

УДК 535.361; 535.555

О.В. ДУБОЛАЗОВ, М.Ю. САХНОВСЬКИЙ, О.В. ОЛАР, П.М. ГРИГОРИШИН, Ю.О. УШЕНКО

## СИСТЕМА ФУР'Є-СТОКС-ПОЛЯРИМЕТРІЇ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ МЕРЕЖ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

*Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича  
Вул. Коцюбинського, 2, м. Чернівці, Україна*

**Анотація.** У даній статті розглядається можливість застосування Фур'є-стокс-поляриметрії для дослідження структури полікристалічних мереж біологічних тканин. Продемонстровано взаємозв'язок між набором статистичних 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 полікристалічних мереж.

**Аннотация.** В данной статье рассматривается возможность применения Фурье-Стокса-поляриметрии для исследования структуры поликристаллических сетей биологических тканей. Продемонстрировано взаимосвязь между набором статистических моментов 1-го - 4-го порядков, характеризующие координатные распределения азимута и эллиптичности Фурье-спектров поляризационно-неоднородных изображений биологических тканей и параметрами оптической анизотропии поликристаллических сетей.

**Abstract.** This article discusses the possibility of using Fourier-Stokes-polarimetry to study the structure of polycrystalline networks of biological tissues. The interrelation between the set of statistical moments of the 1st - 4th order, characterizing the coordinate distribution of the azimuth and ellipticity of the Fourier spectra of polarization-inhomogeneous images of biological tissues and the optical anisotropy parameters of polycrystalline networks, is demonstrated.

**Ключові слова:** Фур'є-Стокс поляриметрія, анізотропія, біологічна тканина, діагностика.  
DOI: 10.31649/1681-7893-2018-35-1-36-44

### ВСТУП

Із застосуванням лазерних джерел когерентного випромінювання широкого розвитку набули методи інтерферометрії та корелометрії для вимірювання координатних і часових розподілів амплітуд і фаз у точках розсіяних полів [1, 2]. Одним із головних параметрів таких когерентних полів став стан поляризації, як результат додавання ортогогально-поляризованих і зсунутих по фазі амплітуд парціальних лазерних хвиль [3].

Головним результатом такого підходу стало формування оригінальної методики оптико-фізичної діагностики – лазерної поляриметрії двопронезаломлення фібрилярних мереж гістологічних зрізів основних типів біологічних тканин людини [4 – 8]. Методологічно даний напрям діагностики базується на наближенні, згідно з яким біологічний шар складається з двох компонентів – ізотропної та лінійно двопронезаломлюючої мережі, що утворена білковими нитками або фібрилами. Для подальшого узагальнення такої моделі нами пропонується стокс-поляриметричний метод, який більш інформативно місткий у сенсі картографування оптично-анізотропних структур із застосуванням просторово-узгодженої фільтрації. Ідея такого, нового для біомедичних застосувань, підходу базується на просторово-частотній фільтрації поляризаційних зображень мереж біологічних кристалів з різними механізмами анізотропії.

### ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Розробка нового методу Фур'є-Стокс-поляриметрії просторово-частотних спектрів лазерних зображень, що базується на статистичному аналізі поляризаційних мап з визначенням набору статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які характеризують розподіли азимута й еліптичності поляризації.

## 1. ОПТИЧНА СХЕМА ТА МЕТОДИКА СТОКС-ПОЛЯРИМЕТРІЇ З ВИКОРИСТАННЯМ ПРЯМОГО ФУР'Є-ПЕРЕТВОРЕННЯ

На рис. 1 зображена оптична схема експериментального розташування поляризаційної стокс-поляриметрії зображень біологічних тканин з використанням прямого Фур'є-перетворення.

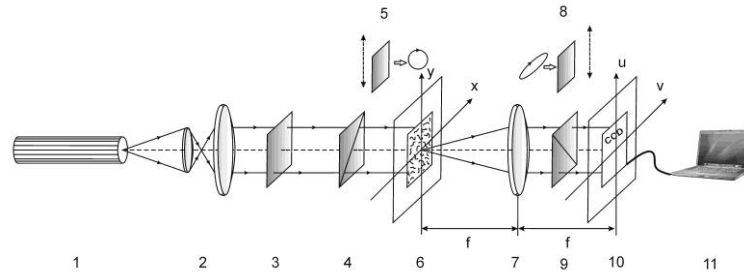


Рис. 1. Оптична схема стокс-поляриметра з використанням прямого Фур'є-перетворення, де 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3 – стаціонарна чвертьхвильова платівка; 4, 9 – поляризатор та аналізатор відповідно; 5, 8 – механічно рухомі чвертьхвильові платівки; 6 – об'єкт дослідження; 7 – мікрооб'єктив; 10 – CCD камера; 11 – персональний комп'ютер

Освітлення проводилося паралельним ( $\varnothing = 104$  мкм) пучком He-Ne лазера ( $\lambda = 0,6328$  мкм; потужність  $W = 5$  мВт). Поляризаційний освітлювач складається з чвертьхвильових платівок 3, 5 та поляризатора 4, що забезпечує формування лазерного пучка з довільним азимутом  $0^0 \leq \alpha_0 \leq 180^0$  або еліптичністю  $0^0 \leq \beta_0 \leq 90^0$  поляризації. Гістологічні зрізи зразків біологічних тканин розташовувалися у фокальній площині мікрооб'єктива 7 (фокусна відстань  $f = 30$  мм, збільшення 4X, цифрова апертура  $N.A. = 0,1$ ), проектувались у площину світлочутливої площини, розміром  $N = m \times n = 800 \times 600$  пікселів, CCD-камери 10, яка знаходилася також на фокальній відстані мікрооб'єктива та забезпечувала діапазон вимірювання структурних елементів Фур'є-спектра зображення біологічних тканин для геометричних розмірів 2 мкм – 2000 мкм. Умови експерименту підбиралися так, щоб практично усунути просторово-кутову апертурну фільтрацію при формуванні Фур'є-спектрів лазерних зображень біологічних тканин. Це забезпечувалося узгодженням кутових характеристик індикатрис розсіювання світла зразками біологічних тканин ( $\Omega_{BT} \approx 16^0$ ) і кутової апертури мікрооб'єктива ( $\Delta\omega = 20^0$ ). Тут  $\Omega_{BT}$  – кутовий конус індикатрис, у якому сконцентровано 98% всієї енергії розсіяного випромінювання. Аналіз поляризаційної структури Фур'є-спектрів зображень гістологічних зрізів біологічних тканин здійснювався за допомогою поляризатора 9 та чвертьхвильової платівки 8.

Нами розглянута можливість визначення двовимірних розподілів параметрів вектора Стокса у фур'є-площині лазерного поля гістологічних зрізів біологічних тканин з упорядкованою (м'язова тканина "МТ", рис. 2 (а)) і розупорядкованою (тканина брижі "ТБ", рис. 2 (б)) двоприменезаломлюючими фібрилярними мережами.

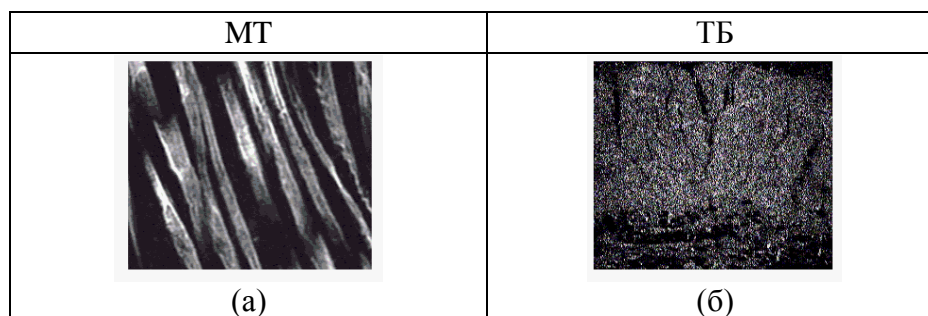


Рис. 2. Зображення поляризаційно візуалізованої (у схрещених поляризаторі й аналізаторі) двоприменезаломлюючої структури гістологічних зрізів м'язової тканини (а) та тканини брижі (б)

- У загальному випадку, для кожного  $jk$ -го пікселя CCD камери можна визначити величину вектора Стокса такого поля, шляхом проведення шести вимірювань інтенсивності за таких умов поляризаційної фільтрації:
- Орієнтуємо площину пропускання поляризатора-аналізатора  $\Theta = 0^\circ$  і вимірюємо розподіл інтенсивності  $I_0(x, y)$  лазерного поля

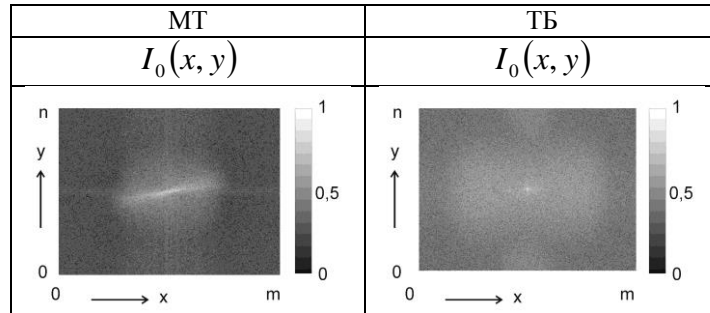


Рис. 3. Координатні розподіли інтенсивності поляризаційно відфільтрованого поля у Фур'є-площині  $I_0(x, y)$

- Обертаємо поляризатор на кут  $\Theta = 90^\circ$  і вимірюємо координатний розподіл інтенсивності  $I_{90}(x, y)$ .

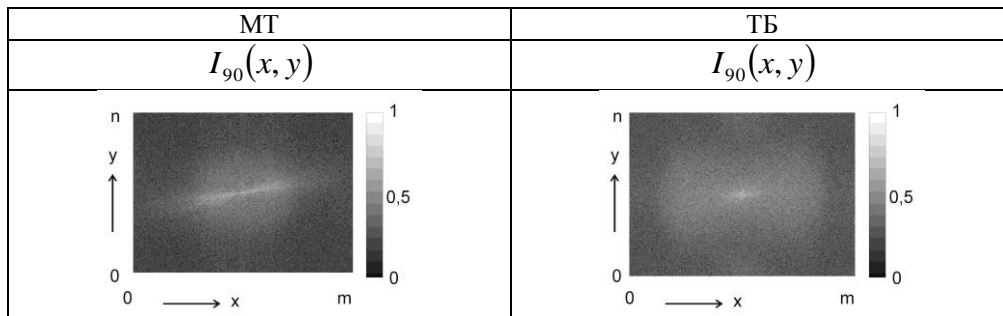


Рис. 4. Координатні розподіли інтенсивності поляризаційно відфільтрованого поля у Фур'є-площині  $I_{90}(x, y)$

На основі визначення вектора Стокса  $S$  знаходимо його другий  $S_2$  параметр

$$S_2 = I_0 - I_{90} \quad (1)$$

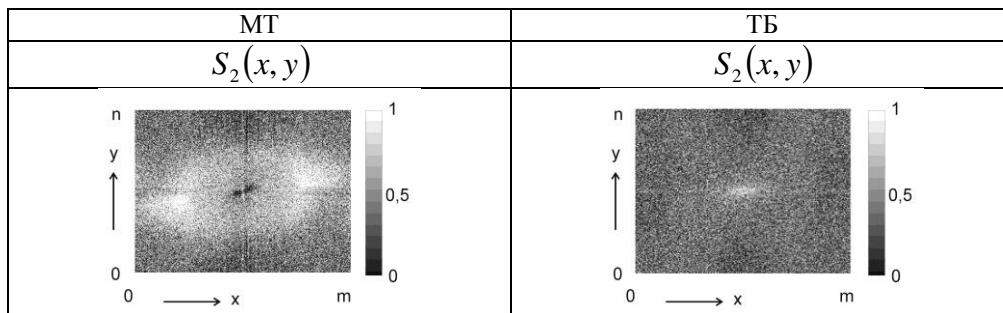


Рис. 5. Двовимірні розподіли 2-го параметра вектора Стокса  $S_2(x, y)$  поля у Фур'є-площині

- Орієнтуємо площину поляризатора під кутом  $\Theta = 45^\circ$  і вимірюємо координатний розподіл  $I_{45}(x, y)$ .

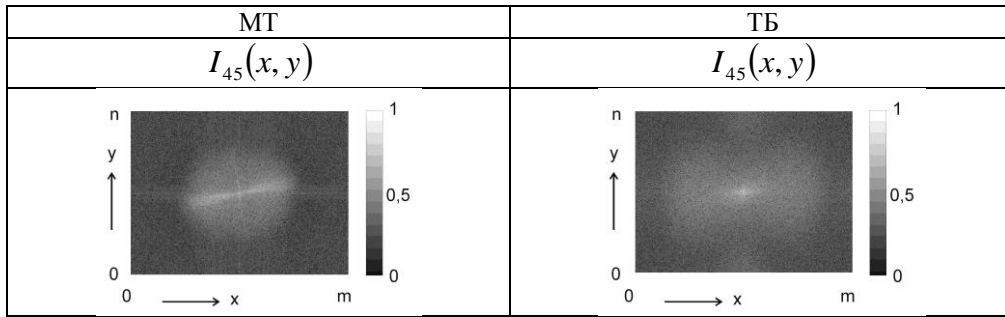


Рис. 6. Координатні розподіли інтенсивності поляризаційно відфільтрованого поля у Фур'є-площині  $I_{45}(x, y)$

- Обертаємо поляризатор на кут  $\Theta = 135^{\circ}$  і вимірюємо координатний розподіл інтенсивності  $I_{135}(x, y)$ .

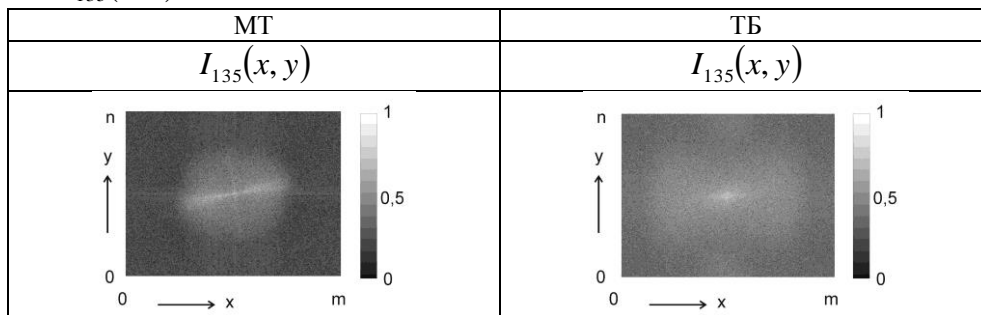


Рис. 7. Координатні розподіли інтенсивності поляризаційно відфільтрованого поля у Фур'є-площині  $I_{135}(x, y)$

Знаходимо третій  $S_3$  параметр вектора Стокса

$$S_3 = I_{45} - I_{135} \quad (2)$$

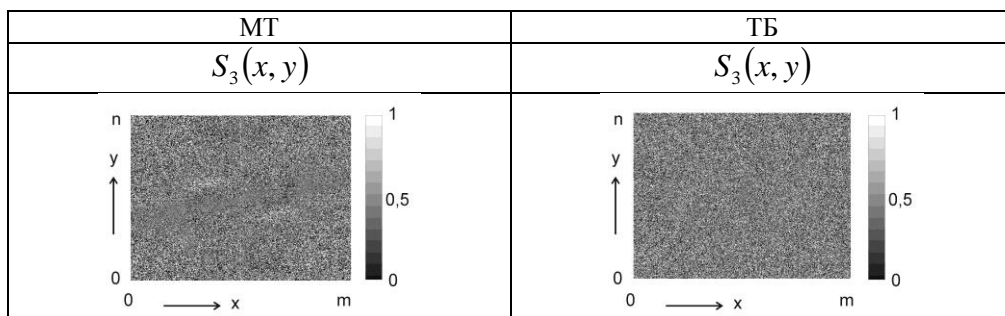


Рис. 8. Двовимірні розподіли 3-го параметра вектора Стокса  $S_3(x, y)$  лазерного поля у Фур'є-площині

- Для вимірювання четвертого параметра вектора Стокса  $S_4$ , на шляху лазерного пучка встановлюємо чвертьхвильову пластинку 8 (рис. 2) так, щоб її вісь найбільшої швидкості була зорієнтована під кутом  $0^{\circ}$ . Площину пропускання аналізатора 9 орієнтуємо під кутом  $\Theta = 45^{\circ}$  і вимірюємо координатний розподіл інтенсивності право-циркулярно поляризованого випромінювання  $I_{\text{прав}}(x, y)$

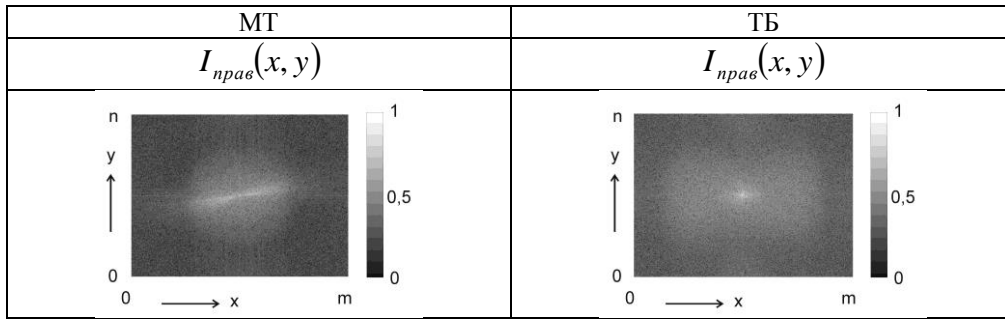


Рис. 9. Координатні розподіли інтенсивності поляризаційно відфільтрованого поля у Фур'є-площині  $I_{\text{прав}}(x, y)$

- Орієнтуємо площину пропускання поляризатора відносно орієнтації осі найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки під кутом  $\Theta = 135^\circ$  і вимірюємо відповідні розподіли інтенсивності ліво-циркулярно поляризованого випромінювання  $I_{\text{лів}}(x, y)$  у лазерних зображеннях

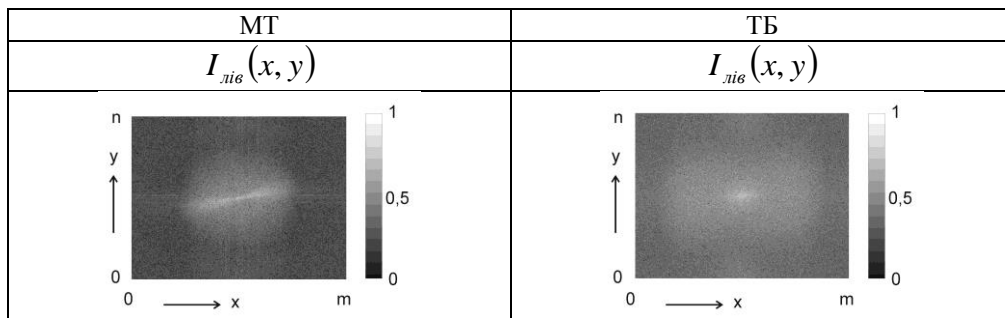


Рис. 10. Координатні розподіли інтенсивності поляризаційно відфільтрованого поля у Фур'є-площині  $I_{\text{лів}}(x, y)$

- Визначаємо координатний розподіл 4-го параметра вектора Стокса лазерних зображень МТ і ТБ

$$S_4 = I_{\text{прав}} - I_{\text{лів}} \quad (3)$$

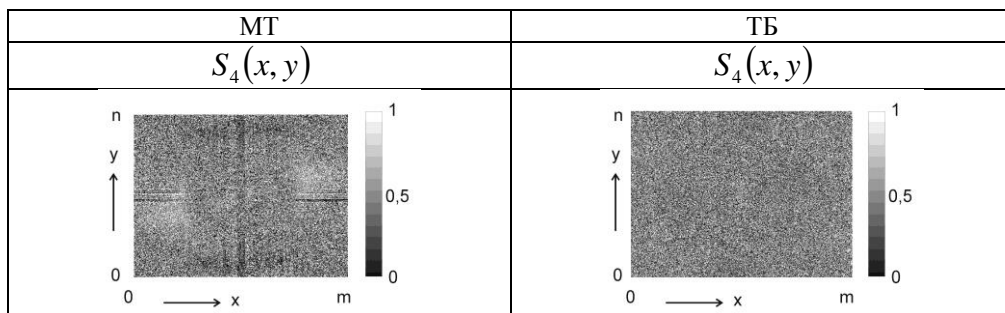


Рис. 11. Двовимірні розподіли 4-го параметра вектора Стокса  $S_4(x, y)$  лазерного поля у Фур'є-площині

На основі співвідношень

$$\alpha = 0,5 \arctg \frac{S_3}{S_2}; \quad (4)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin \frac{S_4}{S_1} \quad (5)$$

обчислюємо координатні розподіли величин азимутів  $\alpha(x, y)$  і еліптичності  $\beta(x, y)$  поляризації лазерних зображень гістологічних зрізів.

## 2. ПОЛЯРИЗАЦІЙНО НЕОДНОРІДНА СТРУКТУРА ФУР'Є-ОБРАЗІВ СИСТЕМ ДВОПРОМЕНЕЗАЛОМЛЮЮЧИХ УПОРЯДКОВАНИХ КОЛАГЕНОВИХ ФІБРИЛ

Досліджувалася поляризаційна структурність Фур'є-образів лазерних зображень, реальної полікристалічної двопроменезаломлюючої мережі. Об'єктом дослідження було обрано гістологічний зріз трабекули кісткової тканини. Полікристалічна мережа даного зразка, являє собою сукупність упорядкованих за напрямками укладання, колагенових двопроменезаломлюючих (лінійне двопроменезаломлення  $\Delta n = 1,35 \cdot 10^{-2}$ ) фібрил [8].

На рис. 12; рис. 13, представлено серію ФОПМ азимута (рис. 12) й еліптичності (рис. 13) поляризації лазерного випромінювання, перетвореного оптико-анізотропною впорядкованою мережею колагенових фібрил трабекули кісткової тканини.

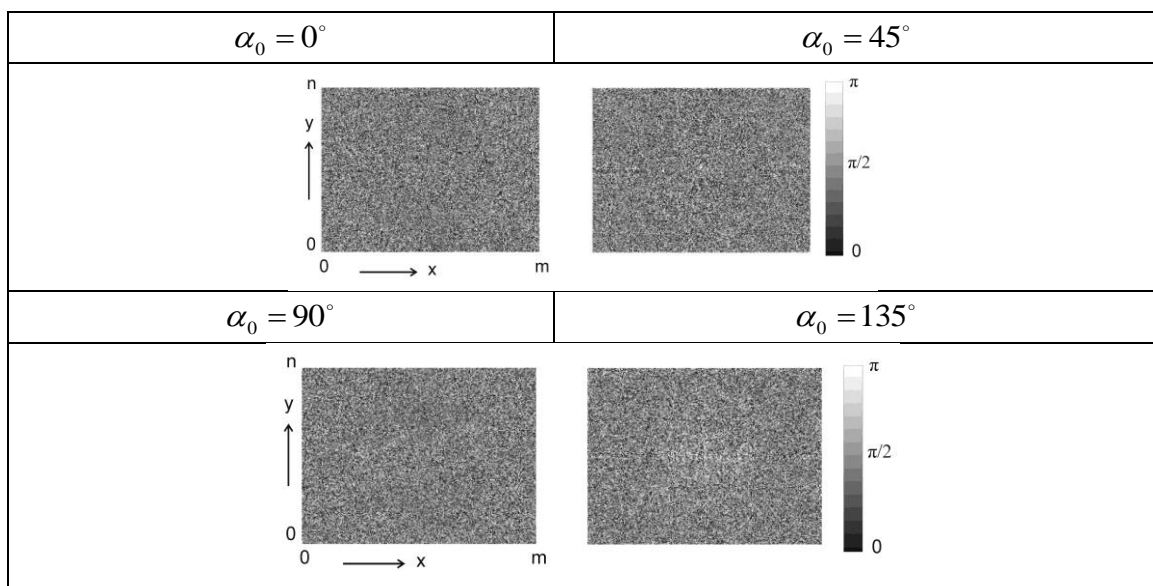


Рис. 12. ФОПМ азимутів поляризації

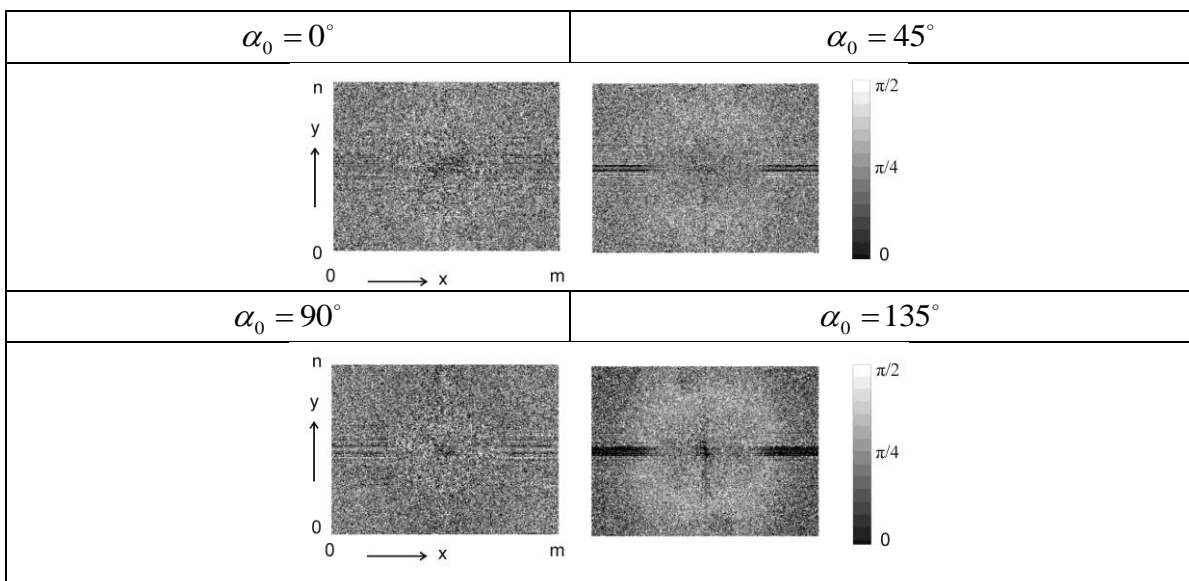


Рис. 13. ФОПМ еліптичностей поляризації

Кількісно особливості таких розподілів (рис. 12, рис. 13) ілюструють гістограми, що приведені на рис. 14 і рис. 15 та статистичні моменти 1-го – 4-го порядків (таблиця 1).

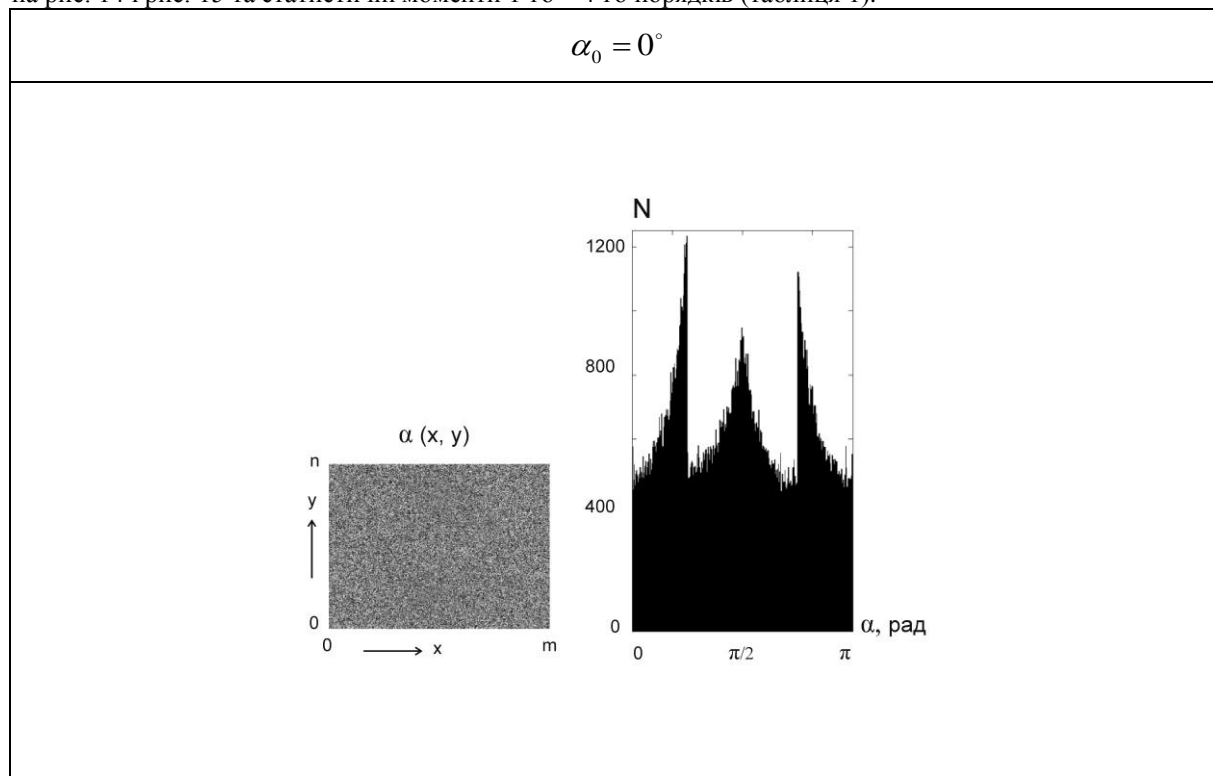


Рис. 14. Поляризаційні карти і гістограми розподілу азимутів поляризації Фур'є-спектрів зображень гістологічного зрізу трабекули кісткової тканини

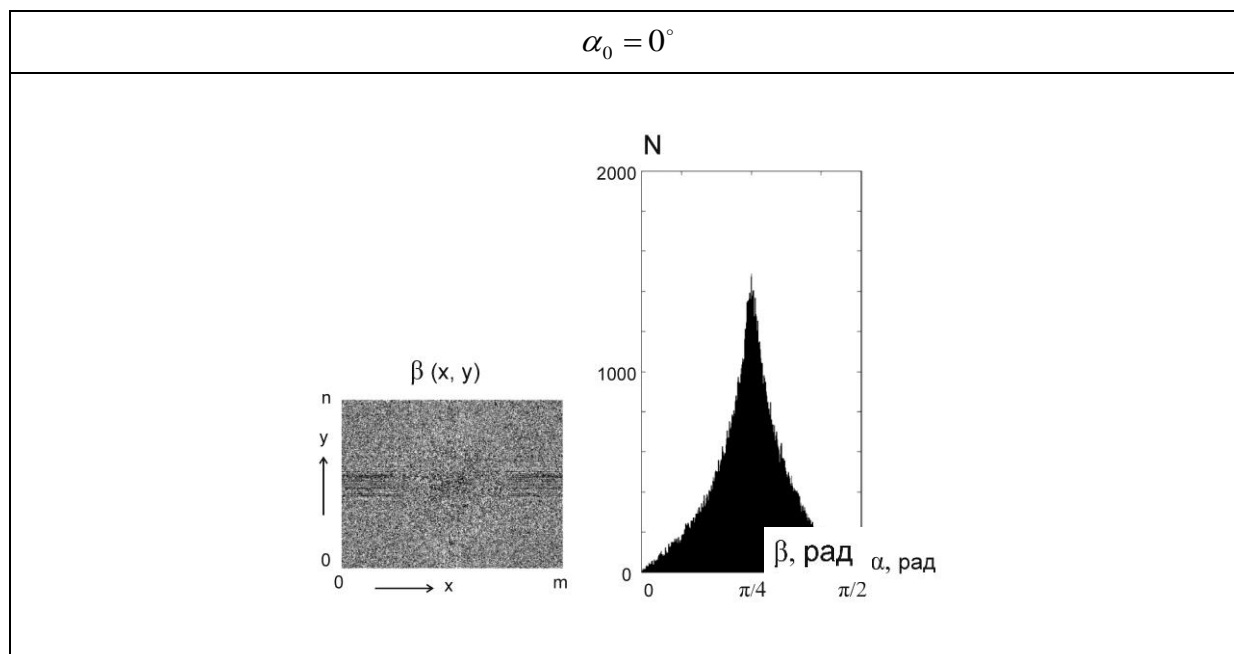


Рис. 15. Поляризаційні карти та гістограми розподілу еліптичності поляризації Фур'є-спектрів зображень гістологічного зрізу трабекули кісткової тканини

Таблиця 1

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядку розподілів азимута й еліптичності поляризації

$M_i$	$\alpha(x, y)$ (кількість зразків – 18)	$\beta(x, y)$ (кількість зразків – 18)
$M_1$	0,18±0,015	0,09±0,006
$M_2$	0,13±0,010	0,11±0,008
$M_3$	0,67±0,05	0,23±0,018
$M_4$	1,14±0,11	0,42±0,031

Отже, проведені експериментальні дослідження виявили наявність поляризаційно неоднорідної структури ФОПМ, реальних полікристалічних мереж біологічних тканин, підтвердили адекватність запропонованого моделювання їх оптико-анізотропних властивостей.

### ВИСНОВКИ

1. Знайдено взаємозв'язок між набором статистичних 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 полікристалічних мереж.
2. Обґрунтування цього взаємозв'язку базується на таких установлених фактах:
  - причиною формування поляризаційної структурності Фур'є-спектру лазерного зображення біологічної тканин є суперпозиція різно-поляризованих парціальних когерентних хвиль, сформованих різномасштабними парціальними оптично-анізотропними протеїновими мережами;
  - основними механізмами формування розподілів азимута поляризації Фур'є-образу лазерного зображення є співвідношення між ортогональними складовими амплітуд, зумовлене особливостями просторово-частотних спектрів біологічних кристалів з різними типами двопронезаломлення;
  - основними механізмами формування розподілів еліптичності поляризації Фур'є-образу лазерного зображення є фазова модуляція, зумовлена як двопронезаломленням протеїнових кристалів, так і особливостями оптичних шляхів інтерферуючих парціальних хвиль.

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Tuchin V. V. (2004). Handbook of coherent-domain optical methods. Biomedical diagnostics, environmental and material science (p. 868). Boston: Kluwer Academic Publishers.
2. J. F. de Boer, T. E. Milner, M. G. Ducros, S. M. Srinivas and J. S. Nelson. (2002). Handbook of Optical Coherence Tomography. In B. E. Bouma and G. J. Tearns (Eds.), Polarization-sensitive optical coherence tomography (pp. 237-274). New York : Marcel Dekker Inc.
3. V. Sankaran, M. J. Everett, D. J. Maitland, J. T. Walsh (1999). Comparison of polarized-light propagation in biological tissue and phantoms. Journal of Opt. Lett, 24, 1044-1046.
4. M.C. Pierce, J. Strasswimmer, B. Hyle Park, B. Cense, J. F. de Boer (2004). Birefringence measurements in human skin using polarization-sensitive optical coherence tomography. Journal of Biomed. Opt, 9, 287-291.
5. O. V. Angelsky, Yu. Ya. Tomka, A. G. Ushenko, Ye. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko (2005). Investigation of 2D Mueller matrix structure of biological tissues for preclinical diagnostics of their pathological states. Journal of Phys. D: Appl. Phys, 38, 4227-4235.
6. A. G. Ushenko, I. Z. Misevich, V. Istratiy, I. Bachyn's'ka, A. P. Peresunko, O. K. Numan, T. G. Moysuk (2010). Evolution of statistic moments of 2D-distributions of biological liquid crystal netmueller matrix elements in the process of their birefringent structure changes. Journal Advances in Optical Technologies. ID 423145.
7. O.V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, Ye. G. Ushenko (2006). Polarization singularities of the object field of skin surface. Journal of Phys. D: Appl. Phys, 39, 3547 -3558.
8. S. Yermolenko, A. Ushenko, P. Ivashko, F. Goudail, I. Gruia, C. Gavrila, D. Zimnyakov, A. Mikhailova (2009). Spectropolarimetry of cancer change of biotissues. Proceedings of SPIE, 7388, 73881D.



Надійшла до редакції 17.04.2018

**ОЛЕКСАНДР ВОЛОДИМИРОВИЧ ДУБОЛАЗОВ** - к. ф.-м. н., доцент кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи, Чернівецький національний університет, Чернівці, Україна.

**МИХАЙЛО ЮРІЙОВИЧ САХНОВСЬКИЙ** - д. т. н., професор кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи, Чернівецький національний університет, Чернівці, Україна.

**ОЛЕКСАНДР ВАЛЕРІУВИЧ ОЛАР** - аспірант кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи, Чернівецький національний університет, Чернівці, Україна.

**ПЕТРО МИХАЙЛОВИЧ ГРИГОРИШИН** - к. м. н., доцент кафедри біомедичної фізики, Буковинський державний медичний університет, Чернівці, Україна.

**ЮРІЙ ОЛЕКСАНДРОВИЧ УШЕНКО** - д. ф.-м. н., професор кафедри комп'ютерних наук, Чернівецький національний університет, Чернівці, Україна.