 0,008$	$0,18 \pm 0,0105$	71,4
Z_2	$0,17 \pm 0,009$	$0,22 \pm 0,012$	75
Z_3	$1,01 \pm 0,054$	$1,38 \pm 0,071$	82,1
Z_4	$1,82 \pm 0,094$	$2,21 \pm 0,12$	82,1
Фазовий переріз $\theta = \pi/8$			
Z_1	$0,11 \pm 0,006$	$0,14 \pm 0,008$	75
Z_2	$0,15 \pm 0,008$	$0,19 \pm 0,011$	82,1
Z_3	$0,54 \pm 0,029$	$0,42 \pm 0,023$	85,7
Z_4	$0,83 \pm 0,044$	$1,02 \pm 0,052$	85,7

Результати інформаційного аналізу виявили підвищення точності диференціальної діагностики доброякісних і злоякісних станів пухлин матки для поляризаційно-фазових мапи еліптичності – задовільний $Ac(Z_3(\beta, \theta_k = \pi/4)) = 82,1\%$, і хороший $Ac(Z_4(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 85,7\%$ рівні.

5.3. Диференціальна діагностика змін оптичної анізотропії пухлин простати з різним ступенем диференціації.

В якості об'єктів дослідження використовувалися дві групи зразків гістологічних зрізів біопсії злоякісних пухлин простати:

- Висока ступень диференціації (аденокарцинома 3+3) – група 1, 13 зразків.
- Низька ступень диференціації (аденокарцинома 3+3) – група 1, 13 зразків.

Оптико-геометричні параметри зразків приведені в наступній таблиці

Параметри	Оптично тонкі	Оптично товсті
Геометрична товщина, h , мкм	20 – 25	40 – 45
Оптична товщина, τ мкм	0,096 – 0,011	0,15 – 0,17
Ступень деполяризації, Δ , %	5 – 8	32 - 36

З морфологічної точки зору злоякісні пухлини простати характеризуються різною полікристалічною структурою:

- Аденокарцинома (3+3) – розвиненою за напрямками і геометричними масштабами фібрилярною структурою.
- Аденокарцинома (4+4) – некротично деградованою за напрямками і масштабами фібрилярною структурою.

Методи традиційної гістологічної діагностики таких морфологічних станів є достатньо тривалими, потребують спеціальної біохімічної підготовки зразків та у значній мірі суб'єктивні.

5.3.1. Стоксполяриметричні та поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких гістологічних зрізів аденокарциноми простати

На рис. 5.9 представлені мапи $\alpha(m \times n)$ (фрагменти (1),(2)) і $\alpha(\theta_k, m \times n)$ для фазових вибірок $\theta_k = \pi/4$ (фрагменти (5),(6)) і $\theta_k = \pi/8$

(фрагменти (9),(10)), а також відповідні гістограми $G(\alpha)$ (фрагменти (3),(4)) та $G(\theta_k = \pi/4, \alpha)$ (фрагменти (7),(8)) і $G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$ (фрагменти (11),(12)).

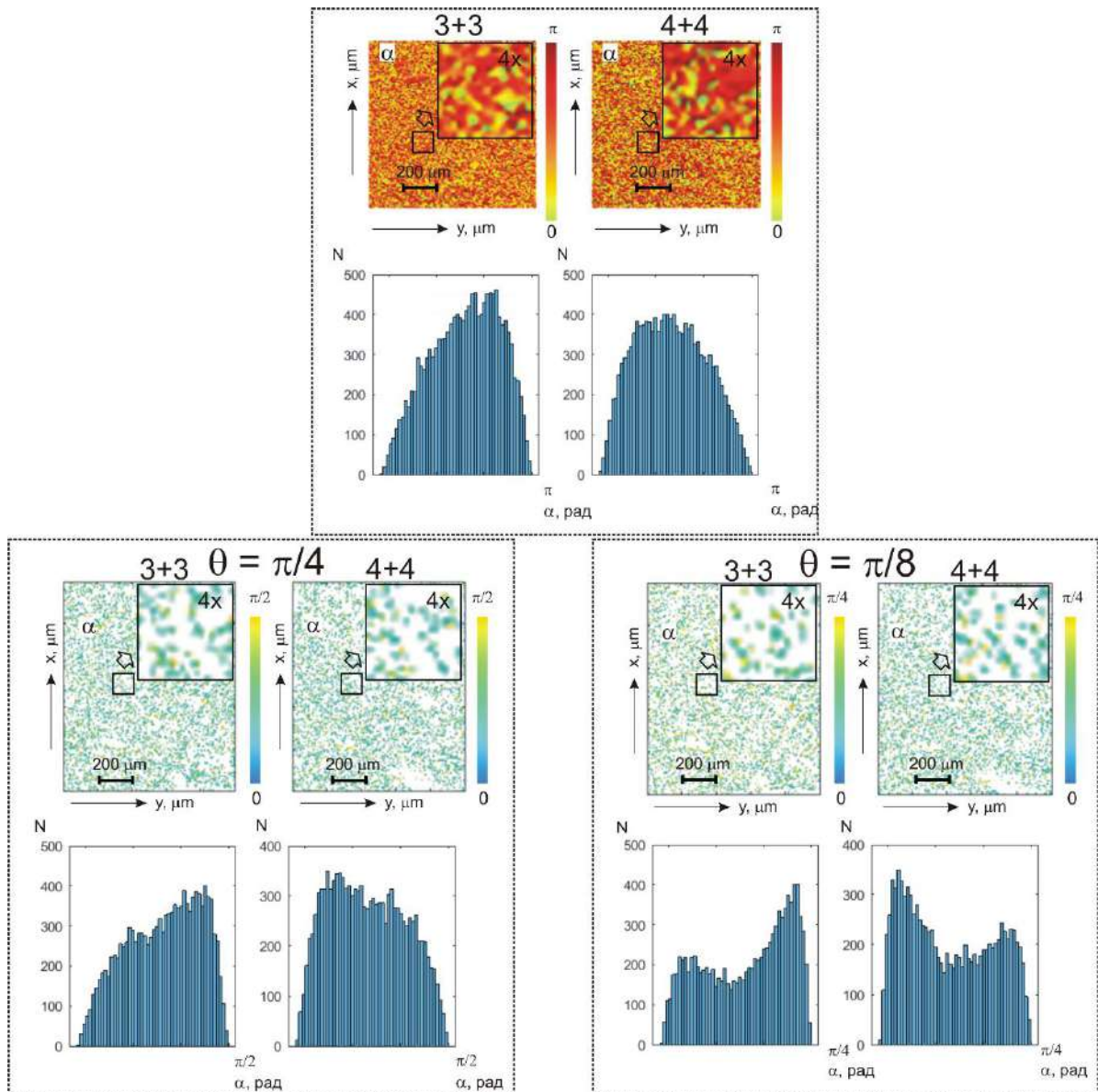


Рис. 5.9. Координатна та статистична структура мап азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких ($\tau \leq 0,01$) гістологічних зрізів біопсії злякисних високо (3+3) і низько (4+4) диференційованих пухлин простати - ліва і права колонка відповідно. Пояснення у тексті

Виявлено в цілому подібні до циклу досліджень оптично-тонких фібрилярних шарів міокарда (розділ 5, параграф 5.1.1, рис. 5.1, рис. 5.2, таблиця 5.1 і таблиця 5.2), гістологічних зрізів біопсії доброякісних і злякисних пухлин матки (розділ 5, параграф 5.1.3, рис. 5.5, рис. 5.6, таблиця

5.5 і таблиця 5.6), а саме - координатну неоднорідність та індивідуальну статистичну структуру Стоксполяриметричних (рис. 5.9, фрагменти (1),(2)) і поляризаційно-фазових (рис. 5.9, фрагменти (5),(6) і (9),(10)) мап азимута поляризації мікроскопічних зображень пухлин з різною диференціацією.

Результати статистичного аналізу мап $\alpha(m \times n)$ і $\alpha(\theta_k, m \times n)$ мікроскопічних зображень зразків пухлин типів приведені у таблиці 5.9.

Таблиця 5.9

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи азимута поляризації біопсії високо і низько диференційованих пухлин простати

Гістологічні зрізи біопсії пухлин простати			
Параметри	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,67 \pm 0,035$	$0,72 \pm 0,038$	69,2
Z_2	$0,58 \pm 0,031$	$0,64 \pm 0,034$	73,1
Z_3	$0,41 \pm 0,022$	$0,33 \pm 0,018$	80,7
Z_4	$0,32 \pm 0,017$	$0,24 \pm 0,014$	80,7
Фазовий переріз $\theta = \pi/4$			
Z_1	$0,53 \pm 0,027$	$0,59 \pm 0,032$	73,1
Z_2	$0,58 \pm 0,031$	$0,65 \pm 0,034$	76,9
Z_3	$0,85 \pm 0,046$	$0,71 \pm 0,037$	84,6
Z_4	$0,69 \pm 0,038$	$0,55 \pm 0,029$	84,6
Фазовий переріз $\theta = \pi/8$			
Z_1	$0,44 \pm 0,024$	$0,51 \pm 0,027$	76,9
Z_2	$0,53 \pm 0,028$	$0,62 \pm 0,033$	80,7
Z_3	$1,09 \pm 0,053$	$0,84 \pm 0,044$	88,5
Z_4	$1,21 \pm 0,069$	$0,99 \pm 0,051$	88,5

Установлено:

- Найбільш чутливими до змін мап азимута поляризації мікроскопічних зображень полікристалічної структури зразків аденокарциноми є статистичні моменти вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $G(\alpha)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \alpha)$, $G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$.

- Сценарії зміни величин статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біопсії аденокарциноми (3+3) і (4+4)

$$\left(\begin{array}{l} Z_{i=1,2}((3+3), (\alpha), (\theta_k)) > Z_{i=1,2}((4+4), (\alpha), (\theta_k)) \\ Z_{i=3,4}((3+3), (\alpha), (\theta_k)) < Z_{i=3,4}((4+4), (\alpha), (\theta_k)) \end{array} \right).$$

З фізичної точки зору отримані результати можуть бути пов'язані з злоякісними некротичними змінами, що призводять до “деградації” структурної анізотропії колагенових мереж за рахунок витончення волокон і зменшення розкиду напрямів $\Delta\rho(m \times n) \rightarrow \min$ їх укладання в об'ємі аденокарциноми низького ступеня диференціації 4+4. Зазначені некротичні зміни призводять до зменшення середнього $Z_1(\alpha, \rho, \delta) \downarrow$ та дисперсії $Z_2(\alpha, \rho, \delta) \downarrow$ флуктуацій величини азимута поляризації відповідного мікроскопічного зображення гістологічного зрізу біопсії аденокарциноми. При цьому величина статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $\alpha(m \times n)$ зростає, - $Z_{3,4}(\alpha, \rho, \delta) \uparrow$.

Результати інформаційного аналізу виявили наступні рівні точності диференціальної діагностики 3+3 і 4+4 станів аденокарциноми простати:

➤ Стоксполяриметричні мапи азимута поляризації – задовільний рівень $Ac(Z_4(\alpha)) = 80,7\%$.

➤ Поляризаційно-фазові мапи азимута поляризації – задовільний $Ac(Z_{3,4}(\alpha, \theta_k = \pi/4)) = 84,6\%$. і хороший $Ac(Z_{3,4}(\alpha, \theta_k = \pi/8)) = 88,5\%$ рівні.

5.3.2. Мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких гістологічних зрізів біопсії аденокарциноми простати з різним ступенем диференціації

На рис. 5.10 представлені результати дослідження поляризаційно-неоднорідних об'єктних полів оптично тонких зразків аденокарциноми високої (3+3) і низької (4+4) диференціації.

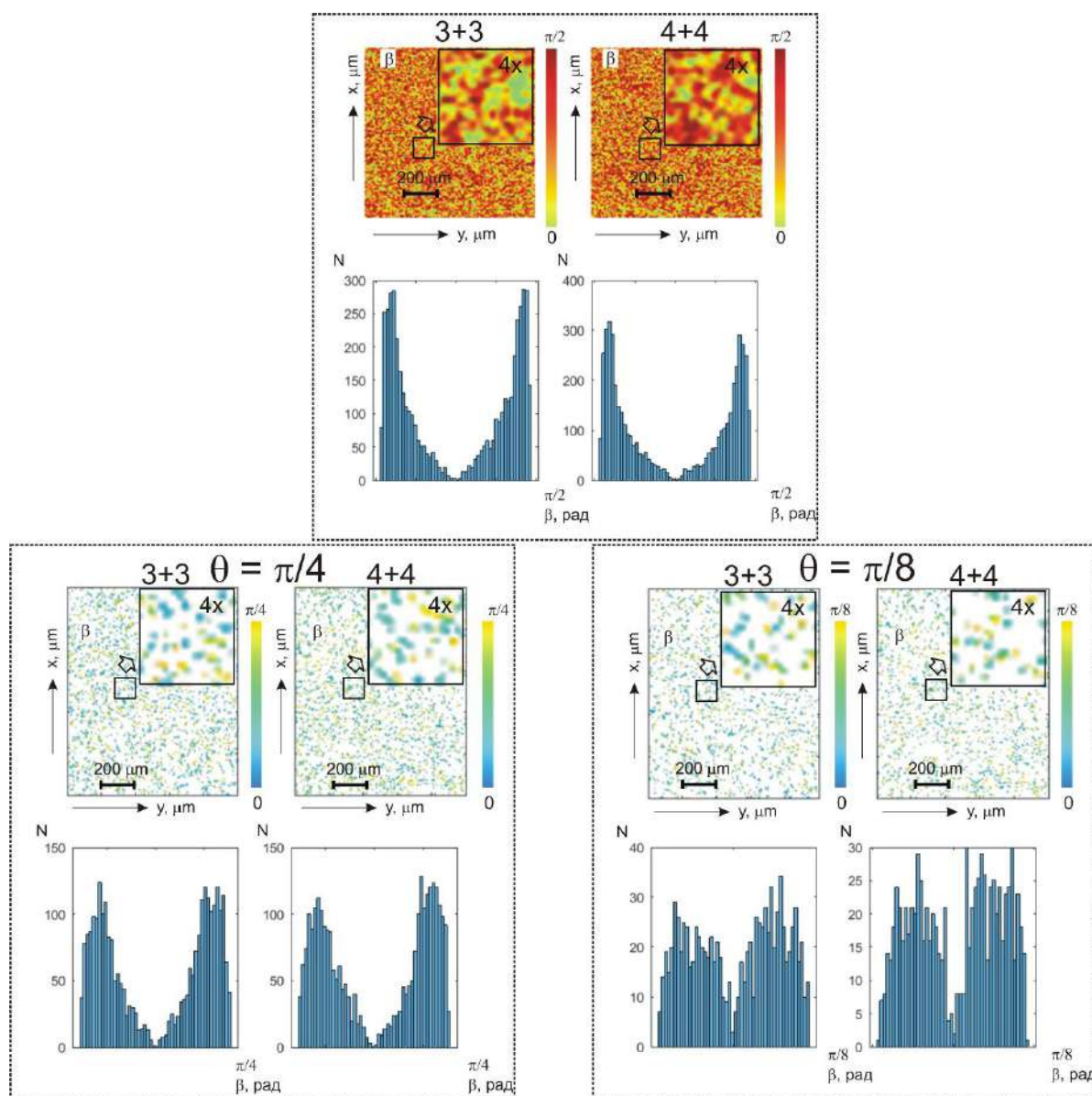


Рис. 5.10. Координатна та статистична структура пошарових мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких ($\tau \leq 0,01$) гістологічних зрізів біопсії злоякісних високо (3+3) і низько (4+4) диференційованих пухлин простати - ліва і права колонка, відповідно. Пояснення у тексті

Вектор-параметричне і поляризаційно-інтерференційне картографування виявило неоднорідну координатну структуру Стоксполяриметричних (рис. 5.10, фрагменти (1),(2)) і поляризаційно-фазових (рис. 5.10, фрагменти (5),(6) і (9),(10)) мап еліптичності мікроскопічних зображень оптично тонких гістологічних зрізів пухлин аденокарциноми.

У таблиці 5.10 наведені результати статистичного аналізу набору мап еліптичності поляризації $\beta(m \times n)$ і $\beta(\theta_k, m \times n)$.

Таблиця 5.10

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично-тонких гістологічних зрізів біопсії високо і низько диференційованих пухлин простати

Гістологічні зрізи біопсії пухлин простати			
Параметри	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,11 \pm 0,006$	$0,09 \pm 0,005$	73,1
Z_2	$0,18 \pm 0,01$	$0,14 \pm 0,008$	76,9
Z_3	$0,33 \pm 0,018$	$0,41 \pm 0,022$	80,7
Z_4	$0,77 \pm 0,041$	$0,88 \pm 0,046$	80,7
Фазовий переріз $\theta = \pi/4$			
Z_1	$0,13 \pm 0,007$	$0,09 \pm 0,005$	76,9
Z_2	$0,23 \pm 0,012$	$0,18 \pm 0,01$	80,7
Z_3	$0,29 \pm 0,016$	$0,37 \pm 0,021$	84,6
Z_4	$0,53 \pm 0,028$	$0,64 \pm 0,034$	84,6
Фазовий переріз $\theta = \pi/8$			
Z_1	$0,16 \pm 0,009$	$0,11 \pm 0,006$	80,7
Z_2	$0,23 \pm 0,012$	$0,16 \pm 0,007$	80,7
Z_3	$0,44 \pm 0,024$	$0,59 \pm 0,032$	88,5
Z_4	$0,63 \pm 0,034$	$0,78 \pm 0,041$	88,5

Виявлено:

- Відмінні від нормальних статистичні розподіли поляризаційно-фазових мап еліптичності мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біопсії пухлин простати з різним ступенем диференціації - $Z_{i=1,2,3,4}((\beta), (\theta_k = \pi/4, \beta), (\theta_k = \pi/8, \beta)) \neq 0$.
- Діагностичні маркери, які найбільш чутливі до змін розподілів величини еліптичності поляризації серії мікроскопічних зображень зразків злоякісних пухлин простати 3+3 і 4+4 - статистичні моменти вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $G(\beta)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \beta), G(\theta_k = \pi/8, \beta)$.

Результати інформаційного аналізу виявили певне підвищення (у порівнянні з даними картографування розподілів азимута поляризації) точності диференціальної діагностики аденокарциноми простати з високим (3+3) і низьким (4+4) ступенем диференціації:

- Стоксполяриметричні мапи еліптичності поляризації – задовільний рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) = 80,7\%$.
- Поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації – задовільний $Ac(Z_3(\beta, \theta_k = \pi/4)) = 80,7\%$ і хороший $Ac(Z_4(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 88,5\%$ рівні.

Наступним етапом нашого дослідження стало вивчення діагностичних можливостей вектор-параметричного та поляризаційно-інтерференційного методів картографування об'єктних полів, які сформовані шарами високо і низько диференційованих пухлин простати з багатократним об'ємним світлорозсіянням.

5.3.3. Мапи азимута поляризації зображень частково деполаризуючих зрізів пухлин простати з різною диференціацією

На серії фрагментів рис. 5.11 представлені мапи $\alpha(m \times n)$ мікроскопічних зображень аденокарциноми простати з високою (3+3) і

низькою (4+4) диференціацією ((1),(2)); поляризаційно-фазові розподіли $\alpha(\theta_k, m \times n)$ для наступних фазових вибірок $\theta_k = \pi/4$, ((5),(6)) і $\theta_k = \pi/8$, ((9),(10)), а також гістограми $G(\alpha)$, ((3),(4)); $G(\theta_k = \pi/4, \alpha)$, ((7),(8)) і $G(\theta_k = \pi/8, \alpha)$, ((11),(12)).

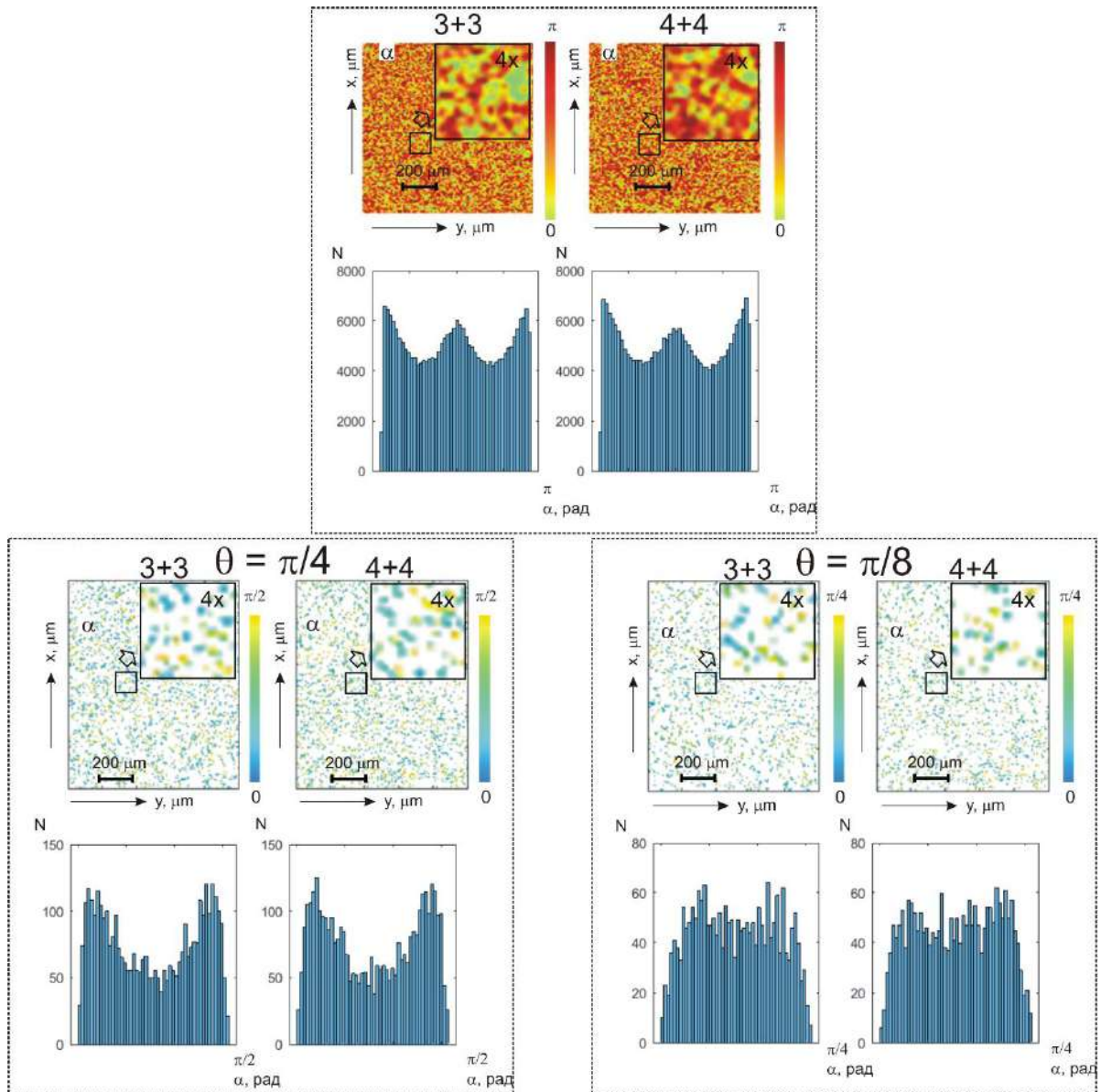


Рис. 5.11. Координатна та статистична структура мап азимута поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих ($\tau \geq 0,01$) гістологічних зрізів біопсії злоякісних високо (3+3) і низько (4+4) диференційованих пухлин простати - ліва і права колонка, відповідно. Пояснення у тексті

Таблиця 5.11

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи азимута поляризації зображень частково деполяризуючих гістологічних зрізів біопсії високо і низько диференційованих пухлин простати

Гістологічні зрізи біопсії пухлин простати			
Параметри	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,81 \pm 0,005$	$0,93 \pm 0,005$	61,5
Z_2	$0,83 \pm 0,045$	$0,86 \pm 0,046$	61,5
Z_3	$0,33 \pm 0,018$	$0,39 \pm 0,021$	69,2
Z_4	$0,51 \pm 0,027$	$0,58 \pm 0,031$	69,2
Фазовий переріз $\theta = \pi/4$			
Z_1	$0,13 \pm 0,007$	$0,15 \pm 0,008$	65,4
Z_2	$0,75 \pm 0,039$	$0,81 \pm 0,043$	65,4
Z_3	$0,59 \pm 0,031$	$0,51 \pm 0,027$	73,1
Z_4	$0,68 \pm 0,036$	$0,59 \pm 0,032$	73,1
Фазовий переріз $\theta = \pi/8$			
Z_1	$0,91 \pm 0,048$	$0,95 \pm 0,051$	69,2
Z_2	$0,66 \pm 0,035$	$0,71 \pm 0,037$	69,2
Z_3	$0,42 \pm 0,023$	$0,35 \pm 0,029$	76,9
Z_4	$0,34 \pm 0,019$	$0,26 \pm 0,015$	76,9

Аналіз одержаних результати виявив переважний вплив механізмів вторинної інтерференції, яка формує еліптично поляризовану дифузну компоненту об'єктного поля.. Внаслідок цього одержано незадовільні рівні діагностичної чутливості у диференціації таких станів $< 80\%$.

5.3.4. Мапи еліптичності поляризації частково деполяризуючих шарів біопсії пухлин простати

На рис. 5.12 представлені результати дослідження об'єктних полів частково деполяризуючих зразків аденокарциноми простати с високим (3+3) і низьким (4+4) ступенем диференціації

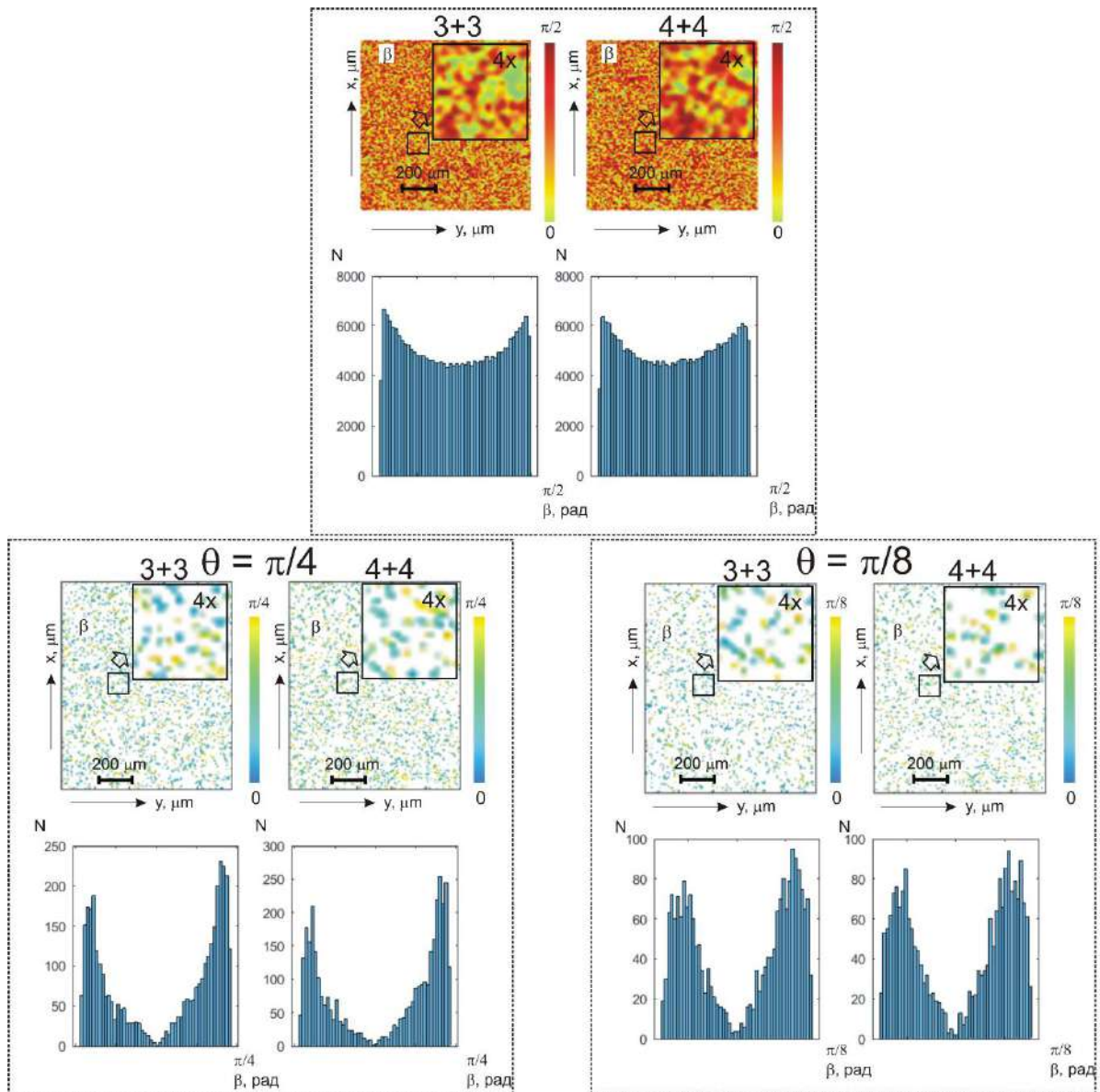


Рис. 5.12. Координатна та статистична структура мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполяризуючих ($\tau > 0,01$) гістологічних зрізів біопсії злоякісних високо (3+3) і низько (4+4) диференційованих пухлин простати - ліва і права колонка, відповідно. Пояснення у тексті

Аналіз одержаних результатів виявив достатньо тотожну структуру серії експериментально одержаних Стоксполяриметричних (рис. 5.12, фрагменти (1),(2)) і поляризаційно-фазових (рис. 5.12, фрагменти (5),(6) і (9),(10)) мап еліптичності мікроскопічних зображень частково деполаризуючих гістологічних зрізів біопсії пухлин з високим і низьким рівнем диференціації.

Результати статистичного аналізу мап еліптичності поляризації $\beta(m \times n)$ і $\beta(\theta_k, m \times n)$ ілюструє таблиця 5.12.

Таблиця 5.12

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують мапи еліптичності поляризації мікроскопічних зображень частково деполаризуючих гістологічних зрізів біопсії високо і низько диференційованих пухлин простати

Гістологічні зрізи біопсії пухлин простати			
Параметри	Група 1	Група 2	Ас, %
Z_1	$0,105 \pm 0,006$	$0,095 \pm 0,006$	69,2
Z_2	$0,38 \pm 0,021$	$0,42 \pm 0,023$	69,2
Z_3	$0,21 \pm 0,012$	$0,16 \pm 0,009$	76,9
Z_4	$0,18 \pm 0,01$	$0,13 \pm 0,007$	76,9
Фазовий переріз $\theta = \pi/4$			
Z_1	$0,15 \pm 0,008$	$0,13 \pm 0,007$	69,2
Z_2	$0,22 \pm 0,12$	$0,18 \pm 0,01$	73,1
Z_3	$0,78 \pm 0,042$	$0,67 \pm 0,035$	80,7
Z_4	$0,94 \pm 0,041$	$0,83 \pm 0,043$	80,7
Фазовий переріз $\theta = \pi/8$			
Z_1	$0,18 \pm 0,01$	$0,14 \pm 0,008$	73,1
Z_2	$0,24 \pm 0,013$	$0,195 \pm 0,011$	76,9
Z_3	$0,63 \pm 0,032$	$0,51 \pm 0,026$	84,6
Z_4	$0,88 \pm 0,045$	$0,75 \pm 0,039$	84,6

Статистичний аналіз експериментальних даних показав найбільшу діагностичну чутливість статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $G(\beta)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \beta), G(\theta_k = \pi/8, \beta)$.

Результати інформаційного аналізу виявили певне підвищення до задовільного рівня точності диференціальної діагностики пухлин простати 3+3 і 4+4 з використанням фазового сканування об'єктного поля – поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації – задовільний рівень $Ac(Z_3(\beta, \theta_k = \pi/4)) = 80,7\%$, $Ac(Z_4(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 82,4\%$.

5.4. Основні результати і висновки до розділу 5

1. Представлені та фізично проаналізовані експериментальні результати діагностичного застосування методів вектор-параметричного і поляризаційно-інтерференційного картографування з фазовим скануванням алгоритмічно відтворених мап азимута і еліптичності об'єктних полів біологічних шарів для диференціальної діагностики некротичних і патологічних змін оптично анізотропної полікристалічної складової тканин органів людини:

- Міокард – “ішемічна хвороба серця (ІХС) – гостра коронарна недостатність (ГКН)”.
- Матка – “доброякісні (міома) – злоякісні (карцинома)” пухлини.
- Простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”.

2. Для всіх типів патології встановлено:

- Індивідуально статистику сукупності мап азимута і еліптичності поляризації мікроскопічних зображень – всі статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують гістограми $G(\alpha, \beta)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \alpha, \beta)$, $G(\theta_k = \pi/8, \alpha, \beta)$, відмінні від нуля - $Z_{i=1,2,3,4}((\alpha, \beta), (\theta_k = \pi/4, \alpha, \beta), (\theta_k = \pi/8, \alpha, \beta)) \neq 0$.
- Найбільш чутливими до змін координатної структури мап азимута і еліптичності поляризації мікроскопічних зображень зразків гістологічних зрізів біологічних тканин виявилися статистичні моменти вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $G(\alpha, \beta)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \alpha, \beta)$, $G(\theta_k = \pi/8, \alpha, \beta)$.

3. Виявлено наступні максимальні рівні точності диференціальної діагностики некротичних і патологічних станів з використанням оптично тонких гістологічних зрізів біологічних тканин:

- Міокард:

➤ Стоксполяриметричні мапи еліптичності поляризації – хороший рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) = 87,9\%$.

➤ Поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації – хороший $Ac(Z_3(\beta, \theta_k = \pi/4)) = 87,5\%$, дуже хороший $Ac(Z_4(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 91,7\%$ і відмінний $Ac(Z_{3,4}(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 95,8\%$ рівні.

- Матка:

➤ Стоксполяриметричні мапи еліптичності поляризації – хороший рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) = 85,7\%$.

➤ Поляризаційно-фазові мапи еліптичності – хороший $Ac(Z_3(\beta, \theta_k = \pi/4)) = 89,2\%$, дуже хороший $Ac(Z_4(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 91,7\%$ і дуже хороший $Ac(Z_{3,4}(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 92,8\%$ рівні.

- Простата:

➤ Стоксполяриметричні мапи еліптичності поляризації – задовільний рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) = 80,7\%$.

➤ Поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації – задовільний $Ac(Z_3(\beta, \theta_k = \pi/4)) = 80,7\%$ і хороший $Ac(Z_4(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 88,5\%$ рівні.

4. Для частково деполяризуючих гістологічних зрізів біологічних тканин всіх типів максимальні рівні точності диференціальної діагностики некротичних і патологічних станів з використанням методів вектор-параметричного і поляризаційно-інтерференційного картографування з цифровим алгоритмічним відтворенням розподілів комплексних амплітуд не перевищують задовільного рівня.

P.S.

В якості головних інформаційних параметрів ми використовували статистичні характеристики мап азимута і еліптичності поляризації мікроскопічних зображень оптично тонких і частково деполаризуючих гістологічних зрізів біологічних тканин різної морфологічної будови і патологічного стану. Разом з тим для експериментально виміряних мап поляризаційних параметрів притаманна не тільки індивідуальна статистична структурність, але й топографічна масштабна неоднорідність. Тому з метою покращення діагностичних можливостей розроблених нами методів для аналізу об'єктних полів частково деполаризуючих дифузних шарів біологічних тканин ми скористалися синтезом фазового сканування алгоритмічно відтвореного поля комплексних амплітуд з його додатковим масштабно-селективним вейвлет аналізом.

РОЗДІЛ 6

МАСШТАБНО-СЕЛЕКТИВНА ВЕЙВЛЕТ-ДИФЕРЕНЦІАЦІЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВИХ МАП АЗИМУТА І ЕЛІПТИЧНОСТІ БАГАТОКРАТНО РОЗСІЯНИХ ОБ’ЄКТНИХ ПОЛІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

У даному розділі представлені результати вейвлет-аналізу поляризаційно-фазових мап азимута і еліптичності поляризації дифузних зображень біологічних тканин з наступними патологіями:

- Міокард – “ішемічна хвороба серця (ІХС) – гостра коронарна недостатність (ГКН)”.
- Легенева тканина – “астма – фіброз”.
- Простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”.

Приведені координатні мапи і лінійні перерізи різномасштабних вейвлет коефіцієнтів, які характеризують розподіли величини азимута і еліптичності поляризації багатократно розсіяного об’єктного поля біологічних тканин різної морфологічної будови та патологічного стану у фазовому перерізі $\theta = \pi/8$, де вплив дифузної компоненти мінімізований.

Представлені таблиці статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини амплітуди різно масштабних вейвлет коефіцієнтів мап азимута і еліптичності поляризації та виявлені діагностичні рівні точності диференціації різних патологічних станів.

Наведено структурно-логічну схему дизайну вейвлет діагностики трансформації полікристалічної структури дифузних біологічних об’єктів.

Вейвлет діагностика трансформації полікристалічної структури дифузних біологічних об'єктів		
Об'єкти дослідження		
Оптично-товсті гістологічні зрізи біологічних тканин		
Міокард	Легенева тканина	Простата
Патології		
ІХС – ГКН	БА – ФЛ	3+3 – 4+4
Експериментальні методи		
Поляризаційно-інтерференційне картографування і фазове сканування алгоритмічно відтвореного поля комплексних амплітуд гістологічних зрізів		
Поляризаційно-фазові мапи розподілів величини азимута і еліптичності для фазової вибірки ($\theta = \pi/8$) розсіяння мінімальної кратності		
Результати вейвлет аналізу		
Мапи вейвлет-коефіцієнтів розподілів ($\theta = \pi/8$) величини азимута і еліптичності поляризації		
Статистичний аналіз експериментальних результатів		
Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують флуктуації амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів ($\theta = \pi/8$) величини азимута і еліптичності поляризації		
Критерії (маркери) диференціальної діагностики		
Збалансована точність методу вейвлет-аналізу		

6.1. Вейвлет диференціація мап азимута поляризації мікроскопічних зображень полікристалічної структури гістологічних зрізів міокарда померлих з різною нозологією

На фрагментах рис. 6.1 представлені результати вейвлет аналізу $W(\omega_k, b)$ мап азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ частково деполаризуючих гістологічних зрізів міокарда померлих внаслідок ІХС і ГКН. Статистичні параметри (середнє $Z_1(\omega_k)$ і дисперсія $Z_2(\omega_k)$), які характеризують різномасштабні залежності амплітуд $\omega_k(a = 15)$ і $\omega_k(a = 55)$ вейвлет коефіцієнтів представлені в таблиці 6.1, рис. 6.2.

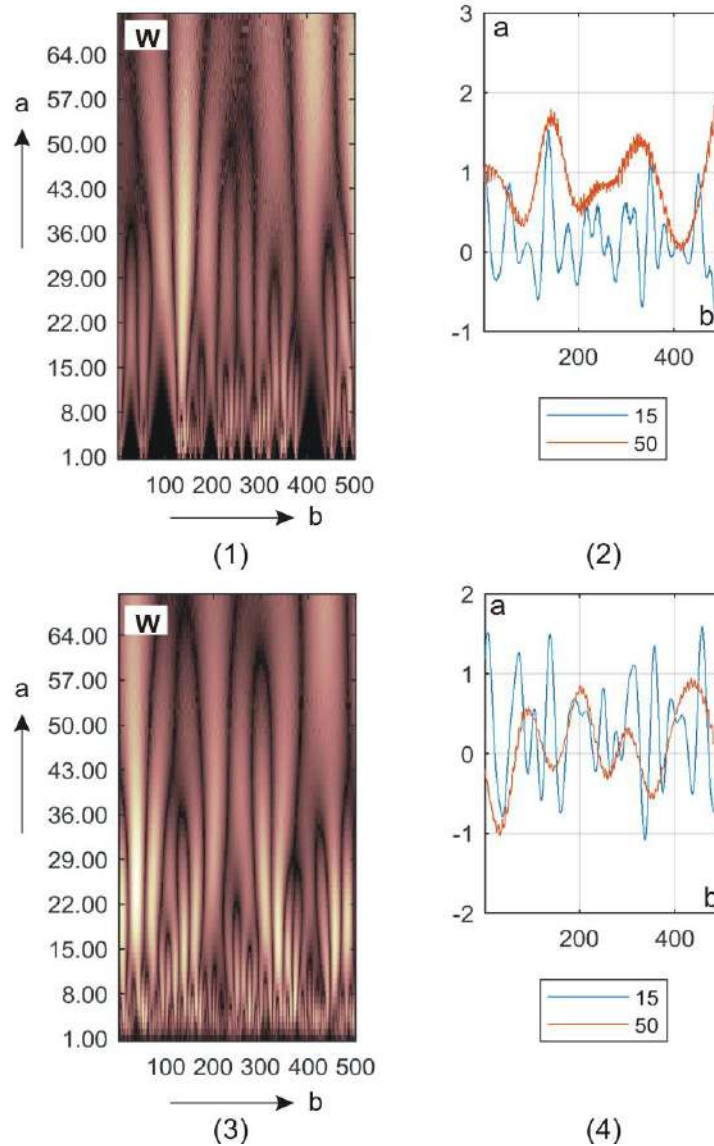


Рис. 6.1. Мапи (ліва колонка) і лінійні перерізи (права колонка) різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів ω_k мап азимута поляризації $\alpha(\theta \pi/8, t \times n)$ гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС (верхній рядок) і ГКН (нижній рядок). Пояснення у тексті

З одержаних даних випливає:

- Масштабно-селективна структурність мап вейвлет коефіцієнтів $W(\omega_k, b)$ координатних розподілів величини азимута поляризації $\alpha(\theta, t \times n)$ фазового ($\theta = \pi/8$) перерізу мікроскопічного зображення частково деполаризуючих гістологічних зрізів міокарда померлих внаслідок ІХС і ГКН.

- Координатна неоднорідність розподілів амплітуд вейвлет коефіцієнтів $W(\omega_k, b)$ мап азимута поляризації $\alpha(= \pi/8, m \times n)$ мікроскопічного зображення зразків міокарда обох типів.
- Індивідуальна модуляція величини амплітуд $\omega_k(a = 15)$ і $\omega_k(a = 55)$ вейвлет коефіцієнтів ω_k .
- Для випадку ІХС максимальна амплітуда і варіації величини вейвлет коефіцієнтів ω_k мають місце на великих масштабах скануючої мапи азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ вейвлет-функції.
- Для випадку ГКН максимальна амплітуда і варіації величини вейвлет коефіцієнтів ω_k мають місце на малих масштабах скануючої мапи азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ вейвлет-функції.

Динаміку масштабної залежності величини середнього Z_1 і дисперсії Z_2 розподілів амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ω_k мапи азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС і ГКН ілюструє рис. 6.2.

A	1	8	15	22	29	36	43	50	57	64
ІХС)										
Z_1	0,08	0,12	0,18	0,15	0,13	0,066	0,079	0,09	0,075	0,05
Z_2	0,18	0,29	0,46	0,32	0,21	0,31	0,38	0,43	0,35	0,08
ГКН										
Z_1	0,105	0,14	0,29	0,22	0,18	0,09	0,105	0,12	0,09	0,081
Z_2	0,24	0,36	0,68	0,52	0,45	0,41	0,47	0,55	0,49	0,12

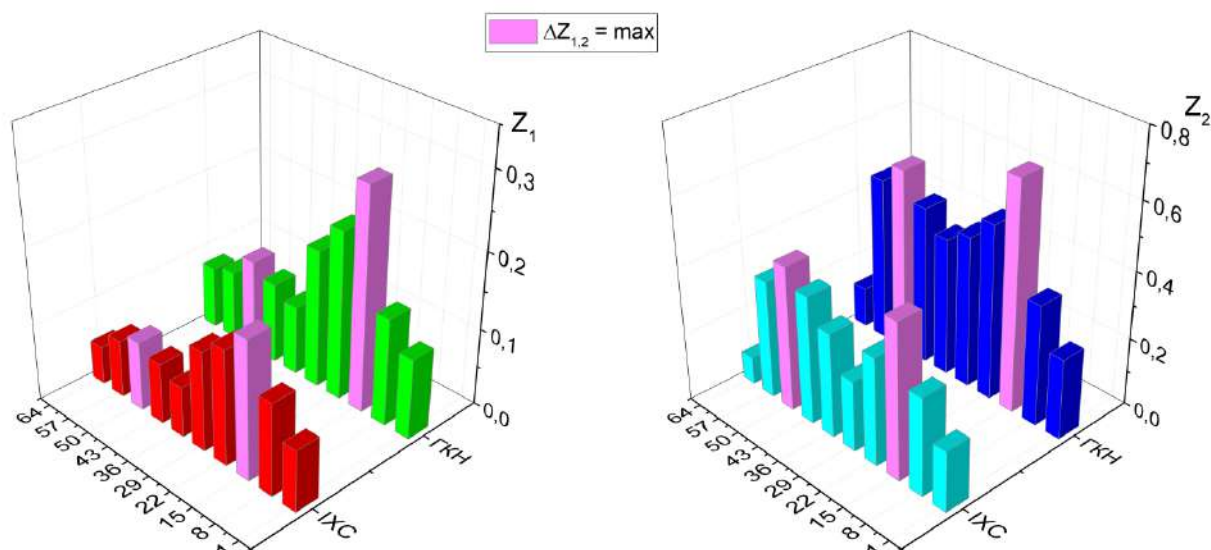


Рис. 6.2. Масштабні залежності величини середнього Z_1 и дисперсії Z_2 флуктуацій амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мапи $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС і ГКН. Пояснення у тексті

Таблиця 6.1

Середнє Z_1 та дисперсія Z_2 флуктуацій амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС і ГКН

$a_{min} = 15$			
Z_i	ІХС	ГКН	$A_c, \%$
Z_1	$0,18 \pm 0,01$	$0,29 \pm 0,016$	91,7
Z_2	$0,46 \pm 0,025$	$0,68 \pm 0,036$	95,8
$a_{max} = 50$			
Z_i	ІХС	ГКН	$A_c, \%$
Z_1	$0,09 \pm 0,005$	$0,12 \pm 0,007$	87,5
Z_2	$0,43 \pm 0,023$	$0,55 \pm 0,029$	87,5

Статистична оцінка розподілів амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів ω_k мапи азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС і ГКН виявила:

- Наступні сценарії зміни статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, які характеризують флуктуації амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів ω_k -
$$\begin{aligned} Z_{1,2}(\text{ІХС}, \omega_k, \min) &< Z_{1,2}(\text{ГКН}, \omega_k, \min); \\ Z_{1,2}(\text{ІХС}, \omega_k, \max) &< Z_{1,2}(\text{ГКН}, \omega_k, \max). \end{aligned}$$
- Рівні точності диференціальної діагностики:
 - Для малих масштабів $a_{\min} = 15$ - дуже хороший $Ac(Z_1) = 91,7\%$ і відмінний $Ac(Z_2) = 95,8\%$ рівні.
 - Для великих масштабів $a_{\max} = 50$ – хороший рівень $Ac(Z_{1,2}) = 87,5\%$

Порівняльний аналіз діагностичної ефективності вейвлет аналізу з даними вектор-параметричного і поляризаційно-інтерференційного картографування мап азимута поляризації частково деполаризуючих зразків гістологічних зрізів міокарда (розділ 5, параграф 5.1.3, таблиця 5.3) виявили значне підвищення точності – від задовільного (83,3%) до відмінного рівня 95,8%.

Одержані результати масштабно-селективної диференціації структурних елементів мап азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ фізично можна пов'язати з тим, що у випадку ГКН масштабні зміни геометричних розмірів двопротенезаломлюючих фібрил міокарда переважним чином відбуваються на великих масштабах. Дрібно масштабна структура залишається практично неушкодженою. Тому для такого діапазону розмірів має місце максимальна модуляція величини азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ і відповідно максимальні варіації значень амплітуд вейвлет коефіцієнтів ω_k .

Зворотна картина має місце при випадках ІХС, де некротичної деградації в першу чергу зазнають дрібномасштабні волокна і максимальна модуляція величини азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ (а відповідно і вейвлет-коефіцієнтів ω_k) має місце на великомасштабних фібрилярних елементах.

6.2. Вейвлет диференціація мап еліптичності поляризації гістологічних зрізів міокарда померлих з різною нозологією

На серії фрагментів рис. 6.3 ведені результати застосування вейвлет аналізу $W(\omega_k, b)$ мап еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ зображення гістологічних зрізів міокарда померлих внаслідок ІХС і ГКН.

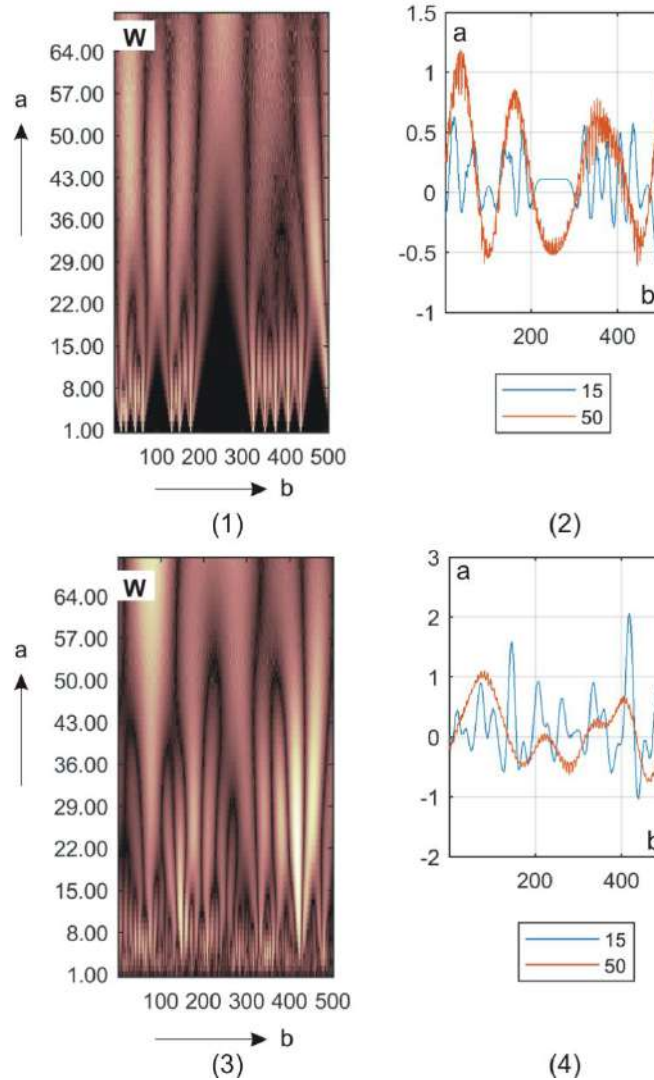


Рис. 6.3. Мапи (ліва колонка) і лінійні перерізи (права колонка) різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС (верхній рядок) і ГКН (нижній рядок). Пояснення у тексті

Дані про статистичні параметри (середнє $Z_1(\omega_k)$ і дисперсія $Z_2(\omega_k)$), які характеризують різномасштабні залежності амплітуд $\omega_k(a = 15)$ і $\omega_k(a =$

55) вейвлет коефіцієнтів мап еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ представлені в таблиці 6.2, рис. 6.4.

Одержані результати виявили:

- Наявність координатної залежності розподілів амплітуд різномасштабних вейвлет коефіцієнтів $W(\omega_k, b)$ мап еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічного зображення дифузних зразків міокарда обох типів.
- Різну модуляцію величини амплітуд $\omega_k(a = 15)$ і $\omega_k(a = 50)$ вейвлет коефіцієнтів ω_k мап еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічного зображення дифузних зразків міокарда обох типів.
- Для випадку ІХС наявність максимальної амплітуди і розкиду величини вейвлет коефіцієнтів ω_k мають місце на великих масштабах скануючої мапи еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ вейвлет-функції.
- Для випадку ГКН на малих масштабах скануючої мапи еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ вейвлет-функції реалізується максимальна амплітуда і варіації величини вейвлет коефіцієнтів ω_k .

На рис. 6.4 приведені залежності, які характеризують динаміку залежності величини середнього Z_1 и дисперсії Z_2 флуктуацій амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів ω_k мап еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС і ГКН.

A	1	8	15	22	29	36	43	50	67	64
ІХС										
Z_1	0,04	0,07	0,11	0,08	0,07	0,065	0,061	0,14	0,11	0,095
Z_2	0,16	0,25	0,31	0,23	0,19	0,17	0,14	0,62	0,51	0,44
ГКН										
Z_1	0,11	0,14	0,18	0,15	0,12	0,11	0,095	0,08	0,05	0,04
Z_2	0,34	0,48	0,59	0,52	0,44	0,39	0,31	0,39	0,28	0,22

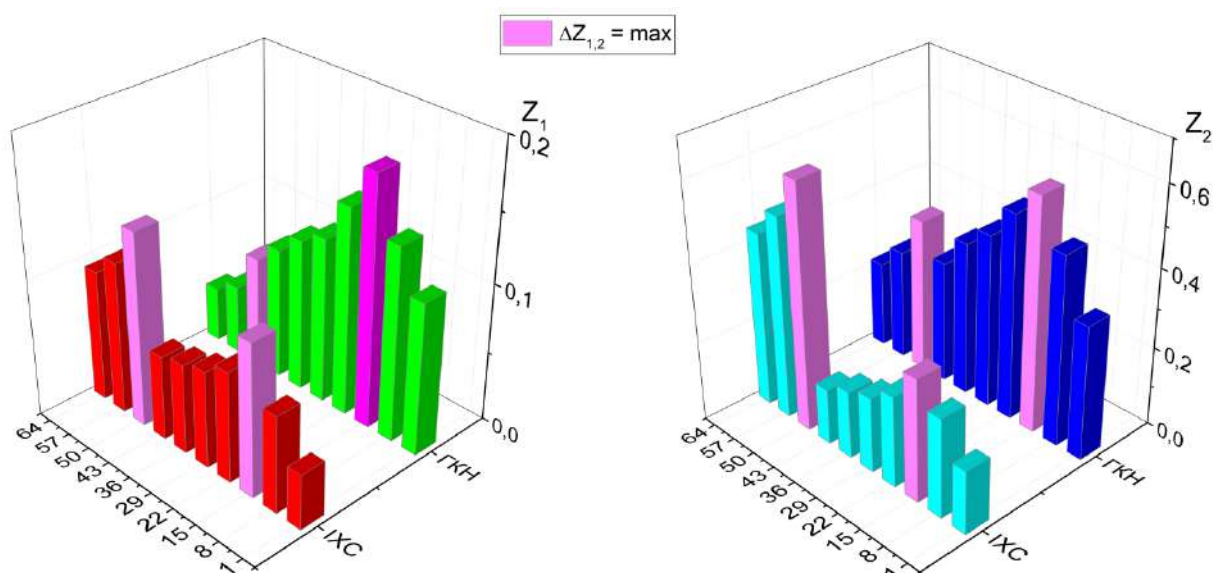


Рис. 6.4. Залежності величини середнього Z_1 и дисперсії Z_2 флуктуацій амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів мап $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС і ГКН. Пояснення у тексті

Таблиця 6.2

Середнє Z_1 та дисперсія Z_2 флуктуацій амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів мап еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС і ГКН

$a_{min} = 15$			
Z_i	ІХС	ГКН	$A_c, \%$
Z_1	$0,11 \pm 0,006$	$0,18 \pm 0,01$	95,8
Z_2	$0,31 \pm 0,016$	$0,59 \pm 0,031$	100
$a_{max} = 50$			
Z_i	ІХС	ГКН	$A_c, \%$
Z_1	$0,14 \pm 0,008$	$0,08 \pm 0,005$	91,7
Z_2	$0,62 \pm 0,033$	$0,39 \pm 0,021$	91,7

Статистичний аналіз флуктуацій амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів ω_k координатних розподілів $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних

зображень гістологічних зрізів міокарда померлих від ІХС і ГКН виявив наступні сценарії зміни статистичних моментів 1-го і 2-го порядків -

$$Z_{1,2}(\text{ІХС}, \omega_k, \min) \ll Z_{1,2}(\text{ГКН}, \omega_k, \min);$$

$$Z_{1,2}(\text{ІХС}, \omega_k, \max) < Z_{1,2}(\text{ГКН}, \omega_k, \max).$$

Установлені високі рівні точності диференціальної діагностики:

- Для малих масштабів $a_{\min} = 15$ – відмінний рівень $Ac(Z_1) = 95,8\%$ і $Ac(Z_2) = 100\%$.
- Для великих масштабів $a_{\max} = 50$ – дуже хороший рівень $Ac(Z_{1,2}) = 91,7\%$

Зіставлення параметрів діагностичної ефективності вейвлет аналізу з даними вектор-параметричного і поляризаційно-інтерференційного картографування мап еліптичності поляризації частково деполаризуючих зразків гістологічних зрізів міокарда (розділ 5, параграф 5.1.4, таблиця 5.4) виявили суттєве підвищення точності – від задовільного (83,3%) до відмінного рівня 100%.

Як і у випадку масштабно-селективного аналізу векторної структурності об'єктного поля частково деполаризуючих шарів міокарда одержані результати вейвлет диференціації структурних елементів топографічних мап еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, t \times n)$ фізично можна пов'язати з великомасштабними змінами геометричних розмірів двопротенезаломлюючих фібрил міокарда для випадку ГКН. Тому для них має місце максимальна модуляція величини еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, t \times n)$ і, відповідно варіацій амплітуд вейвлет коефіцієнтів ω_k . Для ІХС максимальна модуляція $\beta(\theta = \pi/8, t \times n)$ (а відповідно і вейвлет-коефіцієнтів ω_k) має місце на великомасштабних фібрилярних елементах.

6.3. Вейвлет диференціація мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів легеневої тканини померлих з різною нозологією

Досліджувалися дві групи гістологічних зрізів легеневої тканини померлих від інфаркту міокарда з наступними супутніми патологіями легень бронхіальною астмою (БА, - 15 зразків) і фіброзом легень (ФЛ, - 15 зразків).

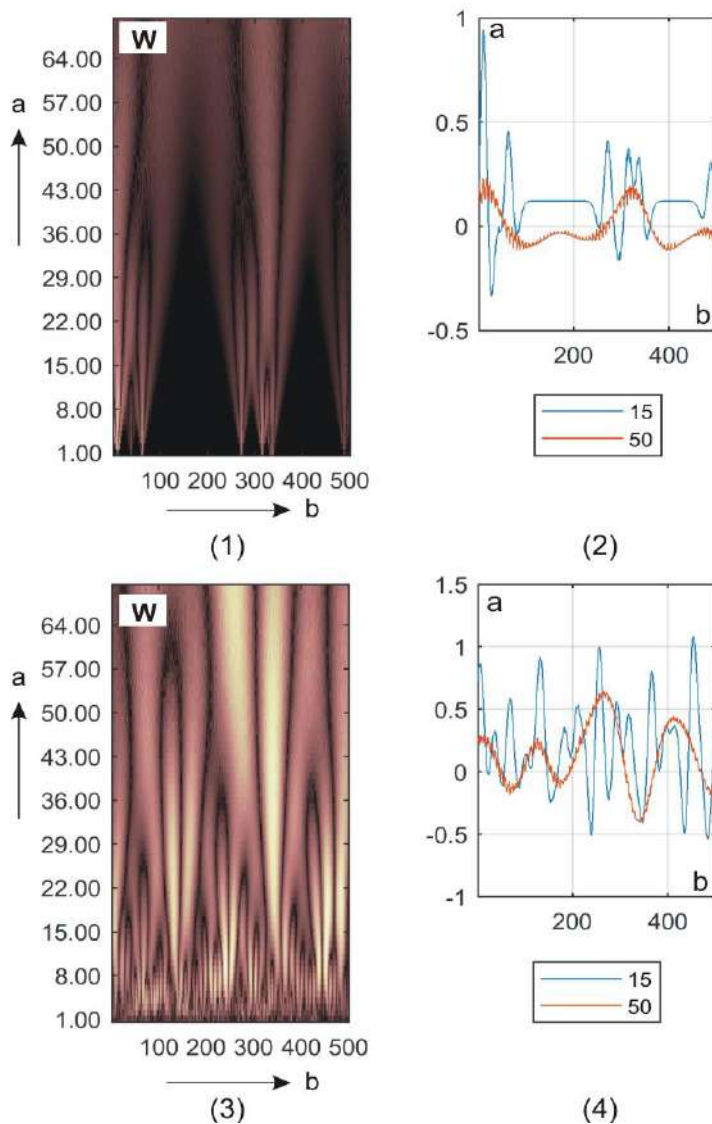


Рис. 6.5. Мапи (ліва колонка) і лінійні перерізи (права колонка) різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів розподілів $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів легеневої тканини померлих від БА (верхній рядок) і ФЛ (нижній рядок). Пояснення у тексті

На серії фрагментів рис. 6.5 приведені результати вейвлет аналізу $W(\omega_k, b)$ мап азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічного зображення частково деполяризуючих зрізів легеневої тканини з БА і ФЛ.

Одержані результати масштабно-селективного аналізу виявили:

- Структурну неоднорідність мап вейвлет коефіцієнтів $W(\omega_k, b)$, які характеризують мапи $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ зображення частково деполяризуючих гістологічних зрізів легеневої тканини з БА і ФЛ.
- Координатну залежність розподілів вейвлет коефіцієнтів $W(\omega_k, b)$, які характеризують мапи азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічного зображення дифузних зразків легеневої тканини з обома типами патології.
- Індивідуальну глибину модуляції величини амплітуд $\omega_k(a = 22)$ і $\omega_k(a = 43)$ вейвлет коефіцієнтів ω_k мап $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічного зображення зразків легеневої тканини з БА і ФЛ.
- Для випадку БА наявність мінімальної амплітуди вейвлет коефіцієнтів ω_k на всіх масштабах скануючої мапу азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ вейвлет-функції.
- Для випадку ФЛ наявність максимальної амплітуди і розкиду величини вейвлет коефіцієнтів ω_k на всіх масштабах скануючої мапу $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ вейвлет-функції.

Дані статистичного аналізу - середнє $Z_1(\omega_k)$ і дисперсія $Z_2(\omega_k)$, які характеризують різномасштабні залежності амплітуд $\omega_k(a = 22)$ і $\omega_k(a = 43)$ вейвлет коефіцієнтів мап азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ представлені в таблиці 6.3 і на серії залежностей рис. 6.6.

A	1	8	15	22	29	36	43	50	67	64
БА (a=22)										
Z_1	0,085	0,102	0,13	0,19	0,145	0,12	0,09	0,071	0,064	0,065
Z_2	0,12	0,16	0,22	0,31	0,24	0,19	0,14	0,12	0,106	0,09
ФЛ (a=22)										
Z_1	0,14	0,16	0,21	0,29	0,23	0,19	0,16	0,125	0,094	0,096
Z_2	0,18	0,23	0,35	0,49	0,37	0,31	0,32	0,25	0,21	0,14

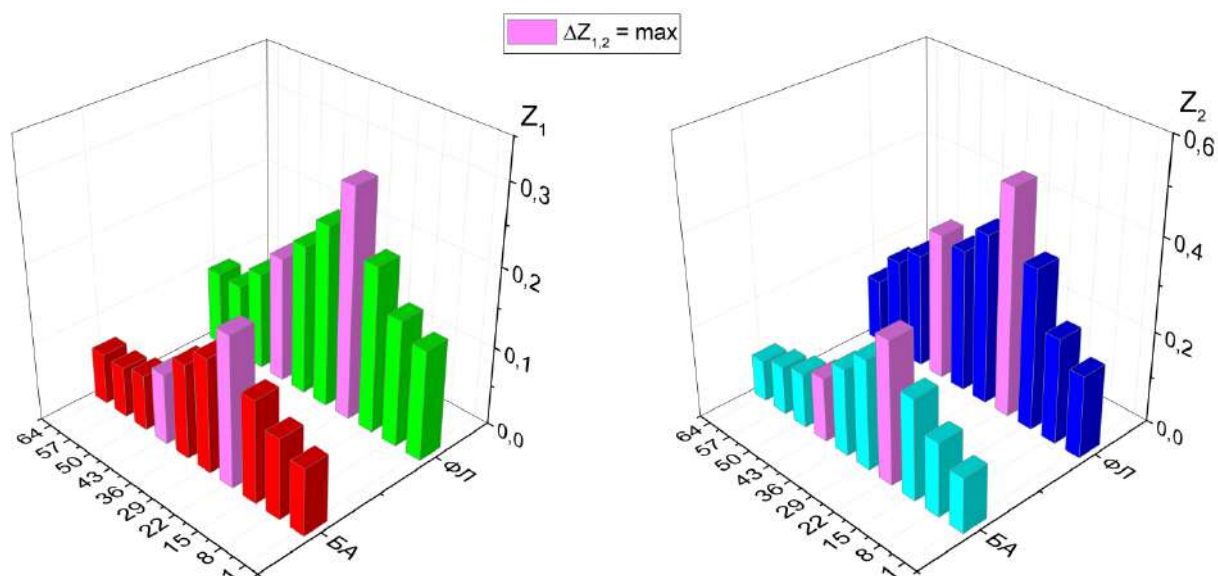


Рис. 6.6. Залежності величини середнього Z_1 і дисперсії Z_2 розподілів флуктуацій амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мапи $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда померлих від БА і ФЛ. Пояснення у тексті

Таблиця 6.3

Середнє Z_1 та дисперсія Z_2 розподілів флуктуацій амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів мапи $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів легеневої тканини померлих від БА і ФЛ

$a_{min} = 22$			
Z_i	БА	ФЛ	$A_c, \%$
Z_1	$0,19 \pm 0,01$	$0,29 \pm 0,016$	90
Z_2	$0,31 \pm 0,017$	$0,49 \pm 0,027$	93,3
$a_{max} = 43$			
Z_i	БА	ФЛ	$A_c, \%$
Z_1	$0,09 \pm 0,005$	$0,16 \pm 0,09$	93,3
Z_2	$0,14 \pm 0,08$	$0,32 \pm 0,018$	96,7

Виявлено наступні сценарії зміни статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, які характеризують флуктуації амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів ω_k координатних розподілів величини азимута поляризації

$$\alpha(\theta = \pi/8, m \times n) - \begin{matrix} Z_{1,2}(\text{БА}, \omega_k, \min) \ll Z_{1,2}(\text{ФЛ}, \omega_k, \min); \\ Z_{1,2}(\text{БА}, \omega_k, \max) \ll Z_{1,2}(\text{ФЛ}, \omega_k, \max). \end{matrix}$$

Установлені високі рівні точності диференціальної діагностики:

- Для малих масштабів $a_{\min} = 22$ – хороший і дуже хороший рівень $Ac(Z_1) = 90\%$ і $Ac(Z_2) = 93,3\%$.
- Для великих масштабів $a_{\max} = 43$ – дуже хороший $Ac(Z_1) = 93,3\%$ і відмінний $Ac(Z_2) = 96,7\%$ рівень.

Зіставлення параметрів діагностичної ефективності вейвлет аналізу з даними вектор-параметричного і поляризаційно-інтерференційного картографування мап азимута поляризації частково деполаризуючих зразків гістологічних зрізів міокарда (розділ 5, параграф 5.1.4, таблиця 5.4) виявили суттєве підвищення точності – від незадовільного до відмінного рівня 96,7%. Одержані результати вейвлет диференціації структурних елементів мап азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ фізично можна пов'язати із змінами всіх масштабів геометричних розмірів двопроменезаломлюючих фібрил паренхіматозної сполучної тканини в об'ємі паренхіми легень для випадку фіброзу. Тому на всіх масштабах має місце максимальна модуляція величини азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ і відповідно варіацій амплітуд вейвлет коефіцієнтів ω_k .

Для БА модуляція $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ (а відповідно і вейвлет-коефіцієнтів ω_k) мінімальна.

6.4. Вейвлет диференціація мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів легеневої тканини померлих з різною нозологією

На рис. 6.7 приведені вейвлет мапи $W(\omega_k, b)$ розподілів еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічного зображення частково деполаризуючих гістологічних зрізів легеневої тканини з БА і ФЛ.

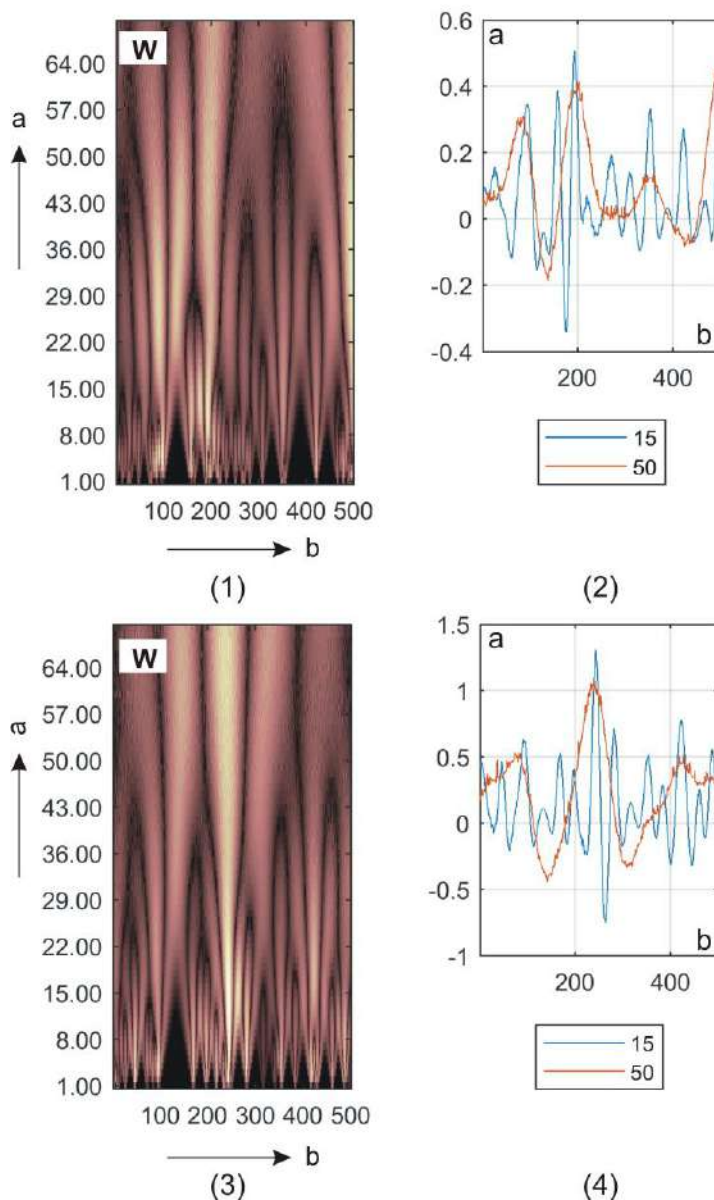


Рис. 6.7. Мапи (ліва колонка) і різномасштабні лінійні перерізи (права колонка) вейвлет-коефіцієнтів мап $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів легеневої тканини померлих від БА (верхній рядок) і ФЛ (нижній рядок). Пояснення у тексті

Як і у попередніх випадках виявлено структурну неоднорідність і масштабну селективність мап вейвлет коефіцієнтів $W(\omega_k, b)$, які характеризують мапи $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічного зображення частково деполяризуючих гістологічних зрізів легеневої тканини з БА і ФЛ.

Установлено мінімальний рівень амплітуди і глибини модуляції амплітуди вейвлет коефіцієнтів ω_k на всіх масштабах скануючої мапи $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ вейвлет-функції – випадок БА. Зворотна картина має місце для випадку ФЛ – максимальна глибина модуляції амплітуд вейвлет коефіцієнтів ω_k на всіх масштабах скануючої мапи $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ вейвлет-функції.

На рис. 6.6 приведені залежності, які характеризують залежності величини середнього Z_1 и дисперсії Z_2 розподілів флуктуацій амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ω_k мап $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$. Дані статистичного аналізу мап еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ представлені в таблиці 6.4 і на серії залежностей рис. 6.8.

A	1	8	15	22	29	36	43	50	67	64
БА (a=22)										
Z_1	0,045	0,05	0,06	0,08	0,062	0,056	0,11	0,092	0,084	0,035
Z_2	0,065	0,08	0,088	0,11	0,091	0,083	0,09	0,075	0,071	0,055
ФЛ (a=22)										
Z_1	0,11	0,125	0,14	0,17	0,145	0,12	0,11	0,22	0,18	0,089
Z_2	0,18	0,25	0,31	0,39	0,32	0,27	0,22	0,35	0,29	0,166

Таблиця 6.4

Середнє Z_1 та дисперсія Z_2 розподілів флуктуацій амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів мап $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів легеневої тканини померлих від БА і ФЛ

$a_{min} = 22$			
Z_i	БА	ФЛ	Ac, %
Z_1	$0,08 \pm 0,005$	$0,17 \pm 0,009$	96,7
Z_2	$0,11 \pm 0,006$	$0,39 \pm 0,021$	100

$a_{max} = 43$			
Z_i	БА	ФЛ	$A_c, \%$
Z_1	$0,11 \pm 0,006$	$0,22 \pm 0,012$	96,7
Z_2	$0,09 \pm 0,005$	$0,35 \pm 0,018$	100

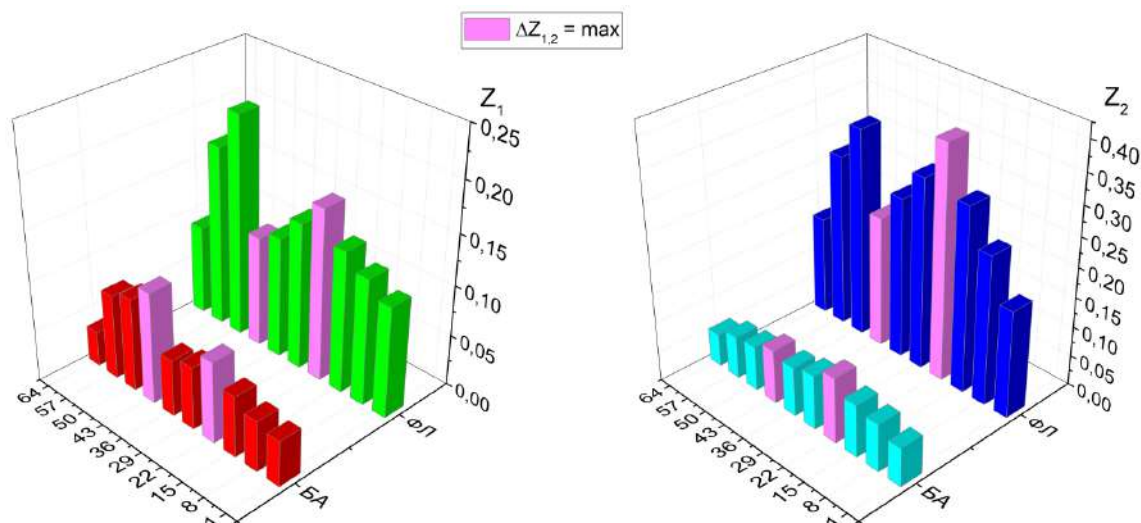


Рис. 6.8. Залежності величини середнього Z_1 і дисперсії Z_2 розподілів флуктуацій амплітуд вейвлет-коефіцієнтів мап $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів легеневої тканини померлих від БА і ФЛ. Пояснення у тексті

Установлені високі рівні точності диференціальної діагностики випадків БА і ФЛ – для всіх масштабів a_i - відмінний 96,7%-100% рівень точності. Одержані результати вейвлет диференціації структурних елементів топографічних мап еліптичності поляризації $\beta(\theta, m \times n)$ фізично можна пов'язати із змінами всіх масштабів геометричних розмірів двопронезаломлюючих фібрил паренхіматозної сполучної тканини в об'ємі паренхіми легень для випадку фіброзу.

6.5. Вейвлет диференціація мап азимута поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів злоякісних пухлин простати

Досліджувалися дві групи (по 14 зразків у кожній) частково деполаризуючих гістологічних зрізів біопсії злоякісної карциноми із середнім (3+4) і низьким (4+4) рівнем диференціації.

Актуальність таких досліджень пов'язана з тим, що вектор-параметричні і поляризаційно-інтерференційні методи картографування багатократно розсіяних такими шарами об'єктних полів, виявили незадовільну точність диференціальної діагностики.

На серії фрагментів рис. 6.9 приведені результати вейвлет аналізу $W(\omega_k, b)$ мап азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ зображення частково деполаризуючих гістологічних зрізів біопсії пухлин простати.

Одержані результати масштабно-селективного вейвлет аналізу виявили індивідуальну глибину модуляції величини амплітуд $\omega_k(a = 15)$ і $\omega_k(a = 57)$ вейвлет коефіцієнтів ω_k мап азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ зображення дифузних зразків гістологічних зрізів біопсії аденокарциноми простати з середнім і низьким ступенем диференціації.

Для випадку низької диференціації полікристалічної структури (4+4) експериментально виявлено наявність мінімальної амплітуди і розкиду величини вейвлет коефіцієнтів ω_k на всіх масштабах скануючої мапи $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ вейвлет-функції. Для випадку середньої диференціації полікристалічної структури встановлено наявність максимальної амплітуди і розкиду величини вейвлет коефіцієнтів ω_k на всіх масштабах скануючої $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ вейвлет-функції.

На рис. 6.10 приведені залежності величини середнього Z_1 и дисперсії Z_2 розподілів флуктуацій амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ω_k мап $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біопсії пухлин простати з різним ступенем диференціації.

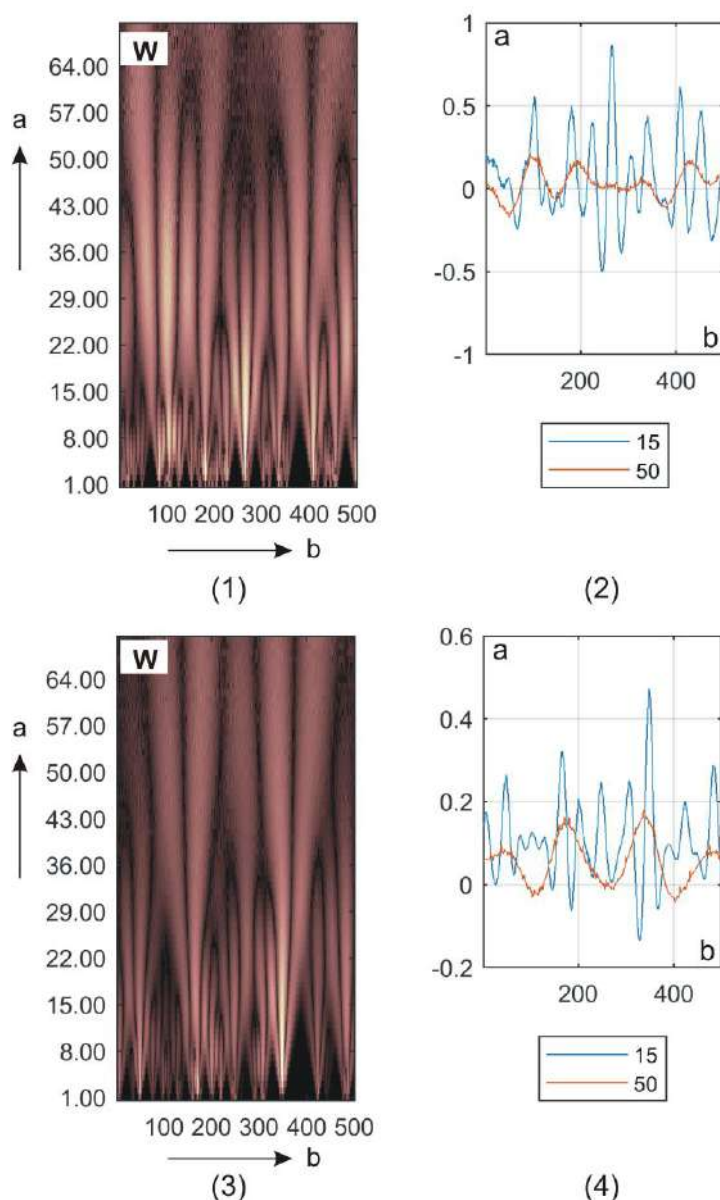


Рис. 6.9. Мапи (ліва колонка) і лінійні перерізи (права колонка) різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів розподілів величини азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, t \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біопсії аденокарциноми простати середнього (3+4) і низького (4+4) ступеня диференціації - верхній і нижній рядок, відповідно. Пояснення у тексті

A	1	8	15	22	29	36	43	50	57	64
3+4 (a=15)										
Z_1	0,035	0,05	0,07	0,055	0,051	0,044	0,039	0,034	0,13	0,088
Z_2	0,145	0,16	0,21	0,17	0,16	0,145	0,136	0,131	0,064	0,031
4+4 (a=15)										
Z_1	0,067	0,075	0,11	0,08	0,072	0,068	0,063	0,057	0,34	0,19
Z_2	0,054	0,066	0,094	0,071	0,064	0,059	0,053	0,048	0,095	0,005

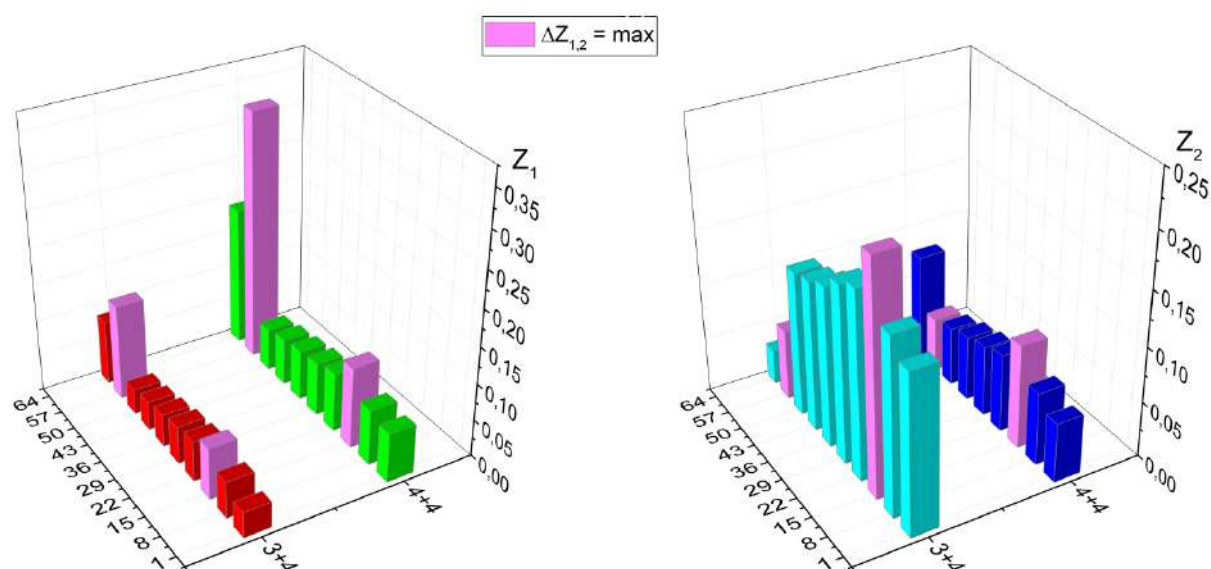


Рис. 6.10. Залежності величини середнього Z_1 и дисперсії Z_2 розподілів флуктуацій амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів мап $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біопсії аденокарциноми простати середнього (3+4) і низького (4+4) ступеня диференціації. Пояснення у тексті

Дані статистичного аналізу залежностей амплітуд $\omega_k(a = 15)$ і $\omega_k(a = 57)$ різномасштабних вейвлет коефіцієнтів мап азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ представлені в таблиці 6.5.

Таблиця 6.5

Середнє Z_1 та дисперсія Z_2 розподілів флуктуацій амплітуд вейвлет-коефіцієнтів $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ гістологічних зрізів аденокарциноми простати середнього (3+4) і низького (4+4) ступеня диференціації

$a_{min} = 15$			
Z_i	3+4	4+4	Ac, %
Z_1	$0,07 \pm 0,004$	$0,11 \pm 0,006$	92,3
Z_2	$0,21 \pm 0,011$	$0,094 \pm 0,005$	100
$a_{max} = 57$			

Z_i	3+4	4+4	$Ac, \%$
Z_1	$0,13 \pm 0,007$	$0,064 \pm 0,004$	100
Z_2	$0,34 \pm 0,018$	$0,095 \pm 0,005$	100

Установлені максимальні рівні точності диференціальної діагностики:

- Для малих масштабів $a_{min} = 15$ – дуже хороший рівень $Ac(Z_1) = 92,3\%$ і відмінний $Ac(Z_2) = 100\%$ рівні.
- Для великих масштабів $a_{max} = 57$ – максимальний рівень точності $Ac(Z_{1,2}) = 100\%$.

Одержані результати вейвлет диференціації структурних елементів мап азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ фізично можна пов'язати із змінами всіх масштабів геометричних розмірів двопротенезаломлюючих фібрил сполучної тканини в об'ємі паренхіми легень для випадку фіброзу. Тому на всіх масштабах має місце максимальна модуляція величини азимута поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ і відповідно варіацій амплітуд вейвлет коефіцієнтів ω_k .

Для БА модуляція $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ (а відповідно і вейвлет-коефіцієнтів ω_k) мінімальна.

6.6. Вейвлет диференціація мап еліптичності поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів злоякісних пухлин простати

На рис. 6.11 приведені вейвлет мапи $W(\omega_k, b)$ розподілів еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, t \times n)$ мікроскопічного зображення частково деполаризуючих гістологічних зрізів біопсії аденокарциноми простати з середнім і низьким ступенем диференціації.

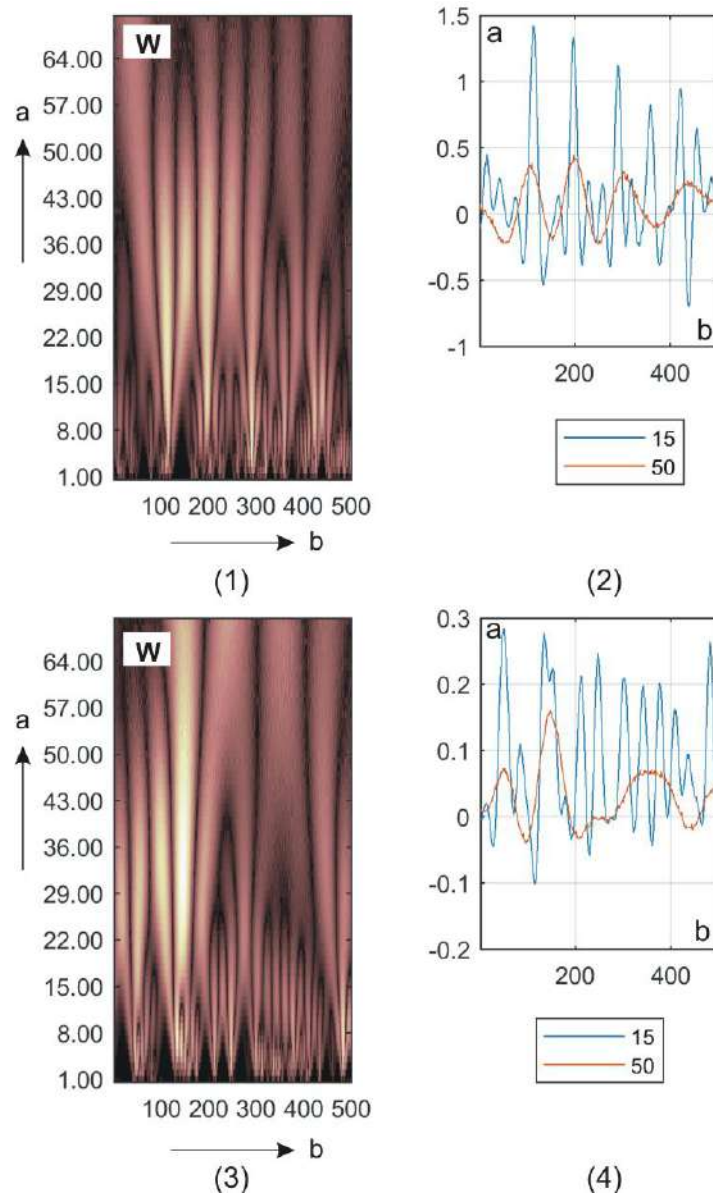


Рис. 6.11. Мапи (ліва колонка) і лінійні перерізи (права колонка) різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів мап еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, t \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біопсії аденокарциноми простати середнього (3+4) і низького (4+4) ступеня диференціації - верхній і нижній рядок, відповідно. Пояснення у тексті

Установлено мінімальний рівень амплітуди і глибини модуляції вейвлет коефіцієнтів ω_k на всіх масштабах скануючої мапи еліптичності поляризації $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ вейвлет-функції – випадок аденокарциноми з низькою диференціацією полікристалічної складової (4+4).

Зворотна картина має місце для випадку зразків гістологічних зрізів біопсії аденокарциноми простати з середнім рівнем диференціації (3+4) – максимальна глибина модуляції вейвлет коефіцієнтів ω_k на всіх масштабах скануючої мапи $\alpha(\theta = \pi/8, m \times n)$ вейвлет-функції.

На рис. 6.12 приведені залежності, які характеризують величини середнього Z_1 и дисперсії Z_2 розподілів флуктуацій амплітуд вейвлет-коефіцієнтів ω_k мап еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів пухлин простати з різним ступенем диференціації.

A	1	8	15	22	29	36	43	50	57	64
3+4 (a=15)										
Z_1	0,095	0,11	0,14	0,12	0,11	0,09	0,082	0,073	0,11	0,06
Z_2	0,19	0,27	0,45	0,32	0,28	0,23	0,19	0,18	0,31	0,17
4+4 (a=15)										
Z_1	0,04	0,05	0,08	0,055	0,049	0,042	0,038	0,033	0,04	0,017
Z_2	0,042	0,055	0,09	0,061	0,055	0,051	0,047	0,042	0,05	0,022

Дані статистичного аналізу - середнє $Z_1(\omega_k)$ і дисперсія $Z_2(\omega_k)$, які характеризують різномасштабні залежності амплітуд $\omega_k(a = 15)$ і $\omega_k(a = 57)$ вейвлет коефіцієнтів мап еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ представлені в таблиці 6.6.

Таблиця 6.6

Середнє Z_1 та дисперсія Z_2 розподілів флуктуацій амплітуд різномасштабних вейвлет-коефіцієнтів мап еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біопсії аденокарциноми простати середнього (3+4) і низького (4+4) ступеня диференціації

$a_{min} = 15$			
Z_i	3+4	4+4	Ac, %
Z_1	$0,14 \pm 0,008$	$0,08 \pm 0,0005$	92,3

Z_2	$0,45 \pm 0,026$	$0,09 \pm 0,005$	100
$a_{max} = 57$			
Z_i	3+4	4+4	$A_c, \%$
Z_1	$0,11 \pm 0,006$	$0,04 \pm 0,0002$	96,7
Z_2	$0,31 \pm 0,016$	$0,05 \pm 0,0003$	100

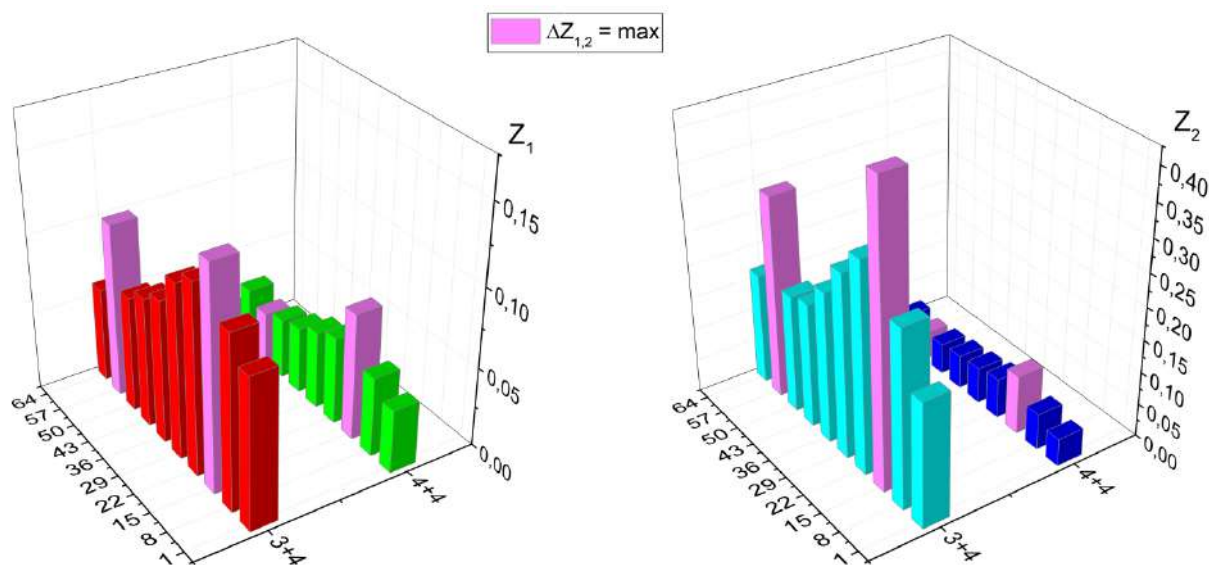


Рис. 6.12. Масштабні залежності величини середнього Z_1 і дисперсії Z_2 флуктуацій амплітуд вейвлет-коефіцієнтів розподілів еліптичності поляризації $\beta(\theta = \pi/8, m \times n)$ мікроскопічних зображень гістологічних зрізів біопсії аденокарциноми простати середнього (3+4) і низького (4+4) ступеня диференціації. Пояснення у тексті

Установлені високі рівні точності диференціальної діагностики злоякісних пухлин простати з середнім і низьким рівнем диференціації – для всіх масштабів a_i - відмінний 96,7%-100% рівень точності.

Одержані результати вейвлет диференціації структурних елементів топографічних мап еліптичності поляризації $\beta(\theta, m \times n)$ фізично можна пов'язати із некротичною деструкцією всіх масштабів геометричних розмірів двопротенезаломлюючих фібрил паренхіматозної аденокарциноми з низьким ступенем диференціації.

6.7. Основні результати і висновки до розділу 6.

1. Досліджена ефективність вейвлет-аналізу поляризаційно-фазових мап азимута і еліптичності поляризації зображень біологічних тканин з наступними патологіями:
 - Міокард – “ішемічна хвороба серця (ІХС) – гостра коронарна недостатність (ГКН)”.
 - Легенева тканина – “астма – фіброз”.
 - Простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”.
2. У рамках статистичного аналізу визначені діагностичні взаємозв'язки між статистичними моментами 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини амплітуди різномасштабних вейвлет коефіцієнтів мап азимута і еліптичності поляризації мікроскопічних зображень та виявлені діагностичні рівні точності диференціації різних патологічних станів:
 - Міокард – “ІХС - ГКН”:
 - Для малих масштабів $a_{min} = 15$ – відмінний рівень $Ac(Z_1) = 95,8\%$ і $Ac(Z_2) = 100\%$.
 - Для великих масштабів $a_{max} = 50$ – дуже хороший рівень $Ac(Z_{1,2}) = 91,7\%$
 - Легенева тканина – “астма – фіброз”:
 - Для малих масштабів $a_{min} = 22$ – дуже хороший рівень $Ac(Z_1) = 92,3\%$ і відмінний $Ac(Z_2) = 100\%$ рівні.
 - Для великих масштабів $a_{max} = 43$ – максимальний рівень точності $Ac(Z_{1,2}) = 100\%$.
 - Простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”:
 - для всіх масштабів a_i - відмінний 96,7%-100% рівень точності.

ОСНОВНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ВИСНОВКИ

У результаті виконання дисертаційного дослідження розроблено фізичні принципи та експериментально апробовано нову багатопараметричну лазерну оптичну технологію фазової реконструкції комплексних амплітуд поляризаційно-неоднорідних об'єктних когерентних полів світлорозсіюючих фазово-неоднорідних шарів з полікристалічною архітектонікою. Зазначена технологія сформована шляхом синтезу інструментальних методів корелометрії, поляризаційної інтерферометрії, Стокс-поляриметрії, цифрового алгоритмічного відтворення та фазового сканування полів комплексних амплітуд відтворених спекл-полів. За рахунок цього забезпечується можливість відтворення і фазової селекції мап азимута і еліптичності парціальних компонент поляризаційно-неоднорідного поля, які сформовані актами розсіювання різної кратності. Це дозволяє зменшити спотворюючий вплив деполаризації і виділити парціальні поляризаційні мапи компонент поля з низькою або одиничною кратністю світлорозсіювання. Результат досягається за рахунок цифрового алгоритмічного послаблення парціальних хвиль оптичного поля, які є результатом багатократного розсіювання. Одержані таким чином поляризаційні розподіли максимально однозначно взаємопов'язані із параметрами полікристалічної архітектоніки фазово-неоднорідних шарів і є найбільш діагностично інформативними. Розроблена нова методика ефективна для діагностики специфіки полікристалічної архітектоніки частково деполаризуючих фазово-неоднорідних шарів з відносно малою кратністю розсіювання. Для сильно деполаризуючих дифузних середовищ, таких як цементний розчин, в рамках моделі заміни часток цементу еквівалентними сферами, можливо відслідковувати динаміку зміни анізотропної складової.

Найбільш важливі результати полягають у наступному:

1. Розроблено і фізично обґрунтовано комплекс новітніх, логічно взаємопов'язаних діагностичних лазерних методів багатопараметричного кореляційного, поляризаційного та поляризаційно-інтерференційного

детектування лазерних об'єктних полів фазово-неоднорідних шарів з оптично анізотропною полікристалічною архітектонікою:

- кореляційний метод оцінювання та моніторингу часової динаміки кристалізації полікристалічної складової фазово-неоднорідних шарів, який забезпечив визначення діагностичних взаємозв'язків між процесами, що відбуваються під-час структурних перетворень оптично-анізотропних полікристалічних шарів і динамічними параметрами спекл-полів на прикладі полікристалічних шарів цементного розчину.

- метод поляризаційно-інтерференційного картографування лазерних об'єктних полів біологічних шарів з різною морфологічною будовою оптично анізотропної полікристалічної архітектоніки, який шляхом цифрового алгоритмічного відтворення і дискретного фазового сканування розподілів комплексних амплітуд забезпечив реконструкцію мап азимута й еліптичності поляризації парціальних складових з різною кратністю світлорозсіювання.

2. У наближенні лінійного та циркулярного двопроменезаломлення оптично анізотропної архітектоніки біологічного фазово-неоднорідного шару розроблено аналітичну модель і установлені фізичні закономірності процесів формування поляризаційної структури (мап координатних розподілів азимута й еліптичності) однократно та багатократно розсіяних складових об'єктного лазерного поля оптично анізотропних фазово-неоднорідних шарів з різною ієрархією (фібрилярна і паренхіматозна) полікристалічної архітектоніки.

3. У рамках статистичного аналізу результатів поляризаційної інтерферометрії мап азимута поляризації об'єктного поля оптично тонких шарів біологічних тканин установлено:

- Відмітність усіх координатних розподілів азимута поляризації $\alpha(\alpha_0, m \times n)$ від нормального – усі статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $Z_{i=1,2,3,4} \neq 0$ зі значною перевагою величини статистичних моментів вищих порядків над середнім і дисперсією - $Z_{3,4} \gg Z_{1,2}$.

- Значні інтервали зміни величини $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0)$, які характеризують мапи

азимута поляризації сукупності мікроскопічних зображень оптично-тонких біологічних шарів - $Z_1(\alpha_0)$ – в межах 3 – 5 разів; $Z_2(\alpha_0)$ – в межах одного порядку величини; $Z_3(\alpha_0)$ – в межах одного-двох порядків величини; $Z_4(\alpha_0)$ – в межах 15-20 разів.

4. Для частково деполаризуючих шарів біологічних тканин встановлено:

- тенденцію наближення всіх розподілів азимута поляризації, які визначені для різних станів поляризації до нормального – величини статистичних моментів вищих порядків $Z_{3,4}$, які характеризують асиметрію та ексцес $\alpha(\alpha_0, m \times n)$ зменшуються в 2 – 3 рази.

- Поляризаційно-фазові мапи (фазові вибірки θ_i) азимута поляризації $\alpha(\theta_i, m \times n)$ володіють індивідуальною координатною неоднорідністю й асиметричністю гістограм $G(\alpha_0, \theta_i, \alpha)$ для всіх станів поляризації опромінюючого лазерного пучка α_0 .

- Зростання діапазонів зміни всіх статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0, \theta_i)$, які характеризують поляризаційно-фазові розподіли азимута поляризації мікроскопічних зображень оптично анізотропних біологічних шарів, до одного порядку величини.

5. У рамках статистичного аналізу результатів поляризаційної інтерферометрії мап еліптичності поляризації об'єктного поля оптично тонких шарів біологічних тканин визначено:

- Відмінні від нормального розподіли величини еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$ - відмітність від нуля ($Z_{i=1,2,3,4} \neq 0$) всіх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків.

- Перевагу величини статистичних моментів вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес координатних розподілів величини еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$, над їх середнім і дисперсією - $Z_{3,4}(\beta) \gg Z_{1,2}(\beta)$.

- Залежність величини $Z_{i=1,2,3,4}(\beta, \alpha_0)$, які характеризують мапи еліптичності поляризації сукупності мікроскопічних зображень оптично-

тонких біологічних шарів з фібрилярною та паренхіматозною будовою полікристалічної складової, від стану поляризації зонduючого лазерного випромінювання - $Z_1(\beta, \alpha_0)$ – від 3 до 10 разів; $Z_2(\beta, \alpha_0)$ – від 2 до 10 разів; $Z_3(\beta, \alpha_0)$ – від 4 до 10 разів; $Z_4(\beta, \alpha_0)$ – від 5 до 10 разів.

6. Експериментально встановлено та фізично проаналізовано тенденцію наближення до нормального всіх координатних розподілів величини еліптичності поляризації об'єктного поля частково деполаризуючих шарів біологічних фібрилярних і паренхіматозних тканин – величини статистичних моментів вищих порядків $Z_{3,4}(\beta)$, які характеризують асиметрію та ексцес мап еліптичності поляризації $\beta(\alpha_0, m \times n)$ зменшуються в 2,5 – 3,5 рази. На цій основі встановлено:

- Для всіх станів поляризації опромінюючого лазерного пучка α_0 та для всіх фазових вибірок θ_i індивідуальну координатну та статистичну структурність, яка характеризується асиметричними розподілами $G(\alpha_0, \theta_i, \beta)$ випадкових значень еліптичності поляризації β .

- Зростання діапазонів зміни всіх статистичних моментів $Z_{i=1,2,3,4}(\alpha_0, \theta_i)$, які характеризують розподіли поляризаційно-фазових еліптичності оптично анізотропних біологічних шарів до одного порядку величини.

7. Дано фізичне обґрунтування оригінальним експериментальним результатам діагностичного застосування методів вектор-параметричного і поляризаційно-інтерференційного картографування з фазовим скануванням алгоритмічно відтворених мап азимута й еліптичності об'єктних полів біологічних шарів для диференціальної діагностики некротичних і патологічних змін оптично анізотропної полікристалічної складової тканин органів людини:

- Міокард – “ішемічна хвороба серця – гостра коронарна недостатність (ГКН)”.

- Матка – “доброякісні (міома) – злоякісні (карцинома)” пухлини.

- Простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4

і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”.

8. Для всіх типів патології встановлено:

- Індивідуально статистику сукупності мап азимута й еліптичності поляризації мікроскопічних зображень – всі статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують гістограми $G(\alpha, \beta)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \alpha, \beta)$, $G(\theta_k = \pi/8, \alpha, \beta)$, відмінні від нуля - $Z_{i=1,2,3,4}((\alpha, \beta), (\theta_k = \pi/4, \alpha, \beta), (\theta_k = \pi/8, \alpha, \beta)) \neq 0$.

- Найбільш чутливими до змін координатної структури мап азимута й еліптичності поляризації мікроскопічних зображень зразків гістологічних зрізів біологічних тканин виявилися статистичні моменти вищих порядків, які характеризують асиметрію та ексцес розподілів $G(\alpha, \beta)$ і $G(\theta_k = \pi/4, \alpha, \beta)$, $G(\theta_k = \pi/8, \alpha, \beta)$.

9. Виявлено такі максимальні рівні точності диференціальної діагностики некротичних і патологічних станів з використанням оптично тонких гістологічних зрізів біологічних тканин:

- Міокард:

- Стокс-поляриметричні мапи еліптичності поляризації – добрий рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) = 87,9\%$.

- Поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації – добрий $Ac(Z_3(\beta, \theta_k = \pi/4)) = 87,5\%$, дуже добрий $Ac(Z_4(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 91,7\%$ і відмінний $Ac(Z_{3,4}(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 95,8\%$ рівні.

- Матка:

- Стокс-поляриметричні мапи еліптичності поляризації – добрий рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) = 85,7\%$.

- Поляризаційно-фазові мапи еліптичності – добрий $Ac(Z_3(\beta, \theta_k = \pi/4)) = 89,2\%$, дуже добрий $Ac(Z_4(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 91,7\%$ і дуже добрий $Ac(Z_{3,4}(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 92,8\%$ рівні.

- Простата:

- Стокс-поляриметричні мапи еліптичності поляризації – задовільний рівень $Ac(Z_{3,4}(\beta)) = 80,7\%$.

- Поляризаційно-фазові мапи еліптичності поляризації – задовільний $Ac(Z_3(\beta, \theta_k = \pi/4)) = 80,7\%$ і добрий $Ac(Z_4(\beta, \theta_k = \pi/8)) = 88,5\%$ рівні.

10. Для частково деполаризуючих гістологічних зрізів біологічних тканин всіх типів максимальні рівні точності диференціальної діагностики некротичних і патологічних станів з використанням методів вектор-параметричного і поляризаційно-інтерференційного картографування з цифровим алгоритмічним відтворенням розподілів комплексних амплітуд не перевищують задовільний рівень.

11. На основі оригінальних фізичних досліджень підтверджена ефективність вейвлет-аналізу поляризаційно-фазових мап азимута й еліптичності поляризації зображень біологічних тканин з наступними патологіями:

- Міокард – “ішемічна хвороба серця – гостра коронарна недостатність”.
- Легенева тканина – “астма – фіброз”.
- Простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”.

12. У рамках статистичного аналізу визначені діагностичні взаємозв'язки між статистичними моментами 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли величини амплітуди різномасштабних вейвлет коефіцієнтів мап азимута й еліптичності поляризації мікроскопічних зображень та виявлені діагностичні рівні точності диференціації різних патологічних станів:

- Міокард – “ІХС - ГКН”:

- Для малих масштабів $a_{min} = 15$ – відмінний рівень $Ac(Z_1) = 95,8\%$ і $Ac(Z_2) = 100\%$.

- Для великих масштабів $a_{max} = 50$ – дуже добрий рівень

$$Ac(Z_{1,2}) = 91,7\%$$

- Легенева тканина – “астма – фіброз”:

➤ Для малих масштабів $a_{min} = 22$ – дуже добрий рівень $Ac(Z_1) = 92,3\%$ і відмінний $Ac(Z_2) = 100\%$ рівні.

➤ Для великих масштабів $a_{max} = 43$ – максимальний рівень точності $Ac(Z_{1,2}) = 100\%$.

- Простата – “злоякісні пухлини (аденокарцинома) з різним (середнім, 3+4 і низьким 4+4) ступенем диференціації за шкалою Глісона”:

для всіх масштабів a_i - відмінний 96,7%-100% рівень точності.

Список літератури

1. Chipman, R. A., Lam, W. S. T. та Young, G. Polarized Light and Optical Systems : монографія. Бока-Ратон : CRC Press, 2018. 1–с.
2. Rosales-Guzmán, C., Ndagano, B. та Forbes, A. A review of complex vector light fields and their applications // Journal of Optics. – 2018. – Т. 20. – С. 123001.
3. Forbes, A., De Oliveira, M. та Dennis, M. R. Structured light // Nature Photonics. – 2021. – Т. 15. – С. 253–262.
4. Wang, J. W., Castellucci, F. та Franke-Arnold, S. Vectorial light–matter interaction: exploring spatially structured complex light fields // AVS Quantum Science. – 2020. – Т. 2. – С. 031702.
5. Slussarenko, S. та ін. Guiding light via geometric phases // Nature Photonics. – 2016. – Т. 10. – С. 571–575.
6. Ndagano, B. та ін. Characterizing quantum channels with non-separable states of classical light // Nature Physics. – 2017. – Т. 13. – С. 397–402.
7. He, C. та ін. Linear polarization optimized Stokes polarimeter based on four-quadrant detector // Applied Optics. – 2015. – Т. 54. – С. 4458–4463.
8. He, C. та ін. Complex vectorial optics through gradient index lens cascades // Nature Communications. – 2019. – Т. 10. – С. 4264.
9. Li, X. B. та ін. Learning-based denoising for polarimetric images // Optics Express. – 2020. – Т. 28. – С. 16309–16321.
10. Bargo, P. R. та Kollias, N. Measurement of skin texture through polarization imaging // British Journal of Dermatology. – 2010. – Т. 162. – С. 724–731.
11. Sridhar, S. та Da Silva, A. Enhanced contrast and depth resolution in polarization imaging using elliptically polarized light // Journal of Biomedical Optics. – 2016. – Т. 21. – С. 071107.
12. Peinado, A., Lizana, A. та Campos, J. Optimization and tolerance analysis of a polarimeter with ferroelectric liquid crystals // Applied Optics. – 2013. – Т. 52. – С. 5748–5757.
13. Alali, S., Gribble, A. та Vitkin, I. A. Rapid wide-field Mueller matrix polarimetry imaging based on four photoelastic modulators with no moving parts // Optics Letters. – 2016. – Т. 41. – С. 1038–1041.

14. Ghosh, N. та Vitkin, I. A. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook // *Journal of Biomedical Optics*. – 2011. – Т. 16. – С. 110801.
15. Novikova, T. та ін. Special section guest editorial: polarized light for biomedical applications // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – Т. 21. – С. 071001.
16. Tuchin, V. V. Polarized light interaction with tissues // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – Т. 21. – С. 071114.
17. Ramella-Roman, J. C., Saytashev, I. та Piccini, M. A review of polarization-based imaging technologies for clinical and preclinical applications // *Journal of Optics*. – 2020. – Т. 22. – С. 123001.
18. Chipman, R. A., Lam, W. S. T. та Young, G. Polarized Light and Optical Systems : монографія. Бока-Ратон : CRC Press, 2018. 1–с.
19. Pérez, J. J. G. та Ossikovski, R. Polarized Light and the Mueller Matrix Approach : монографія. Бока-Ратон : CRC Press, 2017. 1–с.
20. Rosales-Guzmán, C., Ndagano, B. та Forbes, A. A review of complex vector light fields and their applications // *Journal of Optics*. – 2018. – Т. 20. – С. 123001.
21. Novikova, T. та ін. Special section guest editorial: polarized light for biomedical applications // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – Т. 21. – С. 071001.
22. Tuchin, V. V. Polarized light interaction with tissues // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – Т. 21. – С. 071114.
23. Ramella-Roman, J. C., Saytashev, I. та Piccini, M. A review of polarization-based imaging technologies for clinical and preclinical applications // *Journal of Optics*. – 2020. – Т. 22. – С. 123001.
24. He, C., Lin, J., Chang, J., Antonello, J., Dai, B., Wang, J., Cui, J., Qi, J., Wu, M., Elson, D. S., Xi, P., Forbes, A., та Booth, M. J. Full Poincaré mapping for ultra-sensitive polarimetry [Електронний ресурс] // *arXiv.org*. – 2022. – Режим доступу: <https://arxiv.org/abs/2101.09372>. – Назва з екрана.
25. He, C. та ін. Linear polarization optimized Stokes polarimeter based on four-quadrant detector // *Applied Optics*. – 2015. – Т. 54. – С. 4458–4463.

26. Li, X. B. та ін. Learning-based denoising for polarimetric images // *Optics Express*. – 2020. – Т. 28. – С. 16309–16321.
27. Bargo, P. R. та Kollias, N. Measurement of skin texture through polarization imaging // *British Journal of Dermatology*. – 2010. – Т. 162. – С. 724–731.
28. Sridhar, S. та Da Silva, A. Enhanced contrast and depth resolution in polarization imaging using elliptically polarized light // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – Т. 21. – С. 071107.
29. Peinado, A., Lizana, A., та Campos, J. Optimization and tolerance analysis of a polarimeter with ferroelectric liquid crystals // *Applied Optics*. – 2013. – Т. 52, № 23. – С. 5748–5757.
30. Peinado, A., Turpin, A., Lizana, A., Fernández, E., Mompert, J., та Campos, J. Conical refraction as a tool for polarization metrology // *Optics Letters*. – 2013. – Т. 38, № 20. – С. 4100–4103.
31. Haigh, J. A., Kinebas, Y., та Ramsay, A. J. Inverse conoscopy: a method to measure polarization using patterns generated by a single birefringent crystal // *Applied Optics*. – 2014. – Т. 53, № 2. – С. 184–188.
32. Zimmerman, B. G. та ін. Pinhole array implementation of star test polarimetry // *Proceedings of SPIE*. – 2014. – Т. 8949. – С. 894912.
33. Chen, Z. Y., Wang, X. та Liang, R. G. Calibration method of microgrid polarimeters with image interpolation // *Applied Optics*. – 2015. – Т. 54. – С. 995–1001.
34. Gao, S. K. та Gruev, V. Gradient-based interpolation method for division-of-focal-plane polarimeters // *Optics Express*. – 2013. – Т. 21. – С. 1137–1151.
35. Gruev, V., Perkins, R. та York, T. CCD polarization imaging sensor with aluminum nanowire optical filters // *Optics Express*. – 2010. – Т. 18. – С. 19087–19094.
36. Hsu, W. L. та ін. Polarization microscope using a near infrared full-Stokes imaging polarimeter // *Optics Express*. – 2015. – Т. 23. – С. 4357–4368.
37. Zhao, X. J., Pan, X., Fan, X., Xu, P., Bermak, A., та Chigrinov, V. G. Patterned dual-layer achromatic micro-quarter-wave-retarder array for active polarization imaging // *Optics Express*. – 2014. – Т. 22, № 7. – С. 8024–8034.

38. Foreman, M. R. ta Goudail, F. On the equivalence of optimization metrics in Stokes polarimetry // *Optical Engineering*. – 2019. – T. 58. – C. 082410.
39. Vella, A. ta Alonso, M. A. Optimal birefringence distributions for imaging polarimetry // *Optics Express*. – 2019. – T. 27. – C. 36799–36814.
40. Ramkhalawon, R. D., Brown, T. G. ta Alonso, M. A. Imaging the polarization of a light field // *Optics Express*. – 2013. – T. 21. – C. 4106–4115.
41. Zimmerman, B. G., ta Brown, T. G. Star test image-sampling polarimeter // *Optics Express*. – 2016. – T. 24, № 20. – C. 23154–23161.
42. Chue-Sang, J., Gonzalez, M., Pierre, A., Laughrey, M., Saytashev, I., Novikova, T., ta Ramella-Roman, J. C. Optical phantoms for biomedical polarimetry: a review // *Journal of Biomedical Optics*. – 2019. – T. 24, № 3. – C. 030901.
43. Zhanghao, K., Chen, L., Yang, X. S., Wang, M. Y., Jing, Z. L., Han, H. B., Jin, D., Gao, J. T., ta Xi, P. Super-resolution dipole orientation mapping via polarization demodulation // *Light: Science & Applications*. – 2016. – T. 5, № 10. – C. e16166.
44. Qi, J., He, H., Lin, J., Dong, Y., Chen, D., Ma, H., ta Elson, D. S. Assessment of tissue polarimetric properties using Stokes polarimetric imaging with circularly polarized illumination // *Journal of Biophotonics*. – 2018. – T. 11, № 4. – C. e201700139.
45. Kunnen, B., Macdonald, C., Doronin, A., Jacques, S., Eccles, M., ta Meglinski, I. Application of circularly polarized light for non-invasive diagnosis of cancerous tissues and turbid tissue-like scattering media // *Journal of Biophotonics*. – 2015. – T. 8, № 4. – C. 317–323.
46. Macdonald, C. M., Jacques, S. L., ta Meglinski, I. V. Circular polarization memory in polydisperse scattering media // *Physical Review E*. – 2015. – T. 91, № 3. – C. 033204.
47. Tariq, A., Li, P., Chen, D., Lv, D., ta Ma, H. Physically realizable space for the purity-depolarization plane for polarized light scattering media // *Physical Review Letters*. – 2017. – T. 119, № 3. – C. 033202.

48. Zhanghao, K., Liu, W., Li, M., Wu, Z., Wang, X., Chen, X., Shan, C., Wang, H., Chen, X., Dai, Q., Xi, P., ta Jin, D. High-dimensional super-resolution imaging reveals heterogeneity and dynamics of subcellular lipid membranes // *Nature Communications*. – 2020. – T. 11, № 1. – C. 5890.
49. Yang, B., Lesicko, J., Sharma, M., Hill, M., Sacks, M. S., ta Tunnell, J. W. Polarized light spatial frequency domain imaging for non-destructive quantification of soft tissue fibrous structures // *Biomedical Optics Express*. – 2015. – T. 6, № 4. – C. 1520–1533.
50. Clancy, N. T., Arya, S., Qi, J., Stoyanov, D., Hanna, G. B., ta Elson, D. S. Polarised stereo endoscope and narrowband detection for minimal access surgery // *Biomedical Optics Express*. – 2014. – T. 5, № 12. – C. 4108–4117.
51. Banerjee, P., Singh, S. P., Ghosh, N., ta Vitkin, I. A. Probing the fractal pattern and organization of *Bacillus thuringiensis* bacteria colonies growing under different conditions using quantitative spectral light scattering polarimetry // *Journal of Biomedical Optics*. – 2013. – T. 18, № 5. – C. 055001.
52. Chan, K. H., Lee, R. C., Lee, J. S., ta Fried, D. Use of 2D images of depth and integrated reflectivity to represent the severity of demineralization in cross-polarization optical coherence tomography // *Journal of Biophotonics*. – 2015. – T. 8, № 1–2. – C. 36–45.
53. Fan, C. M., ta Yao, G. Imaging myocardial fiber orientation using polarization sensitive optical coherence tomography // *Biomedical Optics Express*. – 2013. – T. 4, № 3. – C. 460–465.
54. Gladkova, N., et al. Evaluation of oral mucosa collagen condition with cross-polarization optical coherence tomography // *Journal of Biophotonics*. – 2013. – T. 6, № 4. – C. 321–329.
55. Hong, Y. J., et al. Optically buffered Jones-matrix-based multifunctional optical coherence tomography with polarization mode dispersion correction // *Biomedical Optics Express*. – 2015. – T. 6, № 1. – C. 225–243.
56. Lee, R. C., et al. Automated assessment of the remineralization of artificial enamel lesions with polarization-sensitive optical coherence tomography // *Biomedical Optics Express*. – 2014. – T. 5, № 9. – C. 2950–2962.

57. Sugita, M., et al. Retinal nerve fiber bundle tracing and analysis in human eye by polarization sensitive OCT // *Biomedical Optics Express*. – 2015. – T. 6, № 3. – C. 1030–1054.
58. Vitkin, A., Ghosh, N., та De Martino, A. Tissue polarimetry // *Photonics: Scientific Foundations, Technology and Applications*. – 2015. – T. 4. – C. 239–321.
59. Wang, S., та Larin, K. V. Optical coherence elastography for tissue characterization: a review // *Journal of Biophotonics*. – 2015. – T. 8, № 4. – C. 279–302.
60. Yamanari, M., et al. Scleral birefringence as measured by polarization-sensitive optical coherence tomography and ocular biometric parameters of human eyes in vivo // *Biomedical Optics Express*. – 2014. – T. 5, № 4. – C. 1391–1402.
61. Lu, R. W., et al. A polarization-sensitive light field imager for multi-channel angular spectroscopy of light scattering in biological tissues // *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*. – 2015. – T. 5, № 1. – C. 1–8. – DOI: 10.3978/j.issn.2223-4292.2015.01.01.
62. Ushenko, Y. O., Dubolazov, O. V., Karachevtsev, A. O., Gorsky, M. P., та Marchuk, Y. F. Wavelet analysis of Fourier polarized images of the human bile // *Applied Optics*. – 2012. – T. 51, № 1. – C. 133–139.
63. Karachevtsev, A. O. Fourier Stokes-polarimetry of biological layers polycrystalline networks // *Semiconductor Physics, Quantum Electronics & Optoelectronics*. – 2012. – T. 15, № 3. – C. 252–260.
64. Ushenko, Y. A., Dubolazov, A. V., Balanetskaya, V. O., Karachevtsev, A. O., та Ushenko, V. A. Wavelet-analysis of polarization maps of human blood plasma // *Optics and Spectroscopy*. – 2012. – T. 113, № 3. – C. 371–382.
65. Angelsky, O. V., Ushenko, A. G., та Ushenko, Y. G. Investigation of the correlation structure of biological tissue polarization images during the diagnostics of their oncological changes // *Physics in Medicine and Biology*. – 2005. – T. 50, № 20. – C. 4811–4822.
66. Ushenko, A. G., Angelsky, O. V., Burkovets, D. N., Pishak, V. P., та Pishak, O. V. Laser polarimetry of pathological changes in biotissues // *Proceedings of SPIE*. – 2002. – T. 4900. – C. 1045–1049.

67. Новаковська, О. Ю. Поляризаційна корелометрія сіток характеристичних станів мюллер-матричних зображень фазово-неоднорідних біологічних шарів : автореф. дис. канд. фіз.-мат. наук : 01.04.05 / О. Ю. Новаковська. – Чернівці, 2012.
68. Карачевцев, А. О. Фур'є-стоксполяриметрія полів лінійно та циркулярно двопроменезаломлюючих протеїнових мереж : автореф. дис. канд. фіз.-мат. наук : 01.04.05 / А. О. Карачевцев. – Чернівці, 2012.
69. Дуболазов, О. В. Трансформація амплітудно-фазових параметрів лазерного випромінювання полікристалічними мережами плазми крові. Статистичний та локальний підходи : автореф. дис. канд. фіз.-мат. наук : 01.04.05 / О. В. Дуболазов ; Чернів. нац. ун-т ім. Ю. Федьковича. – Чернівці, 2010.
70. Angelskaya, A. O., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. A., Dubolazov, A., Istratiy, V., та Tomka, Y. Y. Polarization phase reconstruction of biological tissue architectonics: Part 3. Polarizing-correlative processing of images of statistical objects in the problem of visualization and topology reconstruction of their phase heterogeneity // *Proceedings of SPIE*. – 2007. – Т. 6635. – С. 66350M.
71. Angelskaya, A. O., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. A., Dubolazov, A., Istratiy, V., та Tomka, Y. Y. Polarization phase reconstruction of biological tissue architectonics: Part 4. Coherent introscopy of phase-inhomogeneous surface and layers // *Proceedings of SPIE*. – 2007. – Т. 6635. – С. 66350N.
72. Ushenko, Y. A., Dubolazov, A. V., Balanetskaya, V. O., Karachevtsev, A. O., Ushenko, V. A. Wavelet-analysis of polarization maps of human blood plasma // *Optics and Spectroscopy*. – 2012. – Vol. 113, No. 3. – P. 332–343.
73. Ushenko, Y. A., Gorskii, M. P., Dubolazov, A. V., Motrich, A. V., Ushenko, V. A., Sidor, M. I. 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 // *Quantum Electronics*. – 2012. – Vol. 42, No. 8. – P. 727–732.

74. Ushenko, V. O. Spatial-frequency polarization phasometry of biological polycrystalline networks // *Optical Memory and Neural Networks*. – 2013. – Vol. 22, No. 1. – P. 56–64.
75. Ushenko, V. A., Pavlyukovich, N. D., Trifonyuk, L. Spatial-Frequency Azimuthally Stable Cartography of Biological Polycrystalline Networks // *International Journal of Optics*. – 2013. – Article ID 683174.
76. Ushenko, O., Zhytaryuk, V., Ushenko, V., Olar, O., Kovalchuk, M., Talakh, M., Dvorzhak, V. Methods and Means of Polarization-Correlation Microscopy of Optically Anisotropic Biological Layers // *2020 IEEE KhPI Week on Advanced Technology (KhPIWeek)*. – 2020. – P. 459–462.
77. Peyvasteh, M., Dubolazov, A., Popov, A., Ushenko, A., Ushenko, Y., Meglinski, I. Two-point Stokes vector diagnostic approach for characterization of optically anisotropic biological tissues // *Journal of Physics D: Applied Physics*. – 2020. – Vol. 53, No. 39. – Article 395401.
78. Garazdyuk, M., Bachinskiy, V., Vanchulyak, O., Ushenko, A., Ushenko, Y., Dubolazov, A., Gorodenskiy, P., Yatsko, O., Bin, L., Chen, Z. Polarization reconstruction of fluctuations in the parameters of the phase anisotropy of biological crystals networks in differentiation of cerebral infarction // *Proceedings of SPIE*. – 2020. – Vol. 11718. – Article 117181C.
79. Zheng, J., Chen, Z., Gorsky, M., Ushenko, O., Galushko, Y., Gorodynska, N., Ryabiy, P., Arkhelyuk, O., Felde, Ch., Vanchulyak, O., Slyotov, M., Besaha, R. Polarization: singular flaw detection of the microstructure of optically transparent polycarbonate layers // *Proceedings of SPIE*. – 2021. – Vol. 12126. – Article 121262G.
80. Dubolazov, O., Ushenko, O., Motrich, A., Gavrylyak, M., Soltys, I., Olar, O., Slyotov, M., Matymish, M. Polarization phase reconstruction phase anisotropy in diagnostics of the polycrystalline structure of acrylic glass // *Proceedings of SPIE*. – 2021. – Vol. 12126. – Article 121262D.
81. Novakovskaya, O. Yu., Ushenko, A. G., Dubolazov, A. V., Ushenko, V. A., Ushenko, Yu. A., Sakhnovskiy, M. Yu., Soltys, I. V., Zhytaryuk, V. H., Olar, O. V., Sidor, M., Gorsky, M. P. Methods and means of Fourier-Stokes polarimetry and the

spatial frequency filtering of phase anisotropy manifestations // Proc. SPIE. – 2016. – Vol. 10010. – Article 100100L.

82. Ushenko, O., Ushenko, V., Nehrych, A., Besaha, R., Ryabiy, P., Felde, Ch., Horodynska, N., Konovchuk, O., Vanchulyak, O. Polarization-interference mapping of polystyrene layers in the flaw detection of its polycrystalline structure // Proc. SPIE. – 2021. – Vol. 12126. – Article 121262E.

83. Kopylchuk, H., Nykolaichuk, I., Motrich, A., Ushenko, O. Algorithm for diagnosing pancreatic endocrine dysfunction based on biochemical and laser polarimetric parameters // Proc. SPIE. – 2021. – Vol. 12126. – Article 121261Z.

84. Grechina, A. V., Venediktov, A. A., Piavchenko, G. A., Boronikhina, T. V., Ushenko, V. A., Dubolazov, A., Gorsky, M., Ushenko, A. G., Ushenko, Yu. O., Bykov, A., Kuznetsov, S. L., Meglinski, I. Digital histo-biophotonics: embossed topographic depolarization mapping of tissue samples // Proc. SPIE. – 2021. – Vol. 11919. – Article 1191912.

85. Grechina, A. V., Venediktov, A. A., Piavchenko, G. A., Boronikhina, T. V., Ushenko, V. A., Dubolazov, A., Gorsky, M., Ushenko, A. G., Ushenko, Yu. O., Bykov, A., Kuznetsov, S. L., Meglinski, I. Digital histo-biophotonics: embossed topographic depolarization mapping of tissue samples // Optics InfoBase Conference Papers. – 2021. – Paper ETu5A.3.

86. Bachinsky, V., Vanchulyak, O. Y., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. A., Dubolazov, A. V., Bykov, A., Hogan, B., Meglinski, I. Scale-Selective Multidimensional Polarisation Microscopy in the Post-mortem Diagnosis of Acute Myocardium Ischemia // SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology. – 2021. – P. 23–51.

87. Bachinsky, V., Vanchulyak, O. Y., Ushenko, A. G., Ushenko, Y. A., Dubolazov, A. V., Bykov, A., Hogan, B., Meglinski, I. Materials and Research Methods // SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology. – 2021. – P. 1–22.

88. Meglinski, I., Trifonyuk, L., Bachinsky, V., Vanchulyak, O., Bodnar, B., Sidor, M., Dubolazov, O., Ushenko, A., Ushenko, Y., Soltys, I. V., Bykov, A., Hogan, B., Novikova, T. Polarization Correlometry of Microscopic Images of

Polycrystalline Networks Biological Layers // SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology. – 2021. – P. 61–73.

89. Meglinski, I., Trifonyuk, L., Bachinsky, V., Vanchulyak, O., Bodnar, B., Sidor, M., Dubolazov, O., Ushenko, A., Ushenko, Y., Soltys, I. V., Bykov, A., Hogan, B., Novikova, T. Scale-Selective and Spatial-Frequency Correlometry of Polarization-Inhomogeneous Field // SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology. – 2021. – P. 33–59.

90. Meglinski, I., Trifonyuk, L., Bachinsky, V., Vanchulyak, O., Bodnar, B., Sidor, M., Dubolazov, O., Ushenko, A., Ushenko, Y., Soltys, I. V., Bykov, A., Hogan, B., Novikova, T. Multifunctional Stokes Correlometry of Biological Layers // SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology. – 2021. – P. 75–96.

91. Meglinski, I., Trifonyuk, L., Bachinsky, V., Vanchulyak, O., Bodnar, B., Sidor, M., Dubolazov, O., Ushenko, A., Ushenko, Y., Soltys, I. V., Bykov, A., Hogan, B., Novikova, T. Methods and Means of Polarization Correlation of Fields of Laser Radiation Scattered by Biological Tissues // SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology. – 2021. – P. 1–15.

92. Meglinski, I., Trifonyuk, L., Bachinsky, V., Vanchulyak, O., Bodnar, B., Sidor, M., Dubolazov, O., Ushenko, A., Ushenko, Y., Soltys, I. V., Bykov, A., Hogan, B., Novikova, T. Materials and Methods // SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology. – 2021. – P. 17–31.

93. Hu, Z., Ushenko, O., Ushenko, V., Gavrylyak, M., Soltys, I., Gorsky, M., Arkhelyuk, O., Dupeshko, Y., Volch, I., Omiotek, Z., Mussabekova, A. Technology and algorithms of laser reconstruction of polycrystalline structure of methyl acrylate layers // Proc. SPIE. – 2022. – Vol. 12476. – Article 124760K.

94. Du, E., et al. Two-dimensional backscattering Mueller matrix of sphere-cylinder birefringence media // Journal of Biomedical Optics. – 2012. – Vol. 17, No. 12. – Article 126016.

95. Chen, D. S., et al. Mueller matrix polarimetry for characterizing microstructural variation of nude mouse skin during tissue optical clearing // Biomedical Optics Express. – 2017. – Vol. 8, No. 6. – P. 3559–3570.

96. Arteaga, O., Canillas, A. Pseudopolar decomposition of the Jones and Mueller-Jones exponential polarization matrices // *Journal of the Optical Society of America A*. – 2009. – Vol. 26, No. 4. – P. 783–793.
97. Ossikovski, R., De Martino, A., Guyot, S. Forward and reverse product decompositions of depolarizing Mueller matrices // *Optics Letters*. – 2007. – Vol. 32, No. 7. – P. 689–691.
98. Ortega-Quijano N., Arce-Diego J.L. Mueller matrix differential decomposition // *Optics Letters*. – 2011. – Vol. 36, No. 10. – P. 1942–1944.
99. Arteaga O., Garcia-Caurel E., Ossikovski R. Anisotropy coefficients of a Mueller matrix // *Journal of the Optical Society of America A*. – 2011. – Vol. 28, No. 3. – P. 548–553.
100. Dong, Y., He, H., Zhang, H., et al. Quantitatively characterizing the microstructural features of breast ductal carcinoma tissues in different progression stages by Mueller matrix microscope // *Biomedical Optics Express*. – 2017. – Vol. 8, No. 8. – P. 3643–3655.
101. Ghosh, N., Wood, M. F. G., Vitkin, I. A. Mueller matrix decomposition for extraction of individual polarization parameters from complex turbid media exhibiting multiple scattering, optical activity, and linear birefringence // *Journal of Biomedical Optics*. – 2008. – Vol. 13, No. 4. – Article ID: 044036.
102. Ossikovski, R. Analysis of depolarizing Mueller matrices through a symmetric decomposition // *Journal of the Optical Society of America A*. – 2009. – Vol. 26, No. 5. – P. 1109–1118.
103. Vizet, J., Ossikovski, R. Symmetric decomposition of experimental depolarizing Mueller matrices in the degenerate case // *Applied Optics*. – 2018. – Vol. 57, No. 5. – P. 1159–1167.
104. PubMed
105. Mendoza-Galván, A., Muñoz-Pineda, A., et al. Mueller matrix spectroscopic ellipsometry study of chiral nanocrystalline cellulose films // *Journal of Optics*. – 2018. – Vol. 20, No. 2. – Article ID: 024001.
106. Azzam, R. M. A. Stokes-vector and Mueller-matrix polarimetry // *Journal of the Optical Society of America A*. – 2016. – Vol. 33, No. 7. – P. 1396–1408.

107. Jiang, H., et al. Characterization of volume gratings based on distributed dielectric constant model using Mueller matrix ellipsometry // *Applied Sciences*. – 2019. – Vol. 9, No. 4. – Article ID: 698.
108. Chang, J. T., He, H. H., et al. Division of focal plane polarimeter-based 3×4 Mueller matrix microscope: a potential tool for quick diagnosis of human carcinoma tissues // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – Vol. 21, No. 5. – Article ID: 056002.
109. Fu, Y. F., Huang, Z. W., He, H. H., et al. Flexible 3×3 Mueller matrix endoscope prototype for cancer detection // *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*. – 2018. – Vol. 67, No. 7. – P. 1700–1712.
110. Pérez, J. J. G., Ossikovski, R. *Polarized Light and the Mueller Matrix Approach*. – Boca Raton: CRC Press, 2017. – 405 p. – ISBN: 9781482251552.
111. He, H. H., et al. Mueller matrix polarimetry—an emerging new tool for characterizing the microstructural feature of complex biological specimen // *Journal of Lightwave Technology*. – 2019. – Vol. 37, No. 10. – P. 2534–2548.
112. Angelsky, O. V., Tomka, Yu. Ya., Ushenko, A. G., Ushenko, Ye. G., Ushenko, Yu. A. Investigation of 2D Mueller matrix structure of biological tissues for pre-clinical diagnostics of their pathological states // *Journal of Physics D: Applied Physics*. – 2005. – Vol. 38, No. 23. – P. 4227–4235.
113. Ghosh, N., Wood, M. F. G., Vitkin, I. A. Polarized light assessment of complex turbid media such as biological tissues using Mueller matrix decomposition // In: Tuchin, V. V. (Ed.), *Handbook of Photonics for Biomedical Science*. – London: Taylor & Francis, 2010. – Chapter 9. – P. 253–282.
114. Angelsky, O. V., Pishak, V. P., Ushenko, A. G., Ushenko, Yu. A. Statistical and fractal structure of biological tissue Mueller matrix images // In: Angelsky, O. V. (Ed.), *Optical Correlation Techniques and Applications*. – Bellingham: SPIE Press, 2007. – P. 213–266.
115. Gil, J. J. Characteristic properties of Mueller matrices // *Journal of the Optical Society of America A*. – 2000. – Vol. 17, No. 2. – P. 328–334.

116. Savenkov, S. N., Marienko, V. V., Oberemok, E. A., Sydoruk, O. I. Mueller matrix of optical anisotropic inhomogeneous layer // *Physical Review E*. – 2006. – Vol. 74, No. 6. – Article ID: 060701.
117. Ushenko, Yu. A., Olar, O. I., Dubolazov, A. V., Balanetskaya, V. O., Unguryan, V. P., Zabolotna, N. I., Oleinichenko, B. P. Mueller-matrix diagnostics of optical properties inherent to polycrystalline networks of human blood plasma // *Semiconductor Physics, Quantum Electronics & Optoelectronics*. – 2011. – Vol. 14, No. 1. – P. 98–105.
118. Manhas, S., Swami, M. K., Buddhiwant, P., Ghosh, N., Gupta, P. K., Singh, K. Mueller matrix approach for determination of optical rotation in chiral turbid media in backscattering geometry // *Optics Express*. – 2006. – Vol. 14, No. 5. – P. 190–202.
119. Guo, X., Wood, M. F. G., Vitkin, I. A. Angular measurement of light scattered by turbid chiral media using linear Stokes polarimetry // *Journal of Biomedical Optics*. – 2006. – Vol. 11, No. 4. – Article ID: 041105.
120. Ghosh, N., Wood, M. F. G., Li, S.-H., Weisel, R. D., Wilson, B. C., Li, R.-K., Vitkin, I. A. Mueller matrix decomposition for polarized light assessment of biological tissues // *Journal of Biophotonics*. – 2009. – Vol. 2, No. 3. – P. 145–156.
121. Yao G., Wang L. V. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix characterization of biological tissue by optical coherence tomography // *Optics Letters*. – 1999. – Vol. 24, No. 8. – P. 537–539.
122. Smith M. H., Burke P., Lompadro A., Tanner E., Hillman L. W. Mueller matrix imaging polarimetry in dermatology // *Proceedings of SPIE*. – 2000. – Vol. 3991. – P. 210–216.
123. Smith M. H. Interpreting Mueller matrix images of tissues // *Proceedings of SPIE*. – 2001. – Vol. 4257. – P. 82–89.
124. Yao G., Wang L. V. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix characterization of biological tissue by optical coherence tomography // *Optics Letters*. – 1999. – Vol. 24, No. 8. – P. 537–539.
125. Jiao S., Yao G., Wang L. V. Depth-resolved two-dimensional Stokes vectors of backscattered light and Mueller matrices of biological tissue measured with

optical coherence tomography // *Applied Optics*. – 2000. – Vol. 39, No. 34. – P. 6318–6324.

126. Jiao S., Wang L. V. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography // *Optics Letters*. – 2002. – Vol. 27, No. 2. – P. 101–103.

127. Qi J., Elson D. S. Mueller polarimetric imaging for surgical and diagnostic applications: a review // *Journal of Biophotonics*. – 2017. – Vol. 10, No. 8. – P. 950–982.

128. Song B. K., Gu H., Zhang J., Wang Y., Wang X., Liu Y. Broadband optical properties of graphene and HOPG investigated by spectroscopic Mueller matrix ellipsometry // *Applied Surface Science*. – 2018. – Vol. 439. – P. 1079–1087.

129. Chang J. T., He H. H., Zhang Y., Wang Y., Li Y., Wang Y. Division of focal plane polarimeter-based 3×4 Mueller matrix microscope: a potential tool for quick diagnosis of human carcinoma tissues // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – Vol. 21, No. 5. – P. 056002.

130. Fu Y. F., He H. H., Zhang Y., Wang Y., Li Y., Wang Y. Flexible 3×3 Mueller matrix endoscope prototype for cancer detection // *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*. – 2018. – Vol. 67, No. 7. – P. 1700–1712.

131. Vizet J., Ossikovski R. Symmetric decomposition of experimental depolarizing Mueller matrices in the degenerate case // *Applied Optics*. – 2018. – Vol. 57, No. 5. – P. 1159–1167.

132. Arteaga O., Freudenthal J., Wang B., Kahr B. Mueller matrix polarimetry with four photoelastic modulators: theory and calibration // *Applied Optics*. – 2012. – Vol. 51, No. 28. – P. 6805–6817.

133. Alali S., Gribble A., Vitkin I. A. Rapid wide-field Mueller matrix polarimetry imaging based on four photoelastic modulators with no moving parts // *Optics Letters*. – 2016. – Vol. 41, No. 5. – P. 1038–1041.

134. Qi J., Ye M., Singh M., Clancy N. T., Elson D. S. Narrow band 3×3 Mueller polarimetric endoscopy // *Biomedical Optics Express*. – 2013. – Vol. 4, No. 11. – P. 2433–2449.

135. Dong Y., He H. H., Wang Y., Li Y., Wang Y. Probing variations of fibrous structures during the development of breast ductal carcinoma tissues via Mueller matrix imaging // *Biomedical Optics Express*. – 2020. – Vol. 11, No. 9. – P. 4960–4975.
136. Dong Y., He H. H., Wang Y., Li Y., Wang Y. Quantitatively characterizing the microstructural features of breast ductal carcinoma tissues in different progression stages by Mueller matrix microscope // *Biomedical Optics Express*. – 2017. – Vol. 8, No. 8. – P. 3643–3655.
137. Suárez-Bermejo J. C., Bernabeu E., Campos J., Yzuel M. J. Mueller matrix polarimetry using full Poincaré beams // *Optics and Lasers in Engineering*. – 2019. – Vol. 122. – P. 134–141.
138. Dai H., Yan C. X. Measurement errors resulted from misalignment errors of the retarder in a rotating-retarder complete Stokes polarimeter // *Optics Express*. – 2014. – Vol. 22, No. 10. – P. 11869–11883.
139. Mu T. K., He H. H., Wang Y., Li Y., Wang Y. Error analysis of single-snapshot full-Stokes division-of-aperture imaging polarimeters // *Optics Express*. – 2015. – Vol. 23, No. 8. – P. 10822–10835.
140. Peinado A., Lizana A., Campos J. Optimization and performance criteria of a Stokes polarimeter based on two variable retarders // *Optics Express*. – 2010. – Vol. 18, No. 9. – P. 9815–9830.
141. Qi J., He H., Lin J., Dong Y., Chen D., Ma H., Elson D.S. Assessment of tissue polarimetric properties using Stokes polarimetric imaging with circularly polarized illumination // *J. Biophotonics*. – 2018. – Vol. 11, No. 4. – P. e201700139.
142. Wang Y., He H., Chang J., He C., Liu S., Li M., Zeng N., Wu J., Ma H. Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues // *J. Biomed. Opt.* – 2016. – Vol. 21, No. 7. – P. 071112.
143. Liu T., Lu M., Chen B., Zhong Q., Li J., He H., Mao H., Ma H. Distinguishing structural features between Crohn's disease and gastrointestinal luminal tuberculosis using Mueller matrix derived parameters // *J. Biophotonics*. – 2019. – Vol. 12, No. 12. – P. e201900151.

144. Shen Y.X., Dong Y., Liu S., He H., Ma H. Comparative study of the influence of imaging resolution on linear retardance parameters derived from the Mueller matrix // *Biomed. Opt. Express.* – 2021. – Vol. 12, No. 1. – P. 211–225.
145. Pierangelo A., Manhas S., Benali A., Fallet C., Totobenazara J.L., Antonelli M.R., Novikova T., Gayet B., De Martino A., Validire P. Multispectral Mueller polarimetric imaging detecting residual cancer and cancer regression after neoadjuvant treatment for colorectal carcinomas // *J. Biomed. Opt.* – 2013. – Vol. 18, No. 4. – P. 046014.
146. Sun M.H., He H., Zeng N., Du E., Guo Y., Liu S., Wu J., He Y., Ma H. Characterizing the microstructures of biological tissues using Mueller matrix and transformed polarization parameters // *Biomed. Opt. Express.* – 2014. – Vol. 5, No. 12. – P. 4223–4234.
147. Gil J.J. Invariant quantities of a Mueller matrix under rotation and retarder transformations // *J. Opt. Soc. Am. A.* – 2016. – Vol. 33, No. 1. – P. 52–58.
148. Iqbal M., Khan M., Khan S., Ahmad M., Khan M. Comparative study of Mueller matrix transformation and polar decomposition for optical characterization of turbid media // *Optik.* – 2020. – Vol. 224. – P. 165508.
149. Sun T., Liu T., He H., Ma H. Distinguishing anisotropy orientations originated from scattering and birefringence of turbid media using Mueller matrix derived parameters // *Opt. Lett.* – 2018. – Vol. 43, No. 17. – P. 4092–4095.
150. Khaliq A., Khan M., Iqbal M., Khan S., Ahmad M. Comparative study of 3×3 Mueller matrix transformation and polar decomposition // *Opt. Commun.* – 2021. – Vol. 485. – P. 126756.
151. Wang Y.F., He H., Chang J., Zeng N., Liu S., Li M., Ma H. Study on the validity of 3×3 Mueller matrix decomposition // *J. Biomed. Opt.* – 2015. – Vol. 20, No. 6. – P. 065003.
152. Li P.C., Lee H.R., Chandel S., Lotz C., Groeber-Becker F.K., Dembski S., Ossikovski R., Ma H., Novikova T. Analysis of tissue microstructure with Mueller microscopy: logarithmic decomposition and Monte Carlo modeling // *J. Biomed. Opt.* – 2020. – Vol. 25, No. 1. – P. 015002.

153. Li P.C., He H., Ma H. Characteristic Mueller matrices for direct assessment of the breaking of symmetries // *Opt. Lett.* – 2020. – Vol. 45, No. 3. – P. 706–709.
154. Vizet J., Pierangelo A., Novikova T., De Martino A., Gayet B., Benali A., Validire P. In vivo imaging of uterine cervix with a Mueller polarimetric colposcope // *Sci. Rep.* – 2017. – Vol. 7. – P. 2471.
155. Spandana K.U., Mahato K.K., Mazumder N. Polarization-resolved Stokes–Mueller imaging: a review of technology and applications // *Lasers Med. Sci.* – 2019. – Vol. 34, No. 7. – P. 1283–1293.
156. Manhas S., Swami M.K., Buddhiwant P., Ghosh N., Gupta P.K., Singh K. Demonstration of full 4×4 Mueller polarimetry through an optical fiber for endoscopic applications // *Opt. Express.* – 2015. – Vol. 23, No. 3. – P. 3047–3054.
157. Vizet J., Pierangelo A., Novikova T., De Martino A., Gayet B., Benali A., Validire P. Optical fiber-based full Mueller polarimeter for endoscopic imaging using a two-wavelength simultaneous measurement method // *J. Biomed. Opt.* – 2016. – Vol. 21, No. 7. – P. 071106.
158. Rivet S., Bradu A., Podoleanu A. 70 kHz full 4×4 Mueller polarimeter and simultaneous fiber calibration for endoscopic applications // *Opt. Express.* – 2015. – Vol. 23, No. 18. – P. 23768–23786.
159. Forward S., Ghosh N., Vitkin I.A. Flexible polarimetric probe for 3×3 Mueller matrix measurements of biological tissue // *Sci. Rep.* – 2017. – Vol. 7. – P. 11958.
160. Chen D.S., He H., Ma H., Elson D.S. Study of optical clearing in polarization measurements by Monte Carlo simulations with anisotropic tissue-mimicking models // *J. Biomed. Opt.* – 2016. – Vol. 21, No. 8. – P. 081209.
161. Wang Y., He H.H., Chang J.T., Ma H. Differentiating characteristic microstructural features of cancerous tissues using Mueller matrix microscope // *Micron.* – 2015. – Vol. 79. – P. 8–15.
162. Du E., He H.H., Ma H., Chang J.T. Mueller matrix polarimetry for differentiating characteristic features of cancerous tissues // *J. Biomed. Opt.* – 2014. – Vol. 19, № 7. – P. 076013.

163. Pierangelo A., Nazac A., Benali A., Validire P., Cohen H., Novikova T. Polarimetric imaging of uterine cervix: a case study // *Opt. Express.* – 2013. – Vol. 21, № 12. – P. 14120–14130.
164. Rehbinder J., Pierangelo A., Nazac A., Benali A., Validire P., Cohen H., Novikova T. Ex vivo Mueller polarimetric imaging of the uterine cervix: a first statistical evaluation // *J. Biomed. Opt.* – 2016. – Vol. 21, № 7. – P. 071113.
165. Chue-Sang J., Bai Y., Stoff S., Straton D., Ramaswamy S., Ramella-Roman J.C. Use of combined polarization-sensitive optical coherence tomography and Mueller matrix imaging for the polarimetric characterization of excised biological tissue // *J. Biomed. Opt.* – 2016. – Vol. 21, № 7. – P. 071109.
166. Wang W.F., Lim L.G., Srivastava S., So B.Y.J., Shabbir A., Liu Q. Roles of linear and circular polarization properties and effect of wavelength choice on differentiation between ex vivo normal and cancerous gastric samples // *J. Biomed. Opt.* – 2014. – Vol. 19, № 4. – P. 046020.
167. Borovkova M., Bykov A., Popov A., Kinnunen M., Meglinski I. Evaluating β -amyloidosis progression in Alzheimer's disease with Mueller polarimetry // *Biomed. Opt. Express.* – 2020. – Vol. 11, № 8. – P. 4509–4519.
168. Qi J., Elson D.S. A high definition Mueller polarimetric endoscope for tissue characterisation // *Sci. Rep.* – 2016. – Vol. 6. – P. 25953.
169. Pham H.T.T., Nguyen A.L.T., Vo T.V., Huynh K.C., Phan Q.H. Optical parameters of human blood plasma, collagen, and calfskin based on the Stokes–Mueller technique // *Appl. Opt.* – 2018. – Vol. 57, № 16. – P. 4353–4359.
170. He H., He C., Chang J., Lv D., Wu J., Duan C., Ma H. Monitoring microstructural variations of fresh skeletal muscle tissues by Mueller matrix imaging // *J. Biophotonics.* – 2017. – Vol. 10, № 5. – P. 664–673.
171. Saytashev I., Saha S., Chue-Sang J., Lopez P., Laughrey M., Ramella-Roman J.C. Self-validating Mueller matrix Micro–Mesoscope (SAMMM) for the characterization of biological media // *Opt. Lett.* – 2020. – Vol. 45, № 8. – P. 2168–2171.

172. Chen Z., Meng R., Zhu Y., Ma H. A collinear reflection Mueller matrix microscope for backscattering Mueller matrix imaging // Opt. Lasers Eng. – 2020. – Vol. 129. – P. 106055.
173. Gonzalez M., Montejo K.A., Krupp K., Srinivas V., DeHoog E., Madhivanan P., Ramella-Roman J.C. Design and implementation of a portable colposcope Mueller matrix polarimeter // J. Biomed. Opt. – 2020. – Vol. 25, № 11. – P. 116006.
174. Ushenko Yu.A., Dubolazov O.V., Karachevtsev A.O. Statistical structure of skin derma Mueller-matrix images in the process of cancer changes // Opt. Memory Neural Netw. – 2011. – Vol. 20, № 2. – P. 145–154.
175. Balanetska V.O., Marchuk Y., Karachevtsev A.O., Ushenko V.O. Singular analysis of Jones-matrix images describing polycrystalline networks of biological crystals in diagnostics of cholelithiasis in its latent period // Semicond. Phys. Quantum Electron. Optoelectron. – 2011. – Vol. 14, № 2. – P. 188–194.
176. Ushenko Yu.A., Dubolazov A.V., Karachevtsev A.O., Zabolotna N.I. A fractal and statistic analysis of Mueller-matrix images of phase inhomogeneous layers // Proc. SPIE. – 2011. – Vol. 8134. – P. 81340P.
177. Ushenko A., Misevich I., Karachevtsev A., Tomka Yu., Bachinsky V.T. Mueller-matrixes tomography of phase inhomogeneous layers // Proc. SPIE. – 2010. – Vol. 7821. – P. 782111.
178. Ushenko Y., Dubolazov A., Karachevtsev A. Evolution of statistic moments of 2D-distributions of biological tissues Mueller matrix elements of the optically thick biological tissues in the process of their birefringent structure changes // Proc. SPIE. – 2011. – Vol. 8338. – P. 83380H.
179. Ushenko Yu.A., Dubolazov A.V., Karachevtsev A.O., Zabolotna N.I. Complex degree of mutual anisotropy in diagnostics of biological tissues physiological changes // Proc. SPIE. – 2011. – Vol. 8134. – P. 81340O.
180. Ushenko Yu.A., Olar O.I., Dubolazov A.V., Balanetskaya V.O., Unguryan V.P., Zabolotna N.I., Oleinichenko B.P. Mueller-matrix diagnostics of optical properties inherent to polycrystalline networks of human blood plasma // Semicond. Phys. Quantum Electron. Optoelectron. – 2011. – Vol. 14, № 1. – P. 98–105.

181. Ushenko, Yu. A. Investigation of formation and interrelations of polarization singular structure and Mueller-matrix images of biological tissues and diagnostics of their cancer changes / Yu. A. Ushenko, A. V. Dubolazov, A. O. Karachevtsev // *Journal of Biomedical Optics*. – 2011. – Vol. 16, No. 6. – P. 066006.
182. Ushenko, Yu. O. Wavelet analysis for Mueller matrix images of biological crystal networks / Yu. O. Ushenko, Yu. Ya. Tomka, O. G. Pridiy, A. V. Motrich, O. V. Dubolazov, I. Z. Misevitch, V. V. Istratiy // *Semiconductor Physics, Quantum Electronics and Optoelectronics*. – 2009. – Vol. 12, No. 4. – P. 391–398.
183. Misevitch, I. Z. Investigation of singularities inherent to Mueller matrix images of biological crystals: diagnostics of their birefringent structure / I. Z. Misevitch, Yu. O. Ushenko, O. G. Pridiy, A. V. Motrich, Yu. Ya. Tomka, O. V. Dubolazov // *Semiconductor Physics, Quantum Electronics and Optoelectronics*. – 2009. – Vol. 12, No. 4. – P. 379–390.
184. Ushenko, A. G. Polarization metrology of Mueller matrices images of phase-inhomogeneous layers / A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, I. Z. Misevitch, A. V. Dubolazov, V. I. Istratiy // *Proceedings of the 9th International Symposium on Measurement Technology and Intelligent Instruments*. – 2009. – Vol. 3. – P. 267–270.
185. Ushenko, Y. A. The degree of mutual correlation of coordinate distributions of Mueller matrix elements of biological tissues and diagnostics of their physiological state / Y. A. Ushenko, Yu. Ya. Tomka, A. V. Dubolazov // *Proceedings of ST-OPTO 2009*. – 2009. – Vol. 2. – P. 347–352.
186. Dubolazov, A. V. Polarization metrology of Mueller matrices images of biological tissues phase-inhomogeneous layers / A. V. Dubolazov, O. Yu. Telenga, A. O. Karachevtsev // *Proceedings of SPIE*. – 2009. – Vol. 7388. – P. 73881F.
187. Dubolazov, A. V. Mueller-matrices tomography of two-layer biological crystals networks / A. V. Dubolazov, I. Z. Misevitch, V. P. Ungurian // *Proceedings of SPIE*. – 2009. – Vol. 7388. – P. 73881G.
188. Dubolazov, O. V. On the feasibilities of using the wavelet analysis of Mueller matrix images of biological crystals / O. V. Dubolazov, A. G. Ushenko, V. T.

Bachynsky, A. P. Peresunko, O. Ya. Vanchulyak // *Advances in Optical Technologies*. – 2010. – Vol. 2010. – Article ID 162832.

189. Dubolazov, A. V. The interconnection between the coordinate distribution of Mueller-matrix images characteristic values of biological liquid crystals net and the pathological changes of human tissues / A. V. Dubolazov, O. V. Angelsky, Yu. A. Ushenko, O. Yu. Telenha // *Advances in Optical Technologies*. – 2010. – Vol. 2010. – Article ID 130659.

190. Ushenko, Yu. A. Mueller-matrix diagnostics of optical properties of polycrystalline networks of human blood plasma / Yu. A. Ushenko, V. A. Ushenko, A. V. Dubolazov, V. O. Balanetskaya, N. I. Zabolotna // *Optics and Spectroscopy*. – 2012. – Vol. 112, No. 6. – P. 884–892.

191. Ushenko, V. A. Two-wavelength Mueller matrix reconstruction of blood plasma films polycrystalline structure in diagnostics of breast cancer / V. A. Ushenko, O. V. Dubolazov, A. O. Karachevtsev // *Applied Optics*. – 2014. – Vol. 53, No. 10. – P. B128–B139.

192. Ushenko, V. A. Azimuthally invariant Mueller-matrix mapping of biological tissue in differential diagnosis of mechanisms protein molecules networks anisotropy / V. A. Ushenko, M. S. Gavrylyak // *Proceedings of SPIE*. – 2013. – Vol. 8812. – P. 88120Y.

193. Ushenko, V. O. Two-dimensional Mueller matrix phase tomography of self-similarity birefringence structure of biological tissues / V. O. Ushenko // *Proceedings of SPIE*. – 2012. – Vol. 8487. – P. 84870W.

194. Ushenko, V. A. Mueller-matrices polarization selection of two-dimensional linear and circular birefringence images / V. A. Ushenko, N. I. Zabolotna, S. V. Pavlov, D. M. Burcovets, O. Yu. Novakovska // *Proceedings of SPIE*. – 2013. – Vol. 9066. – P. 90661X.

195. Ushenko, V. A. Correlation and self-similarity structure of polycrystalline network biological layers Mueller matrices images / V. A. Ushenko, A. V. Dubolazov // *Proceedings of SPIE*. – 2013. – Vol. 8856. – P. 88562D.

196. Ushenko, V. O. Evolution of Mueller matrix images of the myometrium for the optical anisotropy oncological changes / V. O. Ushenko, G. D. Koval, A. V.

- Dubolazov, A. O. Karachevtsev, O. I. Olar, T. M. Boychuk // Proceedings of the 2nd International Conference of Nanotechnologies and Biomedical Engineering. – 2013. – P. 632–635.
197. Karachevtsev, A. O. Evolution of Mueller matrix images of the myometrium for the optical anisotropy oncological changes / A. O. Karachevtsev, Yu. O. Ushenko, A. V. Dubolazov, V. O. Ushenko // Book of Abstracts of the V International Conference for Young Scientists "Low Temperature Physics". – 2014. – P. 148.
198. Ushenko, V. A. Two-dimensional Mueller matrix tomography of self-similarity birefringence structure of biological tissues / V. A. Ushenko // Book of Abstracts of Optics+Photonics. – 2012. – P. 159.
199. Ushenko, V. A. Azimuthally-invariant Mueller-matrix mapping of biological tissue in differential diagnosis of mechanisms protein molecules networks anisotropy / V. A. Ushenko // Book of Abstracts of Optics+Photonics. – 2013. – P. 123.
200. Ushenko, V. A. Mueller-matrices polarization selection of two-dimensional linear and circular birefringence images / V. A. Ushenko, G. D. Koval // Book of Abstracts of Optics+Photonics. – 2013. – P. 558.
201. Bodnar A., Bodnar B., Protsyuk V., Vasyuk V., Ushenko A.G., Zhytaryuk V., Ushenko V., Olar O., Yatsko O. Scale-Selective Differentiation of Mueller-Matrix Images of Polycrystalline Networks of Biological Tissues and Fluids of Human Organs // 2020 IEEE KhPI Week on Advanced Technology. – 2020. – P. 463–466.
202. Ivashkevich Y., Vanchulyak O., Tomka Y., Ushenko O., Olar O., Shaplavskiy M. Diffuse Tomography of Fluctuations of Optical Anisotropy of Blood Films in Differentiation of the Cause of Human Poisoning // 2020 IEEE KhPI Week on Advanced Technology. – 2020. – P. 455–458.
203. Solovey Y., Ushenko O., Zhytaryuk V., Dubolazov O., Ushenko V., Kovalchuk M., Yatsko O. Differential Mapping of Depolarization Component of Mueller Matrix of Optically Thick Biological Layers // Proc. SPIE. – 2020. – Vol. 11718. – Article ID: 117181F.

204. Pavlyukovich A., Pavlyukovich N., Sarkisova Y., Dubolazov O., Ushenko A., Ushenko V., Kovalchuk M., Solovey Y., Railianu S., Polovyi V. Azimuthally Invariant Mueller-Matrix Tomography of Linear Dichroism of Polycrystalline Networks of Biological Tissues // *Proc. SPIE.* – 2020. – Vol. 11718. – Article ID: 117181J.
205. Ushenko A.G., Sarkisova Y., Bachinsky V.T., Vanchuliak O.Y., Dubolazov A.V., Ushenko Y.O., Tomka Y.Y., Besaga R.M., Gromaszek K., Sagymbai A., Abdihanov A. Diagnostics of the Prescriptions of Death by a Method of Azimuthally-Invariant Mueller-Matrix Microscopy // *Proc. SPIE.* – 2020. – Vol. 11581. – Article ID: 115810J.
206. Dubolazov A., Ushenko V., Trifonyuk L., Stashkevich A., Soltys I., Ushenko Y., Tomka Y., Ushenko A., Gantyuk V., Gorodensky P. Polarization-Singular Approach to Imaging Mueller-Matrix Polarimetry in the Differential Diagnosis of Histological Sections of Biopsy of Tumors of the Uterus and Prostate // *Frontiers in Physics.* – 2021. – Vol. 9. – Article ID: 711212.
207. Ushenko V.O., Trifonyuk L., Ushenko Y.A., Dubolazov O.V., Gorsky M.P., Ushenko A.G. Polarization Singularity Analysis of Mueller-Matrix Invariants of Optical Anisotropy of Biological Tissues Samples in Cancer Diagnostics // *Journal of Optics.* – 2021. – Vol. 23, No. 6. – Article ID: 064004.
208. Bachinsky V., Vanchulyak O.Y., Ushenko A.G., Ushenko Y.A., Dubolazov A.V., Bykov A., Hogan B., Meglinski I. Diagnosis of Acute Coronary Insufficiency by the Method of Mueller Matrix Analysis of Myosin Myocardium Networks // *SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology.* – 2021. – P. 53–87.
209. Ushenko Y., Sarkisova Y., Polyvkan M., Vanchulyak O., Ushenko O., Dubolazov O., Soltys I., Gorodensky P., Gantyuk V., Yan W., Wójcik W., Kozbakova A. Wavelet Mueller-Matrix Optical Microscopy of Vitreous Body Preparations in the Determination of Time of Death // *Proc. SPIE.* – 2022. – Vol. 12476. – Article ID: 1247606.
210. Gottlieb D., Arteaga O. Mueller Matrix Imaging with a Polarization Camera: Application to Microscopy // *Optics Express.* – 2021. – Vol. 29, No. 21. – P. 34723–34734.

211. Rivet S., Dubreuil M., Bradu A., Le Grand Y. Fast Spectrally Encoded Mueller Optical Scanning Microscopy // *Scientific Reports*. – 2019. – Vol. 9. – Article ID: 3972.
212. Qi J., He C., Elson D.S. Real-Time Complete Stokes Polarimetric Imager Based on a Linear Polarizer Array Camera for Tissue Polarimetric Imaging // *Biomedical Optics Express*. – 2017. – Vol. 8, No. 11. – P. 4933–4946.
213. Kim M., Lee H.R., Ossikovski R., Malfait-Jobart A., Lamarque D., Novikova T. Optical Diagnosis of Gastric Tissue Biopsies with Mueller Microscopy and Statistical Analysis // *Journal of the European Optical Society-Rapid Publications*. – 2022. – Vol. 18, No. 2. – Article ID: 10.
214. Yao G., Duan D. High-Resolution 3D Tractography of Fibrous Tissue Based on Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography // *Experimental Biology and Medicine*. – 2020. – Vol. 245, No. 4. – P. 273–281.
215. Qi J., Elson D.S. Mueller Polarimetric Imaging for Surgical and Diagnostic Applications: A Review // *Journal of Biophotonics*. – 2017. – Vol. 10, No. 8. – P. 950–967.
216. Mukherjee P., Horiguchi T., Shibata S., Hagen N., Otani Y. Quantitative Discrimination of Biological Tissues by Micro-Elastographic Measurement Using an Epi-Illumination Mueller Matrix Microscope // *Biomedical Optics Express*. – 2019. – Vol. 10, No. 8. – P. 3847–3859.
217. Qi J., He C., Elson D.S. Real-Time Complete Stokes Polarimetric Imager Based on a Linear Polarizer Array Camera for Tissue Polarimetric Imaging // *Biomedical Optics Express*. – 2017. – Vol. 8, No. 11. – P. 4933–4946.
218. Gottlieb D., Arteaga O. Mueller Matrix Imaging with a Polarization Camera: Application to Microscopy // *Optics Express*. – 2021. – Vol. 29, No. 21. – P. 34723–34734.
219. Vahidnia A., Madanipour K., Abedini R., Karimi R., Sanderson J., Zare Z., Parvin P. Quantitative Polarimetry Mueller Matrix Decomposition Approach for Diagnosing Melanoma and Non-Melanoma Human Skin Cancer // *OSA Continuum*. – 2021. – Vol. 4, No. 9. – P. 2862–2874.

220. De Boer J.F., Hitzenberger C.K., Yasuno Y. Polarization Sensitive Optical Coherence Tomography—A Review // *Biomedical Optics Express*. – 2017. – Vol. 8, No. 3. – P. 1838–1873.
221. Ushenko V.A., Hogan B.T., Dubolazov A., Grechina A.V., Boronikhina T.V., Gorsky M., Ushenko A.G., Ushenko Y.O., Bykov A., Meglinski I. Embossed topographic depolarisation maps of biological tissues with different morphological structures // *Scientific Reports*. – 2021. – Vol. 11, No. 1. – Article No. 3871.
222. Hogan B.T., Ushenko V.A., Syvokorovskaya A.-V., Dubolazov A.V., Vanchulyak O.Y., Ushenko A.G., Ushenko Y.A., Gorsky M.P., Tomka Y., Kuznetsov S.L., Bykov A., Meglinski I. 3D Mueller Matrix Reconstruction of the Optical Anisotropy Parameters of Myocardial Histopathology Tissue Samples // *Frontiers in Physics*. – 2021. – Vol. 9. – Article No. 737866.
223. Dubolazov O., Ushenko O., Motrich A., Gavrylyak M., Soltys I., Gorsky M., Vanchulyak O., Dupeshko Ya. 3D Jones matrix layer-by-layer scanning linear and circular birefringence maps of polycrystalline polyethylene films // *Proceedings of SPIE*. – 2021. – Vol. 12126. – Article No. 121262C.
224. Hu Z., Ushenko O., Motrich A., Dubolazov A., Gavrylyak M., Soltys I., Gorsky M., Matymish M., Nanaka O., Kovalchuk O., Panas P., Sarsembayev M. 3D digital method and algorithm for the reconstruction of the polymer films polycrystalline structure // *Proceedings of SPIE*. – 2022. – Vol. 12476. – Article No. 124760H.
225. Ushenko O., Ushenko V., Besaha R., Ryabiy P., Horodynska N., Oliynik I., Yan W., Prokopovich I., Kravets S., Katayev N., Komada P. 3D digital technology differentiation of high-quality and low-quality organic polymers // *Proceedings of SPIE*. – 2022. – Vol. 12476. – Article No. 124760F.
226. Горський В. Ф. Тампонажні матеріали та розчини. – Чернівці : Облполіграфвидав, 2006. – 132 с.
227. Lee F. M. The chemistry of cement and concrete. – 3rd ed. – London : Edward Arnold, 1970. – 992 p.
228. Ramachandran V. S. Handbook of analytical techniques in concrete science and technology. – Ottawa : National Research Council of Canada, 2001. – 1000 p.

229. Gorsky M. P., Maksimyak A. P., Maksimyak P. P. Study of dynamic light-scattering in the process of cement hydration // Proc. SPIE. – 2006. – Vol. 6254. – P. 244–247.
230. Gorsky M. P., Maksimyak A. P., Maksimyak P. P. Study of speckle dynamic light-scattering in the process of cement hydration // Proc. SPIE. – 2006. – Vol. 6341. – P. 63412E1–63412E6.
231. Gorsky M. P., Maksimyak A. P., Maksimyak P. P. Study of speckle-field dynamics scattered by surface of concrete during congelation // Proc. SPIE. – 2006. – Vol. 6635. – P. 66350E.
232. Angelsky O. V., Hanson S. G., Zenkova C. Yu., Gorsky M. P., Gorodyn's'ka N. V. On polarization metrology estimation of the degree of coherence of optical waves // Optics Express. – 2009. – Vol. 17, № 18. – P. 15623–15634.
233. Angelsky O. V., Polyanskii P. V., Hanson S. G. Singular-optical coloring of regularly scattered white light // Optics Express. – 2006. – Vol. 14, № 17. – P. 7580–7586.
234. Angelsky O. V., Mokhun I. I., Mokhun A. I., Soskin M. S. Interferometric methods in diagnostics of polarization singularities // Physical Review E. – 2002. – Vol. 65. – Article 036602.
235. Gorsky M. P., Maksimyak A. P., Maksimyak P. P. Studies of light backscattering at concrete during its hydration // Ukr. J. Phys. Opt. – 2009. – Vol. 10, № 3. – P. 134–149.
236. Francon M. La granularité laser (speckle) et ses applications en optique. – Paris : Institut d'Optique et Université de Paris, 1978. – 256 p.
237. Ishimaru A. Wave propagation and scattering in random media. – Vol. 1–2. – New York : Academic Press, 1978. – 525 p.
238. Born M., Wolf E. Principles of optics. – 7th ed. – New York : Cambridge University Press, 1999. – 620 p.
239. Akkermans E., Wolf P. E., Maynard R., Maret G. Theoretical study of the coherent backscattering of light by disordered media // J. Physique. – 1988. – Vol. 49. – P. 77–98.

240. Stam J. Multiple scattering as a diffusion process // Proc. Eurographics Rendering Workshop. – 1995. – P. 41–50.
241. Gorsky M. P., Maksimyak A. P., Maksimyak P. P. Optical correlation technique for cement particle size measurements // Optica Applicata. – 2010. – Vol. 10, № 2. – P. 459–469.
242. Morse P. M., Feshbach H. Methods of Theoretical Physics. – New York : McGraw-Hill, 1953. – 997 p.
243. Nye J. Natural Focusing and Fine Structure of Light: Caustics and Wave Dislocations. – Bristol ; Philadelphia : Institute of Physics Publishing, 1999. – 280 p.
244. Gorsky M. P., Maksimyak P. P., Maksimyak A. P. Laser-radiation scattering by cement in the process of hydration: Simulation of the dynamics and experiment // Applied Optics. – 2012. – Vol. 51, № 10. – P. C208–C214.
245. Gorsky M. P., Maksimyak P. P. Application of speckle-field images processing for concrete hardening diagnostics // Semiconductor Physics, Quantum Electronics and Optoelectronics. – 2015. – Vol. 18, № 2. – P. 152–157.
246. Gorsky M. P., Maksimyak P. P. Dynamic coherent light scattering by the cement with carbon nanotubes during hydration process // Proceedings of SPIE. – 2018. – Vol. 10719. – P. 107192W. – DOI: 10.1117/12.2315373.
247. Горський М. П., Максим'як А. П., Максим'як П. П. Спосіб визначення терміну тужавіння зразка цементного тіста : пат. 124956 Україна : МПК G01N 21/27, C04B 7/02 / заявник і патентовласник М. П. Горський, А. П. Максим'як, П. П. Максим'як ; заявл. 27.11.2017 ; опубл. 25.04.2018, Бюл. № 8.
248. Gorsky M.P., Cement hydration investigation by method of piezoelectric photoacoustics / Gorsky, M.P., Maksimyak, P.P. // Applied Optics. – 2014. – 53(10). – B159-B166.
249. Gorsky, Mykhaylo P. Dynamic coherent light scattering during consolidation of polycrystalline structure with short carbon fibers / Gorsky, Mykhaylo P; Maksimyak, Peter P; // Proc. SPIE. - 2019. – 11136. - 1113611.
250. Gorsky, Mykhaylo P. Fourier analysis of speckle fields / Gorsky, Mykhaylo P // Proc. SPIE. - 2020. – 1136. - 113690B.

251. Gorsky M.P. 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.
252. Gorsky, M.P. Statistic analysis of topological transformation of birefringent structure matrix images of biological tissues / Karachevtsev, A.O., Gorsky, M.P. // Proc. SPIE. – 2012. – 8498. – 84980V.
253. Gorsky, M.P. Fourier-Stokes polarimetry of laser radiation scattered fields for diagnostics of dystrophic changes of biological tissues histological sections / Gorsky, M.P., Kushneryk, L.Y., Tryphonyuk, L.Y., Sidor, M. // Applied Optics. – 2012. – 51 (10). – C170-C175.
254. Gorsky, MP. Muller-matrix images of fluctuations of optical anisotropy parameters of biological diffusion layers / Ushenko, Yu A; Gorsky, MP; Tomka, Yu Ya; Sokolnuik, SO; Wanchuliak, O Ya; Kushnerik, L Yu; Golub, S; Besaga, R // Proc. SPIE. - 2018. – 10977. - 109773Z.
255. Gorsky M. 3D digital holographic polarimetry of diffuse optically anisotropic biological tissue object fields / Ushenko A, Zheng J, Gorsky M, Dubolazov A, Ushenko Y, Soltys I, Mikirin I, Chen Z, Wanchuliak O, Gordey I and Jingxian C // Front. Phys. – 2023. – 11. – 1288935.
256. Mykhaylo Gorsky. 3D polarization-interference holographic histology for wavelet-based differentiation of the polycrystalline component of biological tissues with different necrotic states. Forensic applications / Alexander Ushenko, Alexander Dubolazov, Jun Zheng, Alexandra Litvinenko, Mykhaylo Gorsky, Yuriy Ushenko, Iryna Soltys, Olexander Salega, Zhebo Chen, and Oleh Wanchuliak // Journal of Biomedical Optics. – 2024. – 29(5). – 052920.
257. Gorsky M.P. Additional approaches to solving the phase problem in optic / Zenkova, C.Yu., Gorsky, M.P., Ryabiy, P.A., Angelskaya, A.O. // Applied Optics. – 2016. - 55 (12). - B78-B84.
258. Gorsky M.P. 2D Hilbert transform for phase retrieval of speckle fields / Gorsky, M.P., Ryabyi, P.A., Ivanskyi, D.I. // Proc. SPIE. – 2016. - 9970. - 99701N.

259. Gorsky M.P. Pseudo-phase mapping of speckle fields using 2D Hilbert transformation / Zenkova, C.Y., Gorsky, M.P., Ryabiy, P.A. // *Optica Applicata*. – 2016. – 46 (1). – 153-162.
260. Gorsky M.P. Phase retrieval of speckle fields based on 2D Hilbert transform / Zenkova, C.Y., Gorsky, M.P., Ryabyj, P.A. // *Optical Memory and Neural Networks (Information Optics)*. – 2015. – 24 (4). – 303-308.
261. Gorsky M.P. The phase problem solving by the use of optical correlation algorithm for reconstructing phase skeleton of complex optical fields / Zenkova, C.Yu., Gorsky, M.P., Ryabiy, P.A. // *Proc. SPIE*. – 2015. – 9258. – 92582B.
262. Gorsky M.P. Methods of restoring spatial phase distribution of complex optical fields in the approximation of singular optics / Zenkova, C.Y., Gorsky, M.P., Riabiy, P.A. // *Romanian Reports in Physics*. – 2015. – 67 (4). – 1401-1411.
263. Gorsky M.P. Different approaches to phase restoration of distant complex optical fields / Zenkova, C.Yu., Gorsky, M.P., Ryabiy, P.A., Gruia, I. // *Optica Applicata*. – 2015. – 45 (2). – 139-150.
264. Gorsky M.P. Optical correlation algorithm for reconstructing phase skeleton of complex optical fields for solving the phase problem / Angelsky, O.V., Gorsky, M.P., Hanson, S.G., Lukin, V.P., Mokhun, I.I., Polyanskii, P.V., Ryabiy, P.A. // *Optics Express*. – 2014. – 22 (5). – 6186-6193.
265. Marchesini R., Bertoni A., Andreola S., Melloni E., Sichirollo A.E. Extinction and absorption coefficients and scattering phase functions of human tissues in vitro // *Applied Optics*. – 1989. – Vol. 28, No. 12. – P. 2318–2324.
266. Edwards D.K., Gier J.T., Nelson K.E., Roddick R.D. Integrating sphere for imperfectly diffuse samples // *Journal of the Optical Society of America*. – 1961. – Vol. 51, No. 11. – P. 1279–1288.
267. Ushenko A.G., Angelsky P.O., Sidor M., Marchuk Y.F., Andreychuk D.R. Spatial-frequency selection of complex degree of coherence of laser images of blood plasma in diagnostics and differentiation of pathological states of human organism // *Applied Optics*. – 2014. – Vol. 53, No. 10. – P. B172–B180.

268. Ushenko O.G., Dubolazov A.V., Balanetska V.O., Karachevtsev A.O., Sidor M.I. Wavelet analysis for polarization inhomogeneous laser images of blood plasma // Proceedings of SPIE. – 2011. – Vol. 8338. – Article ID 83381H.
269. Ushenko Y., Tomka Y., Dubolazov O., Karachevtsev A., Sidor M., Marchuk Y., Pashkovskaya N. Wavelet-analysis for laser images of blood plasma // Advances in Electrical and Computer Engineering. – 2011. – Vol. 11, No. 2. – P. 55–62.

ДОДАТОК 1

ЛАЗЕРНІ СПЕКЛ ПОЛЯ ФАЗОВО-НЕОДНОРІДНОГО ШАРУ НЕОРГАНІЧНОГО ПОХОДЖЕННЯ

Враховуючи, що найімовірніший діаметр частинок цементу становить 10 мкм і більше для різних видів цементу, можна припустити, що моделювання розсіювання на одному шарі частинок цементу дасть результати якісно порівняні з реальними процесами. Також варто відзначити, що частинки, розмір яких порівняний з довжиною хвилі розсіяного когерентного випромінювання (у нашому випадку 0,63 мкм), не викликають ніяких флуктуацій інтенсивності спекл-поля, а також зміни фази та амплітуди, які вони вносять при зміні їх розмірів, нехтовно малі.

Моделювання складається з трьох основних етапів:

- визначення граничного поля об'єкта шляхом подання його у вигляді парціальних джерел;
- розрахунок результуючого розподілу інтенсивності внаслідок інтерференції вейвлетів від парціальних джерел;
- моделювання зміни структури шару частинок при гідратації з наступним перерахуванням границі та результуючих полів.

Розрахунок граничного поля здійснюється в такий спосіб. Частинки цементу представляються у вигляді ділянок, що знаходяться у воді, розміри яких розподілені за законом Релея з найбільш ймовірним радіусом $\sigma = 5.6$ мкм (рис. 1) [241].

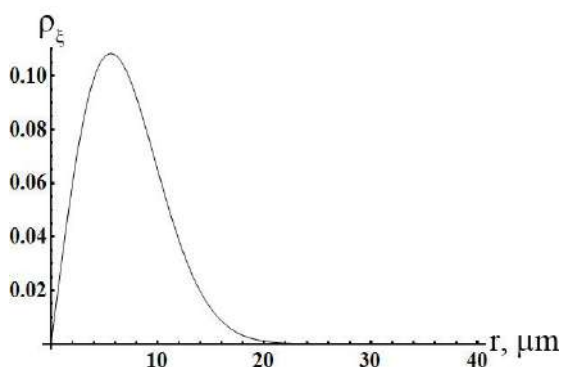


Рис. 1. Розподіл частинок цементу згідно із законом Релея

При моделюванні враховується тільки зворотне розсіювання плоских лінійно-поляризованих хвиль від першого шару частинок.

Зміни стану поляризації зворотного розсіяного випромінювання обумовлені зміною азимуту поляризації при відбиванні від поверхні частинок і двопротенезаломлюючими властивостями частинок. Промені, відбиті від поверхні частки, не враховуються, оскільки вони відсікаються поляризатором. Як показано на рис. 2 промені, відбиті від внутрішньої поверхні сферичних частинок, відбиваються назад (промені, що пройшли всередину частинок, на рис. 2 не показані).

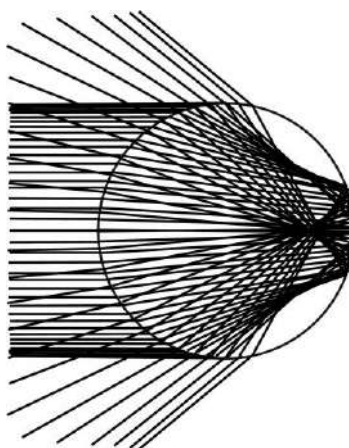


Рис. 2. Ілюстрація променів, відбитих від внутрішньої поверхні сферичних частинок

Трасування променів залежить від розміру сферичних частинок [239]. При проходженні променів усередині частинок змінюється різниця фаз між ортогональними складовими, що викликає зміну стану поляризації зворотно розсіяного випромінювання.

На рис. 3 представлена схема проходження пучка всередині сферичних частинок.

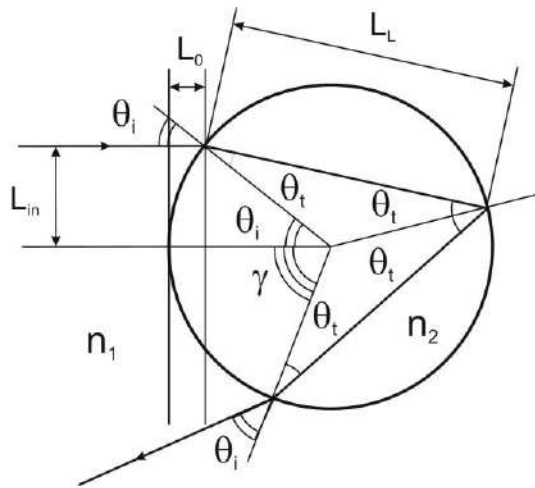


Рис. 3. Ілюстрація променів усередині сферичної частки

З рисунка видно, що кут між нормаллю до поверхні сферичної частки і падаючим променем різний для різних точок поверхні.

Позначення на рис. 3 наступні: θ_i - кут входу; θ_t - кут заломлення; n_1 і n_2 - показники заломлення середовища та частки відповідно; $L_{in}(d, \theta_i) = \frac{d \sin(\theta_i)}{2}$ - відстань від осевого променя; γ - кут, що визначає точку виходу променя на поверхню частки; $L_0(d, \theta_i)$ - оптичний шлях до поверхні частинок; $L_L(d, \theta_i)$ - половина шляху променя усередині частки.

З рис. 3 видно, що повний оптичний шлях:

$$L_f(d, \theta_i) = n_1 L_{in}(d, \theta_i) + 2n_2 L_L(d, \theta_i) \quad (1)$$

Відповідно, при обчисленні залежностей кута γ від параметра $\frac{L_{in}(d, \theta_i)}{d}$ і $\frac{L_f(d, \theta_i)}{d}$ від $\frac{L_{in}(d, \theta_i)}{d}$, отримуємо точний оптичний шлях і, отже, фазу променя в залежності від γ , інакше кажучи, для точки виходу з частки.

Інтенсивність випромінювання, що пройшло через поверхню частинки та відбитого від її внутрішньої поверхні, визначається за формулою Френеля [238]:

$$T_{R\parallel} = \frac{2n_1 \cos \theta_i}{n_2 \cos \theta_i + n_1 \cos \theta_t} A_{\parallel} \quad (2)$$

$$T_{R\perp} = \frac{2n_1 \cos \theta_i}{n_1 \cos \theta_i + n_2 \cos \theta_t} A_{\perp} \quad (3)$$

$$A_{R\parallel} = \frac{n_2 \cos \theta_i - n_1 \cos \theta_t}{n_2 \cos \theta_i + n_1 \cos \theta_t} A_{\parallel} \quad (4)$$

$$A_{R\perp} = \frac{n_1 \cos \theta_i - n_2 \cos \theta_t}{n_1 \cos \theta_i + n_2 \cos \theta_t} A_{\perp} \quad (5)$$

Тут $A_{\parallel}$ - амплітудна складова падаючої хвилі, що лежить у площині падіння;
 $A_{\perp}$ - амплітудна складова падаючої хвилі, перпендикулярна площині падіння;
 $A_{R\parallel}$, $T_{R\parallel}$ - амплітуди паралельних складових відбитої та пропущеної хвиль
відповідно; $A_{R\perp}$, $T_{R\perp}$ - амплітуди перпендикулярних складових відбитої і
пропущеної хвиль відповідно. Використовуючи знову залежність кута від
параметра $\frac{L_{in}(d, \theta_i)}{d}$, отримуємо коефіцієнт пропускання променя в залежності
від точки виходу з частки.

Різниця ходу звичайного та незвичайного променів визначається
різницею показників заломлення Δn . Задамо нормальний закон розподілу Δn
для всіх частинок об'єкта. Для цементу максимальне значення $\Delta n = 0,08$,
дисперсія $\delta_{\Delta n} = 0.01$ середнє значення $\Delta n = 0,04$. Залежність густини
ймовірності $p_{\xi}(n)$ представлена на рис. 4.

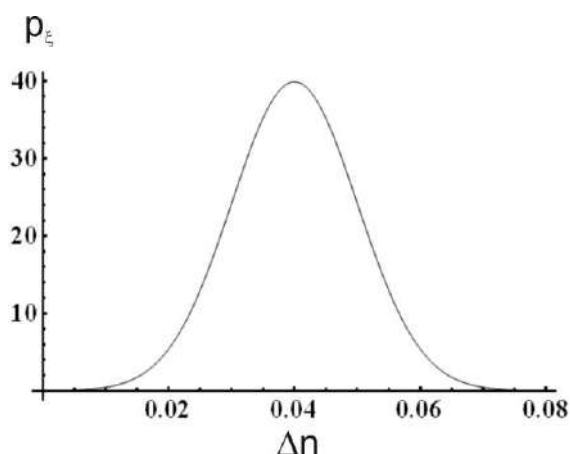


Рис. 4. Залежність густини ймовірності p_ξ від Δn

Різниця фаз між звичайним та незвичайним променями визначається рівнянням:

$$\Delta\varphi = 2\pi \frac{L_L \Delta n}{\lambda} \quad (6)$$

Положення головної оптичної осі кристала визначається кутами між нею та площиною поляризації падаючої хвилі α і напрямом поширення падаючої хвилі β . Обидва кути діляться з рівною ймовірністю в межах $0 \div \pi$. При моделюванні значення Δn , α та β не змінюються з часом. Кути α і β визначають амплітуди ортогональних складових зворотно розсіяної хвилі, які залишаються незмінними для одиночного променя незалежно від розміру частинок. Таким чином, при моделюванні зростання частинок цементу визначається рівномірний розподіл співвідношення ортогональних складових для кожної відбитої хвилі. Це співвідношення залишається постійним під час гідратації.

Розрахунок результуючого розподілу інтенсивності проводиться в такий спосіб. Розрахунки поля зворотного розсіювання виконані на основі принципу Гюйгенса-Френеля як суперпозиції парціальних сферичних вторинних хвиль, що поширюються від поверхні сферичних частинок. Різниця фаз для парціальних хвиль визначається оптичною різницею ходу променів до різних частин сферичних частинок та довжиною оптичного шляху L_f .

Кожна компонента парціальних хвиль описується рівнянням монохроматичної сферичної хвилі згідно з формулою [238, 239]:

$$E_i(\vec{r}, t) = \frac{E_{wi} \cos(\omega_w t - \vec{k}\vec{r})}{r} \quad (7)$$

Тут E_w – амплітуда хвилі; ω_w – частота монохроматичного випромінювання; $\vec{k}$ – хвильовий вектор хвилі; $\vec{r}$ – вектор, що визначає положення від джерела хвилі до точки спостереження; $i = x, y$ – відповідний компонент.

Амплітуди поля у будь-якій точці зони спостереження з координатами ξ та μ визначаються наступним чином:

$$E_x(\xi, \mu) = \sum_{i,j} \frac{R_{(i,j)x} E_{wy} \cos(\omega_w t + \vec{k}\vec{r}_{(i,j)} + \varphi_{(i,j)})}{r_{(i,j)}} \quad (8)$$

$$E_y(\xi, \mu) = \sum_{i,j} \frac{R_{(i,j)y} E_{wy} \cos(\omega_w t - \vec{k}\vec{r}_{(i,j)} + \varphi_{(i,j)} + \Delta\varphi_{(i,j)})}{r_{(i,j)}} \quad (9)$$

У цих формулах E_x і E_y – компоненти щільності векторного поля в точці спостереження з координатами ξ і μ відповідно; $\vec{r}_{(i,j)}$ – вектор положення від джерела сферичних парціальних хвиль (i, j) до точки з координатами ξ і μ ; $R_{(i,j)x}$ і $R_{(i,j)y}$ – співвідношення амплітуд парціальних хвиль вибираються випадковим чином для рівномірного розподілу; $r_{(i,j)}$ – відстань від джерела парціальної хвилі до точки спостереження з координатами ξ та μ ; $\varphi_{(i,j)}$ – додатковий фазовий набіг для сферичної парціальної хвилі (i, j) за рис. 2, $\Delta\varphi_{(i,j)}$ – різниця фаз.

Оскільки напруженість поля в будь-якій точці спостереження є середньою за часом від $E_x^2 + E_y^2$, остаточно отримуємо такий вираз для напруженості:

$$I(\xi, \mu) = I_{0m(i,j)} (A(\xi, \mu)^2 + B(\xi, \mu)^2 + C(\xi, \mu)^2 + D(\xi, \mu)^2) \quad (10)$$

де I_{0m} – інтенсивність сферичної хвилі у вакуумі на відстані одиниці довжини від точкового джерела щодо пропускання випромінювання для хвилі в точці (i, j) , і коефіцієнти $A(\xi, \mu)$, $B(\xi, \mu)$, $C(\xi, \mu)$, $D(\xi, \mu)$ визначаються наступним чином:

$$A(\xi, \mu) = \sum_{i,j} \frac{R_{(i,j)x} \cos(\vec{k}\vec{r}_{(i,j)} + \varphi_{(i,j)})}{r_{(i,j)}} \quad (11)$$

$$B(\xi, \mu) = \sum_{i,j} \frac{R_{(i,j)y} \cos(\vec{k}\vec{r}_{(i,j)} + \varphi_{(i,j)} + \Delta\varphi_{(i,j)})}{r_{(i,j)}} \quad (12)$$

$$C(\xi, \mu) = \sum_{i,j} \frac{R_{(i,j)x} \sin(\vec{k}\vec{r}_{(i,j)} + \varphi_{(i,j)})}{r_{(i,j)}} \quad (13)$$

$$D(\xi, \mu) = \sum_{i,j} \frac{R_{(i,j)y} \sin(\vec{k}\vec{r}_{(i,j)} + \varphi_{(i,j)} + \Delta\varphi_{(i,j)})}{r_{(i,j)}} \quad (14)$$

Потім необхідно визначити параметри цих парціальних джерел та динаміку зміни їх параметрів у процесі гідратації. Сучасні дослідження процесу гідратації цементу показують, що утворення твердого цементного каменю відбувається в результаті укрупнення та злиття окремих частинок цементу, що може спричинити зміну фази парціальних джерел випромінювання. Визначення параметрів процесу зростання частинок та зміни їх відносного показника заломлення проводили в [235].

Під час гідратації змінюються параметри модельного об'єкта. Відповідно до [235] моделювання зміни розміру частинок при їх зростанні та розчиненні здійснюється за наступною формулою:

$$d(t) = d_{st} \exp\left(-\left(\frac{t}{\tau_h}\right)^\delta\right) + d_{end} \left(1 - \exp\left(-\left(\frac{t}{\tau_h}\right)^\delta\right)\right) \quad (15)$$

де d_{st} and d_{end} - початковий та кінцевий розмір частинок відповідно; τ_h - константа росту або розчинення кристала; δ - параметр форми логістичної функції. Ці параметри визначаються експериментально [235]. На рис. 5 показано відносне зменшення розміру частинок у процесі розчинення гідратації.

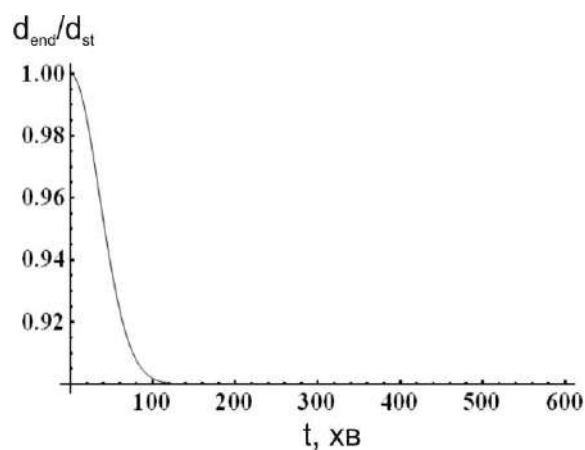


Рис. 5. Відносна зміна розміру частинок $\frac{d_{end}}{d_{st}}$ при розчиненні частинок

Як бачимо з цього малюнка, процес подрібнення частинок повністю припиняється через 100 хв після початку гідратації.

Для розчинення частинок параметр стадії $\tau_h = 50$ хв, що приблизно дорівнює часу розчинення, параметр $\delta = 2$. Відносна зміна розміру частинок $\frac{d_{end}}{d_{st}}$ становить 10%. На рис. 6 показано збільшення відносного розміру частинок у процесі гідратації.

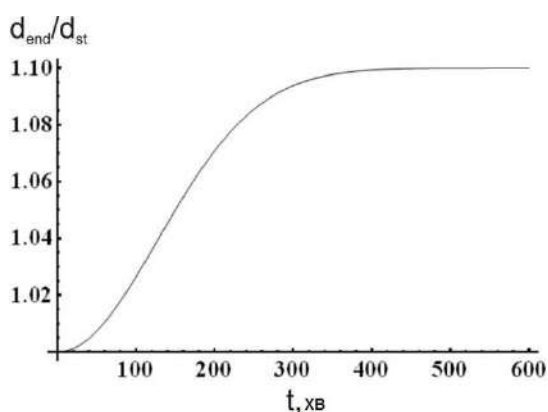


Рис. 6. Відносна зміна розміру частинок $\frac{d_{end}}{d_{st}}$ у процесі зростання частинок

Зміни відносного показника заломлення описуються логістичною функцією, рівняння (242) з параметрами $\tau_h = 180$ хв і $\delta = 2$. Отже, показник заломлення змінюється не більше $m = (1.13 \div 1.5)(1 + 1.6 \cdot 10^{-3}i) = m_k(1 + 1.6 \cdot 10^{-3}i)$ [11]. Зміна значення m_k у процесі гідратації показано на рис. 7.

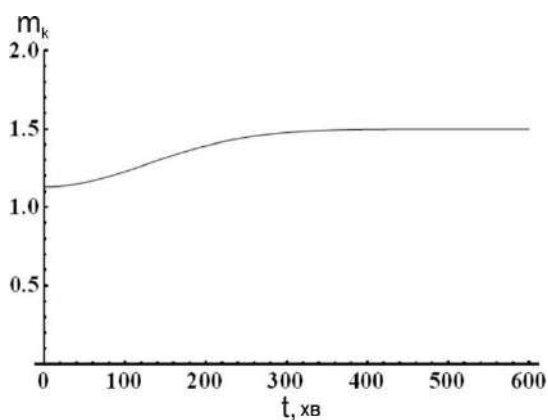


Рис. 7. Зміна m_k при гідратації

Після розчинення дрібних частинок та утворення нових зародкових частинок на інтервалі часу 150 - 350 хв починається злиття, яке описується логістичною функцією з параметрами $\tau_h = 180$, $\delta = 2$ і $t_{gr} = 150$. Відповідно до мікроскопічних досліджень відносна зміна $\frac{d_{end}}{d_{st}}$ за розміром новоутворених

частинок не менше 200%. Збільшення відносної кількості новостворених частинок при гідратації показано на рис. 8.

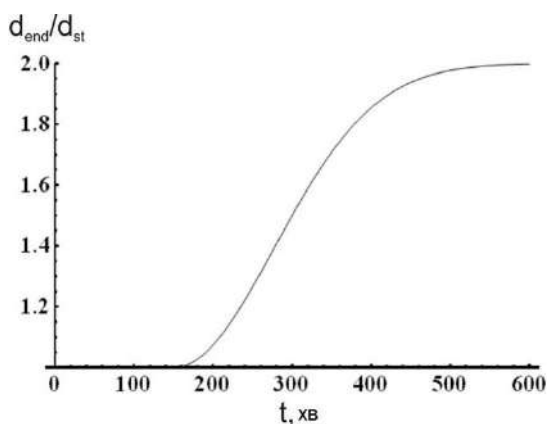


Рис. 8. Відносна зміна розміру $\frac{d_{end}}{d_{st}}$ новостворених частинок у процесі

їх зростання

Розташування та розмір новоутворених частинок вибирають випадково, при цьому розмір цих частинок не перевищує 1,5 мкм. Розрахунок двовимірного розподілу фаз парціальних пучків проводиться з кроком 0,2 мкм по осях x та y . Розмір об'єкта, що моделюється, становить 200 x 200 мкм. Розмір елементарних областей, на які розбивається об'єкт – 0,2 x 0,2 мкм. Кожна елементарна сфера є джерелом сферичної хвилі. Після визначення розподілу напруженості у кожній точці зони спостереження розраховується середня напруженість поля за різного часу гідратації цементу. Розмір зони спостереження відповідає розміру діафрагми, яка використовується в експериментальному дослідженні. Зона спостереження розташована на відстані 30 см від об'єкта. Моделювання показує, що розчинення або поява частинок розміром менше 1,5 мкм не призводить до значних флуктуацій інтенсивності спекл-поля. Експериментально в діапазоні, що відповідає утворенню зародків гелю тобермориту, коливань не спостерігається, так як питома поверхня гелю більше 20 000 м²/кг, і ці зародки є наночастинками. [226-228].

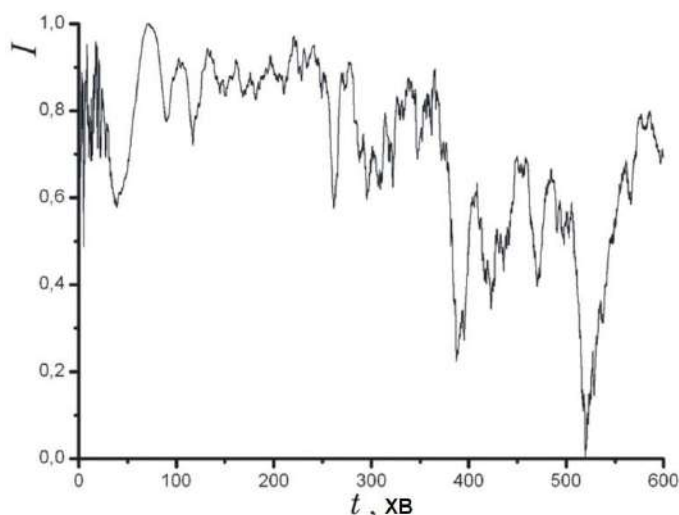


Рис. 9. Теоретична залежність нормованої інтенсивності спекл-поля, розсіяного цементним тістом, від часу гідратації та твердіння

Розрахунок отриманої залежності ведеться з інтервалом 30 секунд. У кожній точці перераховуються розмір частинок та показник заломлення відповідно до модельної залежності (15) і будується новий модельний об'єкт, для якого розраховується усереднена інтенсивність за заданий час. Отримані графіки подано на рис. 9.

Теоретична часова залежність нормованої дисперсії флуктуацій інтенсивності розсіяного випромінювання показано на рис. 10.

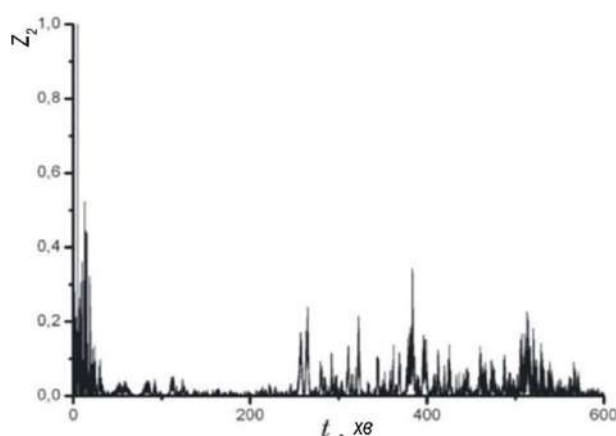


Рис. 10. Теоретична часова залежність нормованої дисперсії за часом флуктуацій інтенсивності спекл-поля при розсіянні світла цементним тістом у процесі гідратації та твердіння

Цей розрахунок докладно описаний у [244-246].

Результати показують, що представлена комп'ютерна модель гідратації та твердіння цементу задовільно описує початкову стадію гідратації цементних мінералів з утворенням гідроксиду кальцію в інтервалі 0-50 хв, а також утворення та злиття кристалів тобермориту в інтервалі 0-200 (300) хвилин, коли закінчується твердіння цементу і цементний камінь починає набирати міцності. Стадія подальшого зміцнення в інтервалі 300-600 хвилин гірше описується цією моделлю, тому що не враховує можливість утворення пористої твердої структури. Крім того, на перебіг тимчасової залежності флуктуацій інтенсивності спекл-поля впливає і реальна форма частинок, що розсіюють, яка в рамках даної моделі не розглядається. Експериментальні дослідження показують перспективність оптичного дослідження процесу гідратації цементу та бетонування, а також хорошу кореляцію з результатами теоретичного моделювання.