

Дуболазов О.В., Ушенко Ю.О., Томка Ю.Я., Горський М.П., Ушенко О.Г.

Методи і модельний аналіз багатопараметричного  
поляризаційного і фазового картографування плівок  
плазми крові людини

**(Навчально-методичний посібник)**

Чернівці 2021

## Зміст

Реферат	3
1. Основні аналітичні терміни та визначення	4
2. Оптична модель плівки плазми крові людини	8
2.1. Поляризаційний підхід	9
3. Оптична схема і методика вимірювання поляриметричних і фазових параметрів лазерного випромінювання	12
4. Вимірювання фазової структури лазерних мікроскопічних зображень плівок плазми крові людини	20
5. Аналітичні алгоритми обробки експериментальних даних	22
5.1. Статистичний аналіз	22
5.2. Кореляційний аналіз	22
5.3. Сукупність фрактальних критеріїв оцінювання структури лазерних зображень біологічних рідин людини	23
5.4. Програма обчислення статистичної, кореляційної та фрактальної структури мап азимутів поляризації мікроскопічних лазерних зображень плівок плазми крові	24
6. Принципи комп'ютерного моделювання процесів перетворення лазерного випромінювання полікристалічними мережами білків плазми крові	31
7. Поляризаційні мапи зображень полікристалічних мереж з слабким двопротенезаломленням	33
8. Поляризаційні мапи полікристалічних мереж з “середнім” рівнем двопротенезаломлення	38
9. Поляризаційні мапи полікристалічних мереж з “підвищеним” рівнем двопротенезаломлення	42
Література	47

## **Реферат**

Навчальний посібник містить матеріали, присвячені:

- Основним аналітичним термінам і визначенням.
- Модельним уявленням про поляризаційні властивості оптико – анізотропних біологічних рідини.
- Описанню та аналізу роботи експериментальних схем поляриметрії та фазометрії.
- Описанню статистичних, кореляційних і фрактальних алгоритмів обробки експериментальних даних.
- Описанню комп'ютерного моделювання можливостей багато параметричного поляризаційного і фазового картографування плівок плазми крові.

## 1. Основні аналітичні терміни та визначення

- **Лазер** – джерело випромінювання електромагнітних хвиль, параметри яких залишаються незмінними в часі – такі хвилі називаються когерентними.
- **Когерентна хвиля** – процес розповсюдження в просторі електромагнітного випромінювання, що характеризується амплітудою, частотою, швидкістю, довжиною та фазою.
  - **Амплітуда** – максимальне значення змінної величини вектора електричної ( $E$ ) або магнітної ( $B$ ) напруженості в процесі розповсюдження;
  - **Період** – час ( $T$ ) одного повного коливання вектора  $E$  - повної зміни його величини;
  - **Швидкість** – відстань, який проходить електромагнітна хвиля за одиницю часу -  $V$  ;
  - **Довжина хвилі** – шлях ( $\lambda$ ), який проходить електромагнітна хвиля за період коливання  $T$ :  $\lambda = VT$  ;
  - **Фаза хвилі** – характеризує час, який пройшов після початку розповсюдження хвилі -  $\varphi, \delta$  .
  - **Інтенсивність хвилі** – квадрат модуля амплітуди, що є еквівалентом енергії лазерного променя  $I = |E|^2$  ;
  - **Поляризація хвилі** – траєкторія, що описує кінець вектора  $E$  в процесі розповсюдження електромагнітної лазерної хвилі.
  - **Лінійна поляризація хвилі** – вектор  $E$  електромагнітної хвилі коливається в одній площині і, таким чином, його кінець описує лінійну траєкторію.
  - **Азимут поляризації електромагнітної хвилі** - нахил площини коливань відносно певної площини відліку або референтної площини, який визначається азимутальним кутом  $\alpha$  ;

- **Циркулярна або колова поляризація електромагнітної хвилі** - вектор  $E$  в процесі розповсюдження когерентної хвилі обертається і його кінець описує колову траєкторію;

- **Еліптична поляризація електромагнітної хвилі** - вектор  $E$  в процесі розповсюдження когерентної хвилі обертається і описує еліптичну траєкторію. Таку геометричну траєкторію характеризують **азимут**  $\alpha$ . Другий параметр – **еліптичність** ( $\beta$ ) або ексцентриситет, який визначається відношенням малої ( $b$ ) осі еліпсу траєкторії до великої ( $a$ ):  $\beta = \arctg(b/a)$ .

- **Вектор Стокса** – найбільш повний математичний вираз будь якого стану поляризації електромагнітної хвилі. Складається з 4-х параметрів:

$$S = \begin{pmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{pmatrix}.$$

$S_1$  - характеризує повну інтенсивність лазерного пучка.

$S_2$  - характеризує перевагу інтенсивності з азимутом поляризації  $0^\circ$  над інтенсивністю з азимутом поляризації  $90^\circ$ :  $S_2 = I_0 - I_{90}$ .

$S_3$  - характеризує перевагу інтенсивності з азимутом поляризації  $45^\circ$  над інтенсивністю з азимутом поляризації  $135^\circ$ :  $S_3 = I_{45} - I_{135}$ .

$S_4$  - характеризує перевагу інтенсивності право циркулярної поляризації над інтенсивністю ліво циркулярної поляризації:  $S_4 = I_{пр.ц.} - I_{лів.ц.}$ .

- **Оптична анізотропія** – різна швидкість розповсюдження електромагнітної хвилі в різних геометричних напрямках рідкого або твердого середовища.

- **Оптичний кристал** – середовище, речовина якого володіє оптичною анізотропією, що характеризується оптичною віссю та показником двопроменизаломлення.

- **Оптична ось кристалу** – напрямок ( $\rho$ ) в якому швидкість розповсюдження двох ортогональних складових ( $E_x, E_y$ ) амплітуди ( $E$ ) електромагнітної хвилі незмінна і однакова.

- **Двопроменезаломлення кристалу** – різниця швидкостей розповсюдження двох ортогональних складових ( $E_x, E_y$ ) амплітуди ( $E$ ) електромагнітної хвилі, що оцінюється показником двопроменезаломлення  $\Delta n = \frac{V_x - V_y}{c}$ . Тут  $c$  - швидкість світла.

- **Матриця Мюллера кристалу** – математичний оператор, який найбільш повно характеризує оптичну анізотропію об'єкту. Складається з 16 коефіцієнтів, значення яких визначаються напрямком оптичної осі  $\rho$  і величиною двопроменезаломлення  $\Delta n$  речовини в якій розповсюджується електромагнітне випромінювання.

- **Поляризатор** – оптичний елемент, який пропускає лазерну хвилю тільки в одній площині коливань.

- **Чвертьхвильова пластинка** – оптичний елемент, що розкладає амплітуду лазерної хвилі  $E$  на дві ортогональні  $E_x, E_y$  складові формує фазовий зсув між ними в  $90^\circ$ .

- **CCD камера** – цифровий дискретний фотоприймач, який реєструє координатний розподіл інтенсивності лазерного зображення у відповідності з кількістю світлочутливих пікселів фотоприймальної площадки.

- **Гістограма розподілу** – математичне представлення ймовірності (кількості) випадкових значень того чи іншого параметру (інтенсивність, азимут, еліптичність, фазовий зсув) лазерного зображення.

- **Статистичний момент розподілу** – число, що характеризує параметри гістограми:

- 1-й статистичний момент – середнє значення сукупності випадкових величин;

- 2-й статистичний момент – дисперсія – максимальне відхилення випадкових величин від середнього значення;
- 3-й статистичний момент – асиметрія – ступень асиметричності відхилень випадкових значень відносно середнього;
- 4-й статистичний момент – ексцес – ступень рівномірності (нерівномірності) розподілу значень випадкової величини.
- **Автокореляційна функція розподілу** – математична залежність, яка визначає міру взаємної подібності між різними точками координатних розподілів параметрів лазерного зображення. Обчислюється шляхом координатного зсуву таких розподілів один відносно другого з послідовним знаходженням площі їх перекриття. Максимальному рівню подібності відповідає коефіцієнт 1,0; мініимальному – 0,0.
- **Спектр потужності розподілу** – залежність просторових частот, величина яких визначається на основі значень автокореляційної функції шляхом її інтегрування. Кожен екстремум спектру потужності відповідає тим чи іншим розмірам (площам) у координатних розподілах лазерних зображень.

## **2. Оптична модель плівки плазми крові людини**

В основу модельного розгляду покладено наступні особливості взаємодії оптичного випромінювання з біологічними об'єктами:

- Малопотужне електромагнітне випромінювання не може спричинити ніякої фізіологічної, біохімічної та іншої дії на організм людини, поки воно не поглинається сукупністю рідин і тканин цього організму.
- Всі біологічні тканини і рідини поглинають електромагнітне випромінювання селективно у відповідності із величиною довжини хвилі.
- При дослідженні живих біологічних структур необхідно строго фіксувати умови досліду, домагатися їх відтворення й передбачати всі можливі джерела похибок.
- Усі біологічні тканини і рідини (колоїдні системи - кров, плазма, сеча, легеневий конденсат і т. ін.) оптично неоднорідні й світлорозсіюючі.
- У процесі взаємодії випромінювання з оптично неоднорідним середовищем відбувається не тільки його поглинання, але й розсіювання, в процесі якого змінюється поляризація електромагнітного випромінювання.



## 2.1. Поляризаційний підхід

В основу моделювання оптичних властивостей плазми крові покладено положення про анізотропію протеїнових мереж біологічних тканин [1, 2, 10]:

- плівка плазми крові людини розглядається у вигляді двокомпонентної аморфно-кристалічної структури;
- кристалічна компонента сформована сукупністю (мережею) кристалів альбуміну і глобуліну;
- оптично рідкі кристали амінокислот володіють властивостями оптично одноосних двопроменезаломлюючих кристалів, які характеризуються матричним оператором Мюллера наступного вигляду

$$\{Z\}_j = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & z_{22} & z_{23} & z_{24} \\ 0 & z_{32} & z_{33} & z_{34} \\ 0 & z_{42} & z_{43} & z_{44} \end{pmatrix}, \quad (2.1)$$

де

$$z_{ik}(\rho, \delta) = \begin{cases} z_{22} = \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta; \\ z_{23;32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ z_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ z_{34;43} = \pm \cos 2\rho \sin \delta; \\ z_{24;42} = \pm \sin 2\rho \sin \delta; \\ z_{44} = \cos \delta. \end{cases} \quad (2.2)$$

Тут  $\rho$  - напрямок оптичної осі кристалу амінокислоти;  $\delta = 2\pi/\lambda \Delta n d$  - фазовий зсув, який вноситься між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі довжиною  $\lambda$ , що проходить крізь білок з поперечним геометричним розміром  $d$  та показником двопроменезаломлення  $\Delta n$ .

Класичне визначення матриці Мюллера  $\{Z\}$  полягає в тому, що такий математичний оператор вичерпно повно характеризує процеси трансформації вектора Стокса оптико – анізотропними біологічними шарами []

$$S^* = \{Z\}S_0. \quad (2.3)$$

Тут  $S_0, S^*$  - вектора Стокса опромінюючого і об'єктного пучків.

З урахуванням (2.3) можна записати вектор Стокса  $S^*$  у розгорнутому вигляді

$$S^* = \begin{pmatrix} 1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ z_{22}S_2^0 + z_{23}S_3^0 + z_{24}S_4^0 \\ z_{32}S_2^0 + z_{33}S_3^0 + z_{34}S_4^0 \\ z_{42}S_2^0 + z_{43}S_3^0 + z_{44}S_4^0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ \cos 2\alpha \cos 2\beta \\ \sin 2\alpha \cos 2\beta \\ \sin 2\beta \end{pmatrix}. \quad (2.4)$$

На основі (2.4) одержимо вирази для визначення азимута  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації об'єктної електромагнітної хвилі

$$\alpha = 0,5 \arctg \left( \frac{S_3}{S_2} \right) \equiv u[z_{ik}(\rho, \delta)]; \quad (2.5)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin(S_4) \equiv p[z_{ik}(\rho, \delta)]. \quad (2.6)$$

З аналізу співвідношень (2.5) і (2.6) випливає, що стан поляризації  $(\alpha, \beta)$  перетвореного лазерного випромінювання визначається відповідними локальними орієнтаційно – фазовими  $(\rho, \delta)$  параметрами полікристалічної сітки білків плівки плазми крові.

Іншими словами, за умови координатної неоднорідності розподілів  $\rho(X, Y)$  і  $\delta(X, Y)$  в площині шару плазми крові людини, формується

відповідне поляризаційно-неоднорідне зображення з розподілами  $\alpha(X,Y)$  і  $\beta(X,Y)$ .

Останні, за умов одноразового розсіяння є поляризаційними “відбитками” орієнтаційно - фазової структури полікристалічної сітки біологічних кристалів білків плівки плазми крові.

В подальшому координатні розподіли станів поляризації у зображеннях плазми крові будемо називати, згідно з термінологією [1], поляризаційними мапами полікристалічних білкових мереж.

### 3. Оптична схема і методика вимірювання поляриметричних і фазових параметрів лазерного випромінювання

Дослідження оптичних проявів дихроїзму та двоприменезаломлення оптико анізотропної речовини біологічних тканин і рідин проводилося у традиційному розташуванні лазерного поляриметра.

На рис. 3.1 приведена оптичну схему прямого поляриметрування – визначення сукупності координатних розподілів чотирьох параметрів вектора Стокса лазерного мікроскопічного зображення, сформованого шаром оптико – анізотропної плазми крові людини.

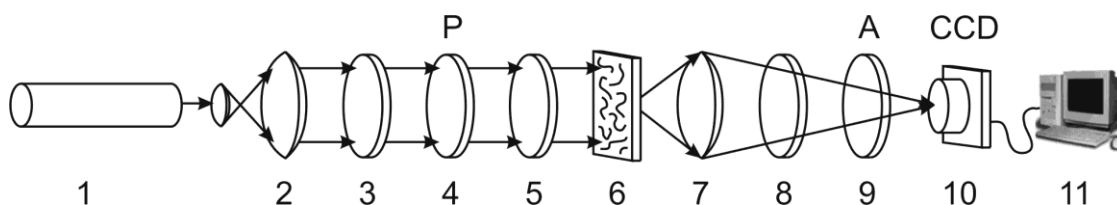


Рис. 3.1. Оптична схема стоксполіариметра, де: 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильові платівки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор відповідно; 6 – об’єкт дослідження; 7 – мікрооб’єктив; 10 – CCD камера; 11 – персональний комп’ютер.

Опромінювання проводилось паралельним пучком ( $\varnothing=10^4$  мкм) He-Ne лазера ( $\lambda=0.6328$  мкм) 1.

За допомогою поляризаційного освітлювача (чвертьхвильові пластини 3, 5 (похибка 4%) і поляризатор 4 (лінійність 99%) формувались різні стани поляризації освітлюючого пучка.

Поляризаційні мікроскопічні зображення зразків плівок плазми крові 6 проектувалися за допомогою мікрооб’єктиву 7 (цифрова апертура 0.1, фокусна відстань  $f=450\mu m$ , збільшення 4X) в площину світлочутливої площадки ( $800\text{ pix} \times 600\text{ pix}$ ) цифрової CCD камери 10 (роздільна здатність  $1\text{ pix} \leftrightarrow 2\mu m$ , динамічний діапазон 12 Бт, лінійність  $10^5$ ).

У загальному випадку, для визначення набору чотирьох параметрів **вектора Стокса** у кожному  $jk$ -му пікселі такого мікроскопічного зображення, необхідно провести шість вимірювань інтенсивності:

- Опромінюємо зразок лінійно поляризованим лазерним пучком з азимутом  $\alpha_0 = 45^\circ$ .
- Орієнтуємо площину пропускання поляризатора - аналізатора 9 (рис. 3.2) під кутом  $0^\circ$  і реєструємо координатний розподіл інтенсивності  $I_{jk}(45^\circ - 0^\circ)$  лазерного мікроскопічного зображення

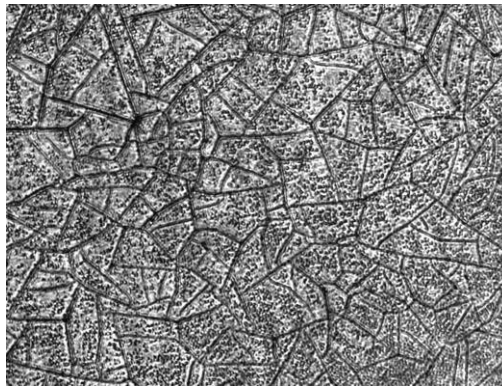


Рис. 3.2. Розподіл інтенсивності  $I_{jk}(45^\circ - 0^\circ)$  поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного зображення плівки плазми крові

- Далі площину пропускання поляризатора - аналізатора повертаємо на кут  $90^\circ$  і вимірюємо інтенсивність  $I_{jk}(45^\circ - 90^\circ)$ .



Рис. 3.3. Розподіл інтенсивності  $I_{jk}(45^\circ - 90^\circ)$  поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного зображення плівки плазми крові

- Обчислюємо координатні розподіли першого і другого параметру вектора Стокса за наступним співвідношенням

$$S_1(jk) = I_{jk}(45^\circ - 0^\circ) + I_{ik}(45^\circ - 90^\circ); \quad (3.1)$$

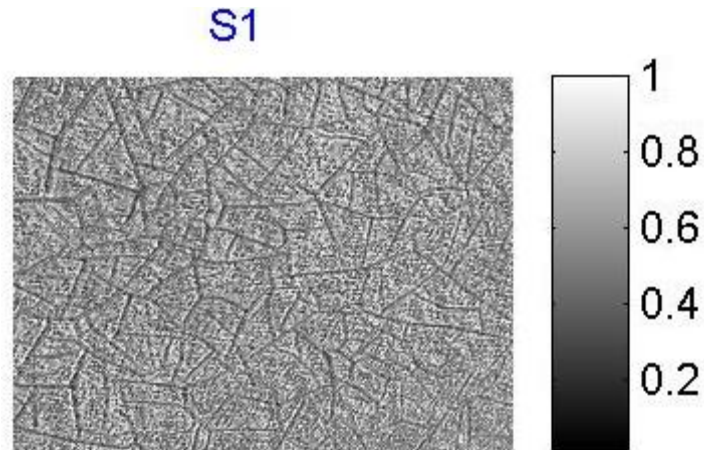


Рис. 3.4. Розподіл значень першого параметру вектора Стокса  $S_1$  мікроскопічного зображення плівки плазми крові

$$S_2(jk) = I_{jk}(45^\circ - 0^\circ) - I_{ik}(45^\circ - 90^\circ). \quad (3.2)$$

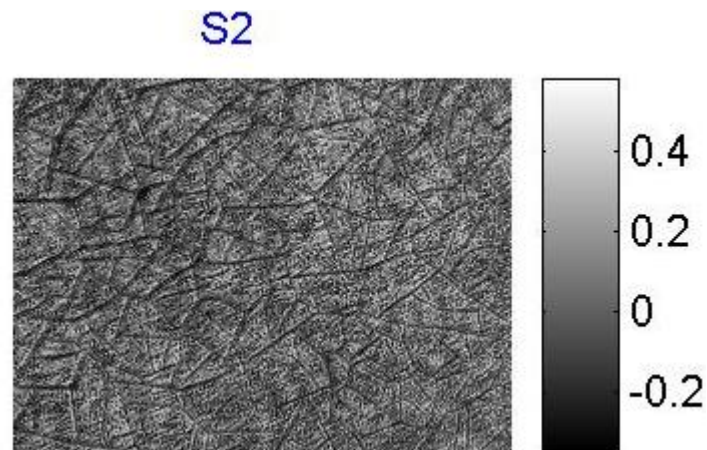


Рис. 3.5. Розподіл значень другого параметру вектора Стокса  $S_2$  мікроскопічного зображення плівки плазми крові

- Повертаємо площину пропускання поляризатора – аналізатора на кут  $45^0$  і вимірюємо розподіл інтенсивності  $I_{jk}(45^0 - 45^0)$  в площині мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові

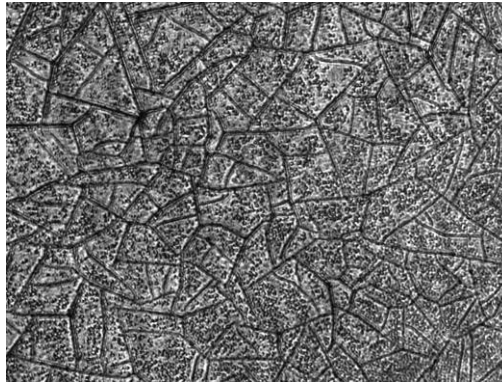


Рис. 3.6. Розподіл інтенсивності  $I_{jk}(45^0 - (+45^0))$  поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного зображення плівки плазми крові

- Лазерний пучок пропускаємо через поляризатор, площина пропускання якого також утворює кут  $-45^0$  і вимірюємо розподіл інтенсивності  $I_{jk}(45^0 - (-45^0))$  в площині мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові

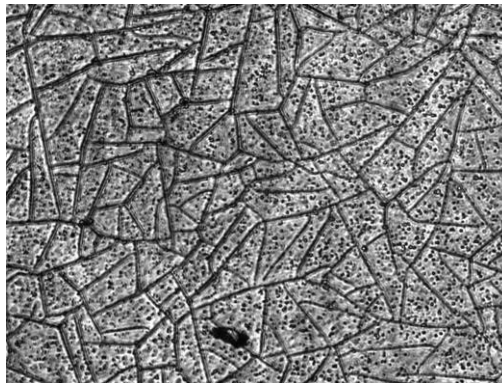


Рис. 3.7. Розподіл інтенсивності  $I_{jk}(45^0 - (-45^0))$  поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного зображення плівки плазми крові

- Обчислюємо координатний розподіл третього параметру вектора Стокса за наступним співвідношенням

$$S_3(jk) = I_{jk}(45^\circ - 45^\circ) - I_{jk}45^\circ - (-45^\circ). \quad (3.3)$$

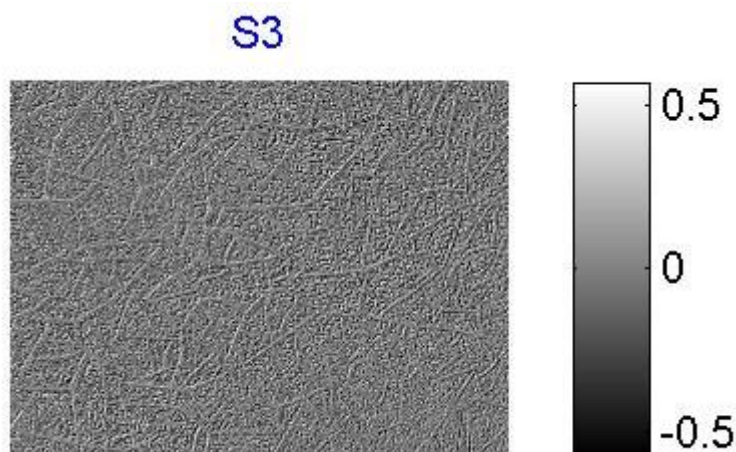


Рис. 3.8. Розподіл значень третього параметру вектора Стокса  $S_3$  мікроскопічного зображення плівки плазми крові

- Для вимірювання 4-го параметру встановлюємо чвертьхвильову платівку 8 (рис. 3.1) так, щоб її оптична вісь була зорієнтована під кутом  $0^\circ$ . Лазерний пучок, що пройшов крізь таку пластинку, пропускаємо через поляризатор-аналізатор 9, зорієнтований під кутом  $45^\circ$  і вимірюємо координатний розподіл інтенсивності  $I_{ik}(\otimes)$  в площині поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові

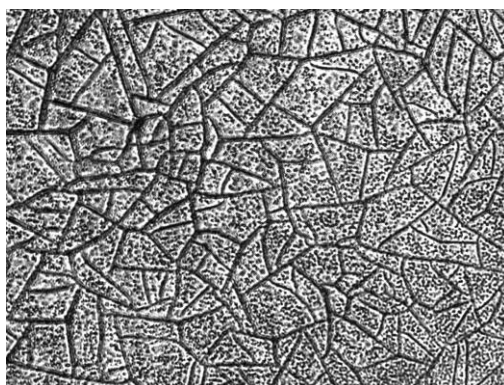


Рис. 3.9. Розподіл інтенсивності  $I_{jk}(45^\circ - \otimes)$  поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного зображення плівки плазми крові



- Повертаємо площину пропускання поляризатора – аналізатора 9 відносно осі найбільшої швидкості чверть хвильової пластинки 8 на кут  $-45^0$  і вимірюємо координатний розподіл інтенсивності  $I_{ik}(\oplus)$  в площині поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові

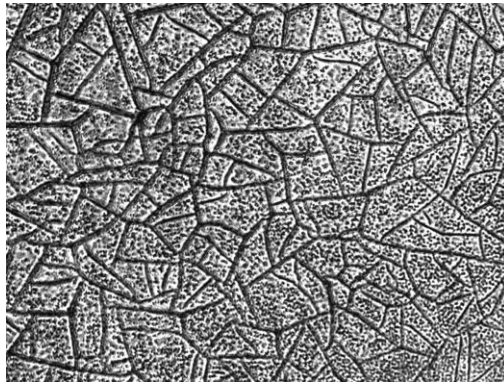


Рис. 3.10. Розподіл інтенсивності  $I_{jk}(45^0 - \oplus)$  поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного зображення плівки плазми крові

- Обчислюємо координатний розподіл четвертого параметру вектора Стокса за наступним співвідношенням

$$S_4(jk) = I_{jk}(45^0 - \otimes) - I_{jk}(45^0 - \oplus). \quad (3.4)$$

**S4**

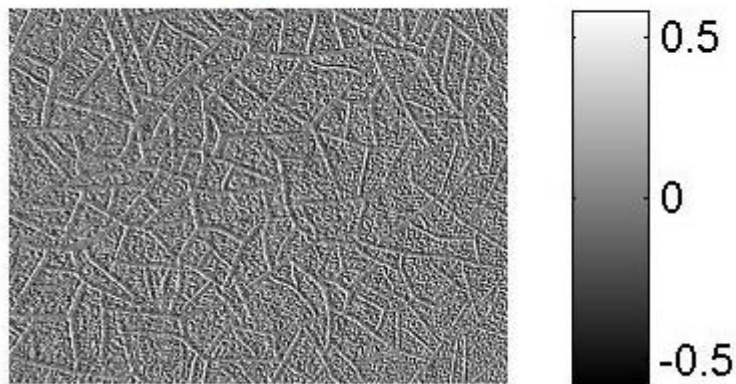


Рис. 3.11. Розподіл значень четвертого параметру вектора Стокса  $S_4$  мікроскопічного зображення плівки плазми крові

На основі співвідношень (3.1) – (3.4) визначають значення азимута  $\alpha_{jk}$  і еліптичності  $\beta_{jk}$  поляризації у точці с координатами  $(jk)$  лазерного зображення шару плазми крові людини

$$\alpha_{jk} = 0,5 \arctg \left[ \frac{I_{jk}(45^0 - 45^0) - I_{jk}(45^0 - (-45^0))}{I_{jk}(45^0 - 0^0) - I_{jk}(45^0 - 90^0)} \right]; \quad (3.5)$$

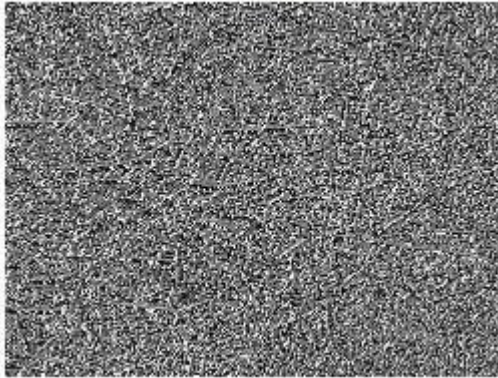


Рис. 3.12. Координатний розподіл азимута поляризації лазерного мікроскопічного зображення плівки плазми крові

$$\beta_{jk} = 0,5 \arcsin \left[ \frac{I_{jk}(45^0 - \otimes) - I_{jk}(45^0 - \oplus)}{I_{jk}(45^0 - 0^0) + I_{jk}(45^0 - 90^0)} \right]. \quad (3.6)$$

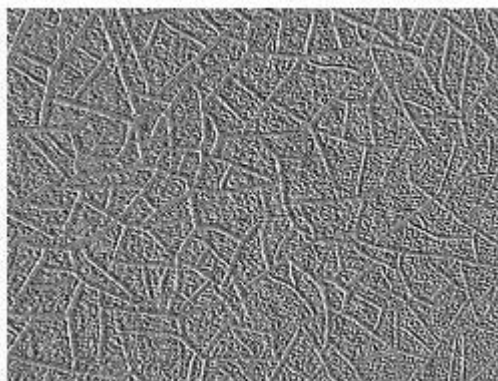


Рис. 3.13. Координатний розподіл еліптичності поляризації лазерного мікроскопічного зображення плівки плазми крові

Визначивши таким чином (співвідношення (3.5) і (3.6)) стан поляризації у кожній точці лазерного мікроскопічного зображення плівки плазми крові людини, одержуємо поляризаційні карти її полікристалічної білкової мережі

$$\alpha(m \times n) = \begin{pmatrix} \alpha_{11} & \dots & \alpha_{1n} \\ \cdot & \alpha_{jk} & \cdot \\ \cdot & & \cdot \\ \alpha_{m1} & \dots & \alpha_{mn} \end{pmatrix}; \quad (3.7)$$

$$\beta(m \times n) = \begin{pmatrix} \beta_{11} & \dots & \beta_{1n} \\ \cdot & \beta_{jk} & \cdot \\ \cdot & & \cdot \\ \beta_{m1} & \dots & \beta_{mn} \end{pmatrix}. \quad (3.8)$$

#### 4. Вимірювання фазової структури лазерних мікроскопічних зображень плівок плазми крові людини

За допомогою поляризаційного освітлювача (чвертьхвильова пластинка 3 і поляризатор 4) формувалася лінійно поляризований з азимутом  $45^0$  пучок. Вісь найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки 5 орієнтувалася під кутом  $\Theta = 45^0$  відносно площини пропускання поляризатора 4 (рис. 3.1).

Зображення шарів плазми крові 6 проектувалися за допомогою мікрооб'єктиву 7 в площину світлочутливої площадки ( $m \times n = 800 \text{ pix} \times 600 \text{ pix}$ ) CCD камери 10.

Шляхом обертання площини пропускання аналізатора 9 на кут  $\Theta = -45^0$  відносно осі найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки 8 формувалися умови пропускання ліво циркулярно поляризованих коливань точок лазерного зображення плазми крові.

Розподіл інтенсивності  $I_\delta$  таких коливань реєструвався сукупністю пікселів CCD-камери 10.

Таким чином, одержувався двовимірний дискретний розподіл  $I_\delta \begin{pmatrix} r_{11} & , & r_{1n} \\ r_{m1} & , & r_{mn} \end{pmatrix}$  інтенсивності.

За таких умов поляризаційної фільтрації величина інтенсивності кожної точки лазерного зображення функціонально пов'язана з величиною фазового зсуву наступним співвідношенням

$$I_\delta(jk) = \cos^2 \delta(jk), \quad (4.1)$$

або

$$\delta(jk) = \arccos \sqrt{I_\delta(jk)}. \quad (4.2)$$

Далі згідно співвідношення (4.2) розраховуються координатні розподіли (фазові мапи) фазових зсувів  $\delta(m \times n)$  між ортогональними складовими амплітуди лазерного зображення плазми крові

$$\delta(m \times n) = \begin{pmatrix} \arccos\sqrt{I_{11}} & \dots & \arccos\sqrt{I_{1n}} \\ & \arccos\sqrt{I_{jk}} & \\ \arccos\sqrt{I_{m1}} & \dots & \arccos\sqrt{I_{mn}} \end{pmatrix}. \quad (4.3)$$

В подальшому вираз (4.3) будемо називати фазової мапою полікристалічної альбумін – глобулінової мережі білків плазми крові людини.

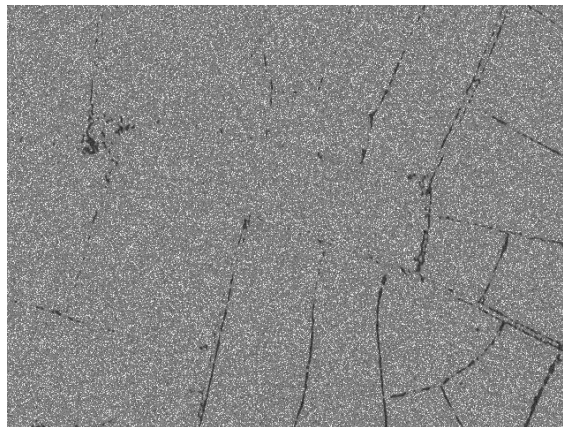


Рис. 4.1. Фазова мапа мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові людини

## 5. Аналітичні алгоритми обробки експериментальних даних

### 5.1. Статистичний аналіз

Найбільш об'єктивно статистичну структуру координатних розподілів поляризаційних і фазових параметрів лазерного зображення гістологічного зрізу біологічної тканини характеризує сукупність моментів  $M_{j=1;2;3;4}^{\alpha;\beta;\delta}$  обчислена за співвідношеннями (5.1) і наведена в таблиці 7.1.

$$\begin{aligned} M_1 &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |(\alpha; \beta; \delta)_i|; \\ M_2 &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\alpha; \beta; \delta)_i^2}; \\ M_3 &= \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\alpha; \beta; \delta)_i^3; \\ M_4 &= \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\alpha; \beta; \delta)_i^4, \end{aligned} \quad (5.1)$$

де  $N = 800 \times 600$  - повна кількість пікселів CCD-камери 10 (рис. 3.1), яка реєструє поляризаційно-неоднорідне зображення плівки плазми крові людини.

### 5.2. Кореляційний аналіз

В основу аналізу координатної структури розподілів  $\alpha(m \times n); \beta(m \times n); \phi(m \times n)$  покладено метод автокореляції з використанням автокореляційної функції  $K(\Delta m, \Delta n)$  [ ], явний вигляд якої обчислювався за допомогою прикладного програмного пакету "MATLAB6".

Тут  $(\Delta m, \Delta n)$  "кроки" з якими змінюються координати  $(m, n)$  розподілу поляризаційних  $\alpha(m \times n); \beta(m \times n)$  і фазових  $\delta(m \times n)$  параметрів лазерного мікроскопічного зображення плівки досліджуваної плазми крові людини.

В якості кореляційних параметрів, які характеризують автокореляційні функції поляризаційних  $\alpha(m \times n); \beta(m \times n)$  і фазових  $\delta(m \times n)$  параметрів лазерного мікроскопічного зображення, обрано набір статистичних моментів (співвідношення (5.1)). В подальшому такі параметри будемо називати кореляційними моментами 1-го – 4-го порядків -  $K_{j=1;2;3;4}^{\alpha;\beta;\delta}$ .

### 5.3. Сукупність фрактальних критеріїв оцінювання структури лазерних зображень біологічних рідин людини

Фрактальний аналіз сукупності випадкових величин  $q(\alpha, \beta, \delta)$ , що характеризують мікроскопічне лазерне цифрове зображення плівки плазми крові людини проводився у такій послідовності дій:

- розраховувалися автокореляційні функції розподілів випадкових величин  $q$  і знаходилися відповідні спектри потужності  $J(\alpha); J(\beta); J(\delta)$  розподілів азимутів  $\alpha$ , еліптичності  $\beta$  і фаз  $\delta$  у площині сукупності пікселів цифрового мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові людини;

- обчислювалися log-log залежності спектрів потужності  $\log J(q) - \log(d^{-1})$ , де  $d^{-1}$  просторові частоти, що визначаються геометричними розмірами ( $d$ ) структурних елементів поляризаційних або фазових мап цифрового мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові людини;

залежності  $\log J(q) - \log(d^{-1})$  апроксимувалися методом найменших квадратів у криві  $\Phi(\eta)$ .

Класифікація координатних розподілів  $q$  проводилась згідно з такими критеріями, запропонованими в [1]:

- координатні розподіли  $q$  - фрактальні при постійному значенні кута нахилу  $\eta = const$  залежності  $\Phi(\eta)$  для 2-3 декад зміни розмірів  $d$  структурних елементів поляризаційних або фазових мап

цифрового мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові людини;

- множини  $q$  - стохастичні при умові наявності декількох постійних кутів нахилу  $\Phi(\eta)$ ;
- множини  $q$  - випадкові при умові відсутності стабільних кутів нахилу  $\Phi(\eta)$  у всьому інтервалі зміни розмірів  $d$ .

Для характеристики логарифмічних залежностей  $\log J(q) - \log(d^{-1})$  використовувалася статистичні моменти 1-го – 4-го порядків (співвідношення 5.1), які в подальшому будемо називати спектральними моментами  $D_{j=1;2;3;4}^{\alpha;\beta;\delta}$ .

#### **5.4. Програма обчислення статистичної, кореляційної та фрактальної структури мап азимутів поляризації мікроскопічних лазерних зображень плівок плазми крові**



#### **2.5.5. Програма обчислення статистичної, кореляційної та фрактальної структури мап еліптичності поляризації мікроскопічних лазерних зображень плівок плазми крові**



### **6. Принципи комп'ютерного моделювання процесів перетворення лазерного випромінювання полікристалічними мережами білків плазми крові**

В основу комп'ютерного моделювання покладено наступні положення:

Кристалічна сітка представлялася у вигляді впорядкованих за напрямками оптичних осей двопромнезаломлюючих циліндрів (кількість  $N = 100$ , діаметр  $\otimes = 50 \mu m$ , показник двопроменезаломлення  $\Delta n = 1,5 \times 10^{-3}$ ).



- Процес формування поляризаційно – неоднорідних зображень полікристалічної мережі за умов багаторазового розсіяння моделювався за допомогою подвійного дифракційного інтегралу Релея-Зомерфельда.
- Розглядалися три типи полікристалічних мереж з різним показником двопротинезаломлення  $\Delta n = 1,5 \times 10^{-3}$  - група 1;  $\Delta n^* = 1,5 \times 10^{-2}$  - група 2;  $\Delta n^{**} = 1,5 \times 10^{-1}$  - група 3.
- Припускаємо, що малий рівень ( $\Delta n = 1,5 \times 10^{-3}$ ) двопротинезаломлення відповідає моделі мережі кристалів плазми крові здорової людини, середньому рівню ( $\Delta n^* = 1,5 \times 10^{-2}$ ) відповідає стан доброякісних змін, а великому ( $\Delta n^{**} = 1,5 \times 10^{-1}$ ) - злоякісні зміни.

В якості основних параметрів, які розглядалися при моделюванні процесів формування поляризаційно-неоднорідного зображення сіток всіх груп, ми розглянули ортогональні складові ( $E_x, E_y$ ) амплітуди ( $E$ ) лазерної хвилі, між якими існує фазовий зсув ( $\delta_{xy}$ ).

Такий підхід пов'язаний з тим, що будь який стан поляризації лазерного випромінювання є результатом додавання (інтерференції) таких хвиль.

Математично такий механізм описує рівняння

$$\frac{X^2}{E_x^2} - \frac{2XY}{E_x E_y} \cos \delta_{xy} + \frac{Y^2}{E_y^2} = \sin^2 \delta_{xy}. \quad (6.1)$$

В розгорнутому вигляді процес трансформації амплітуди і фази лазерного випромінювання можна записати наступним чином

$$\begin{pmatrix} E_x e^{i\delta_x} \\ E_y e^{i\delta_y} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \cos^2 \rho + e^{-i\delta} \sin^2 \rho & \cos \rho \sin \rho (1 - e^{-i\delta}) \\ \cos \rho \sin \rho (1 - e^{-i\delta}) & \sin^2 \rho + e^{-i\delta} \cos^2 \rho \end{bmatrix} \begin{pmatrix} E_{0x} e^{i\delta_{0x}} \\ E_{0y} e^{i\delta_{0y}} \end{pmatrix}. \quad (6.2)$$

Амплітуда та фаза поля, що отримується в результаті дифракції плоскої хвилі, розраховані, використовуючи подвійний дифракційний інтеграл Релея-Зомерфельда, окремо для компоненти  $E_x$  та  $E_y$

$$E_x(\xi, \zeta) = \frac{l}{i\lambda} \iint \frac{A_{0x}(x, y)}{R^3} \times \exp\{-i[kR + \varphi(x, y)]\} dx dy; \quad (6.3)$$

$$E_y(\xi, \zeta) = \frac{l}{i\lambda} \iint \frac{A_{0y}(x, y)}{R^3} \times \exp\{-i[kR + \varphi(x, y) + \delta(x, y)]\} dx dy, \quad (6.4)$$

де  $A_{0x}(x, y)$  і  $A_{0y}(x, y)$  апертурні функції відповідних компонент об'єкту;  $R = \sqrt{z^2 + (x - \xi)^2 + (y - \zeta)^2}$  - це відстань від точки на об'єкті до точки на площині спостереження;  $l$  - відстань від площини об'єкту до площини спостереження;  $\varphi_0(x, y)$  - фаза хвилі;  $\delta_0(x, y)$  - різниця фаз між компонентами.

Співвідношення (6.2) – (6.4) були використані для розрахунку координатних розподілів азимутів і еліптичності (співвідношення (2.5) і (2.6)) поляризації зображень полікристалічних мереж з різним двопротенезаломленням.

## 7. Поляризаційні мапи зображень полікристалічних мереж з слабким двопротенезаломленням

На рис. 7.1 представлено результати комп'ютерного моделювання координатних і статистичних розподілів азимутів  $\alpha(m \times n)$  і еліптичності  $\beta(m \times n)$  поляризації зображень полікристалічної мережі групи 1.

$\alpha(m \times n)$	$\beta(m \times n)$
----------------------	---------------------

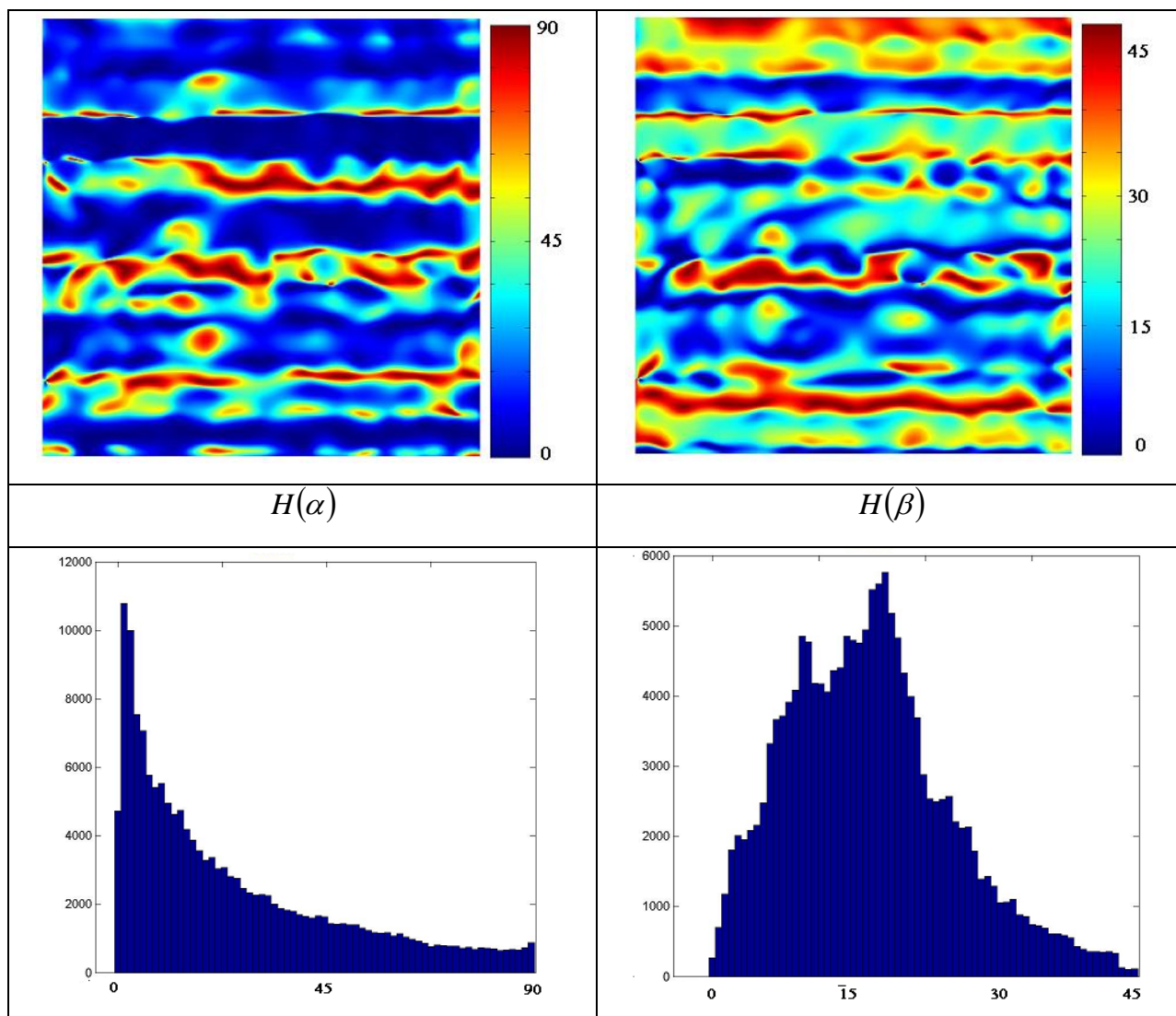


Рис. 7.1. Поляризаційні мапи  $\alpha(m \times n)$ ,  $\beta(m \times n)$  і гістограми розподілів значень азимутів  $H(\alpha)$  і еліптичності  $H(\beta)$  поляризації зображення модельної двоприменезаломлюючої сітки групи 1

Аналіз поляризаційних мап  $\alpha(m \times n)$  і  $\beta(m \times n)$  зображення полікристалічної мережі групи 1 виявив складну координатно неоднорідну структуру.

Для гістограм розподілу випадкових значень  $H(\alpha)$  і  $H(\beta)$  характерний максимально широкий діапазон зміни ( $0^0 \leq \Delta\alpha \leq 90^0$  і  $0^0 \leq \Delta\beta \leq 45^0$ ) значень азимуту і еліптичності поляризації лазерного випромінювання, перетвореного просторово орієнтованими парціальними кристалами з малим двоприменезаломленням  $\Delta n = 1,5 \times 10^{-3}$ .

З іншого боку залежності гістограм  $H(\alpha)$  і  $H(\beta)$  асиметричні та суттєво відрізняються між собою.

Кількісно оптичні прояви анізотропії впорядкованої мережі парціальних двопротенезаломлюючих кристалів групи 1 ілюструє сукупність значень статистичних моментів 1-го – 4-го порядків  $Z_{i=1;2;3;4}^{\alpha;\beta}$  (таблиця 7.1), обчислена за співвідношеннями (5.1).

Таблиця 7.1. Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків  $Z_{k=1;2;3;4}$  координатних розподілів азимутів  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації зображення модельної двопротенезаломлюючої сітки групи 1

$M_{k=1;2;3;4}$	$\alpha(m \times n)$	$\beta(m \times n)$
$M_1$	0,046	0,143
$M_2$	0,26	0,32
$M_3$	1,85	2,16
$M_4$	1,51	1,37

З аналізу наведених у таблиці 7.1 даних випливає, що для ймовірнісних розподілів випадкових значень азимуту  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації лазерного зображення двопротенезаломлюючої сітки групи 1 характерним є перевага величин статистичних моментів вищих (3-го і 4-го) порядків -  $M_{i=3;4}^{\alpha;\beta} \gg M_{i=1;2}^{\alpha;\beta}$ .

На рис. 7.2 представлені три- і двовимірні автокореляційні функції  $K(\alpha); K(\beta)$  та логарифмічні залежності  $PSD(\alpha); PSD(\beta)$  спектрів потужності координатних розподілів азимутів і еліптичності поляризації.

$3D - K(\alpha)$	$3D - K(\beta)$
------------------	-----------------

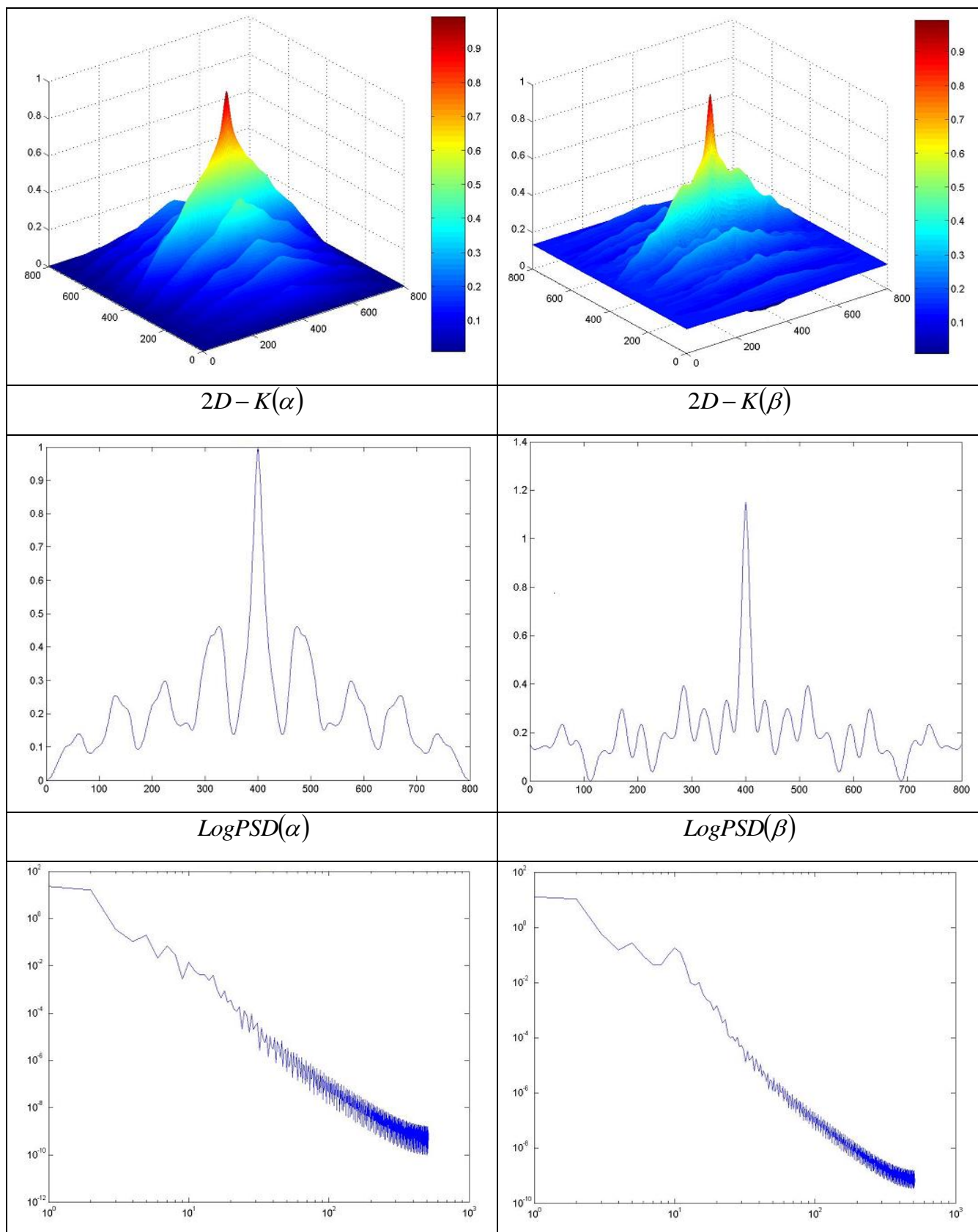


Рис. 7.2. Три - і двовимірні автокореляційні функції  $K(\alpha); K(\beta)$  та логарифмічні залежності  $LogPSD(\alpha; \beta)$  спектрів потужності розподілів азимутів  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації зображення модельної двопротенезаломлюючої сітки групи 1.

Автокореляційний аналіз координатних розподілів азимутів  $\alpha(m \times n)$  і еліптичності  $\beta(m \times n)$  поляризації модельного лазерного зображення полікристалічної сітки групи 1 виявив значний рівень їх кореляційної узгодженості – залежності  $K_{\alpha;\beta}(\Delta x)$  являють собою осцилюючі криві, що плавно спадають із збільшенням координати зсуву  $\Delta x$ .

Фрактальний підхід до аналізу поляризаційних розподілів виявив їх самоподібність. Так залежності  $PSD(\alpha); PSD(\beta)$  характеризується практично одним стабільним кутом нахилу (рис. 7.1). Іншими словами, для полікристалічної мережі групи 1 характерним є фрактальний розподіл азимутів і еліптичності поляризації.

Кількісно (таблиця 7.2 і таблиця 7.3) така структура характеризується високими значеннями кореляційних і спектральних моментів 3-го – 4-го порядків.

Таблиця 7.2. Кореляційні моменти 1-го – 4-го порядків  $K_{k=1;2;3;4}$  координатних розподілів азимутів  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації зображення модельної двопротенезаломлюючої сітки групи 1

Параметри	$\alpha(m \times n)$	$\beta(m \times n)$
$K_{k=1}$	0,16	0,19
$K_{k=2}$	0,38	0,47
$K_{k=3}$	0,78	0,84
$K_{k=4}$	0,55	0,48

Таблиця 7.3. Спектральні моменти 1-го – 4-го порядків  $S_{k=1;2;3;4}$  координатних розподілів азимутів  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації зображення модельної двопротенезаломлюючої сітки групи 1

Параметри	$\alpha(m \times n)$	$\beta(m \times n)$
$S_{k=1}$	~0	~0
$S_{k=2}$	~0	~0
$S_{k=3}$	1,07	1,24
$S_{k=4}$	0,55	0,43

Таким чином, можна констатувати, що для орієнтаційно – фазової будови полікристалічної мережі групи 1 характерний виразний вплив навіть незначного рівня ( $\Delta n = 1,5 \times 10^{-3}$ ) двопронезаломлення на формування складних статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів поляризаційних розподілів  $\alpha(m \times n)$  і  $\beta(m \times n)$  відповідного модельного лазерного зображення.

## **8. Поляризаційні мапи полікристалічних мереж з “середнім” рівнем двопронезаломлення**

Рис. 8.1 ілюструє координатну структуру поляризаційних мап модельного зображення полікристалічної мережі групи 2 та гістограми розподілу випадкових значень азимута і еліптичності.

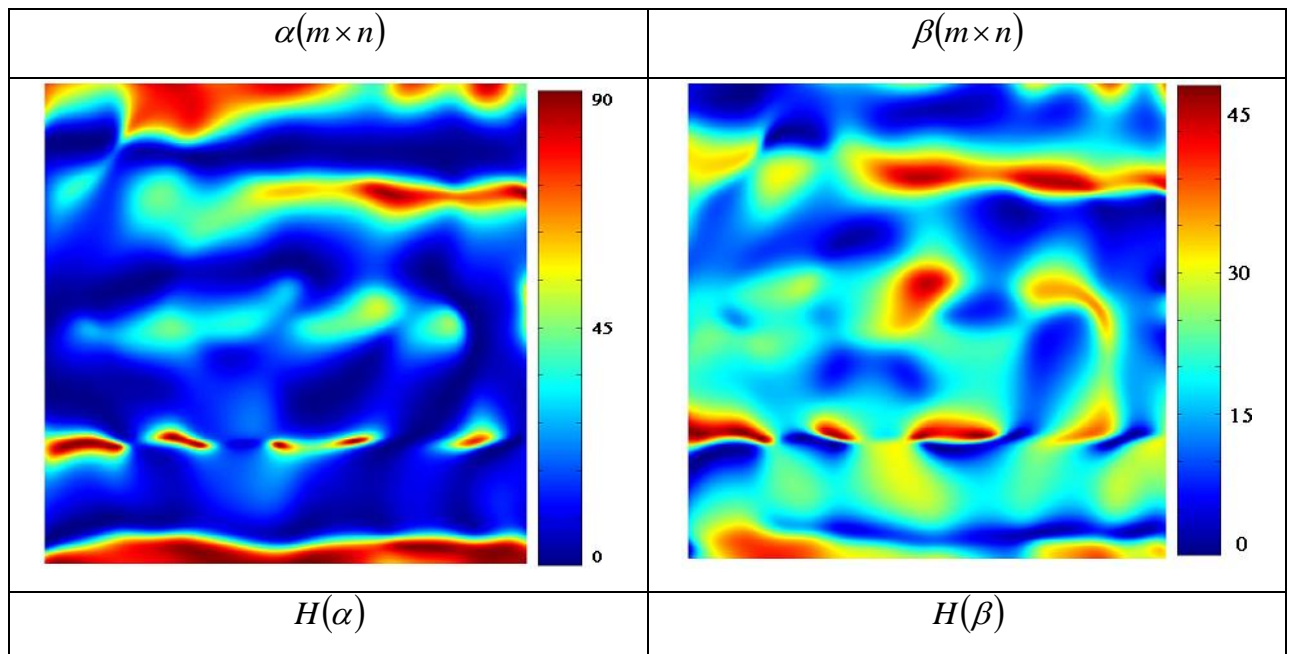
Одержана інформація про координатний  $(m \times n)$  і статистичний  $H(\alpha); H(\beta)$  розподіл значень азимутів і еліптичності поляризації модельного лазерного зображення свідчить про зростання впливу оптичного двопронезаломлення полікристалічної мережі групи 2.

Аналіз гістограм  $H(\alpha); H(\beta)$  поляризаційних мап виявив зростання ймовірностей значень азимутів і еліптичності поляризації у всьому діапазоні

зміни їх величин  $0^0 \leq \Delta\alpha \leq 90^0$  і  $0^0 \leq \Delta\beta \leq 45^0$  (рис. 8.1) у порівнянні із аналогічним розподілом параметрів поляризації модельного лазерного зображення полікристалічної мережі групи 1 (рис. 7.1).

Кількісно зміни величини двопротенезаломлення ( $\Delta n^* = 1,5 \times 10^{-2}$ ) полікристалічної мережі групи 2 ілюструє певне зростання (на 30%) статистичного моменту 2-го порядку та зменшення (в 1,5 – 2 рази) статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують координатну структуру поляризаційних мап  $\alpha(m \times n)$  і  $\beta(m \times n)$

Таким чином, можна констатувати, що статистичний аналіз ймовірнісних розподілів випадкових значень азимуту і еліптичності поляризації модельного лазерного зображення полікристалічної мережі групи 2 виявив чутливість до змін (зростання) двопротенезаломлення речовини парціальних циліндричних кристалів.





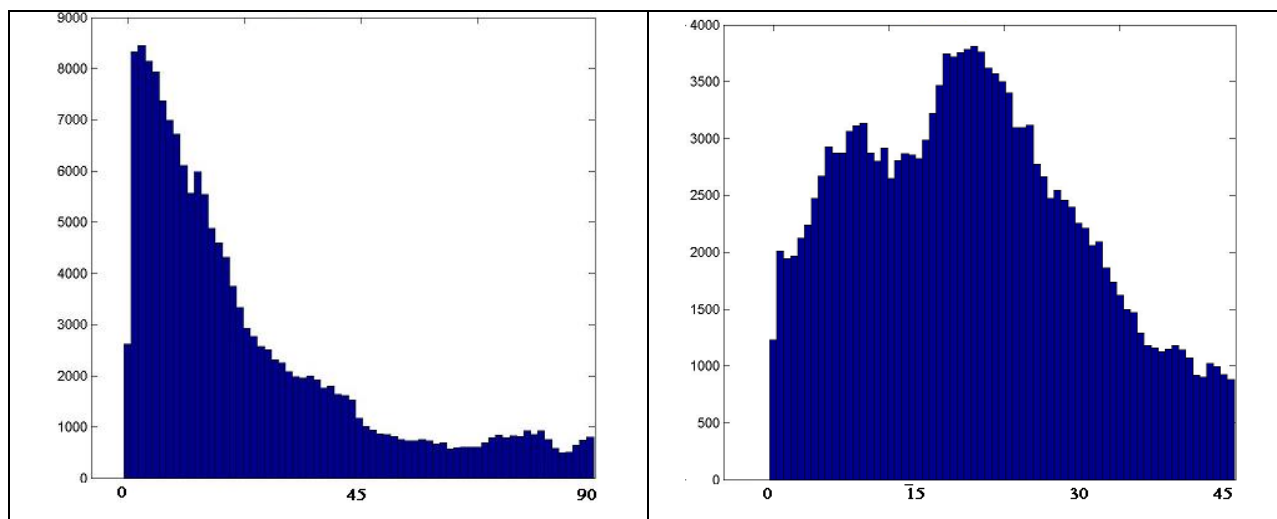


Рис. 8.1. Поляризаційні мапи  $\alpha(m \times n)$ ,  $\beta(m \times n)$  і гістограми розподілів значень азимутів  $H(\alpha)$  і еліптичності  $H(\beta)$  поляризації зображення модельної двопротонезаломлюючої сітки групи 2

Таблиця 8.1. Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків  $M_{k=1;2;3;4}$  координатних розподілів азимутів  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації зображення модельної двопротонезаломлюючої сітки групи 2

$M_{k=1;2;3;4}$	$\alpha(m \times n)$	$\beta(m \times n)$
$M_1$	0,054	0,139
$M_2$	0,29	0,36
$M_3$	1,18	1,61
$M_4$	0,87	0,98

На рис. 8.2 представлені три- і двовимірні автокореляційні функції  $K(\alpha); K(\beta)$  та логарифмічні залежності  $PSD(\alpha); PSD(\beta)$  спектрів потужності координатних розподілів азимутів і еліптичності поляризації модельного зображення кристалічної сітки групи 2.

$3D - K(\alpha)$	$3D - K(\beta)$
------------------	-----------------

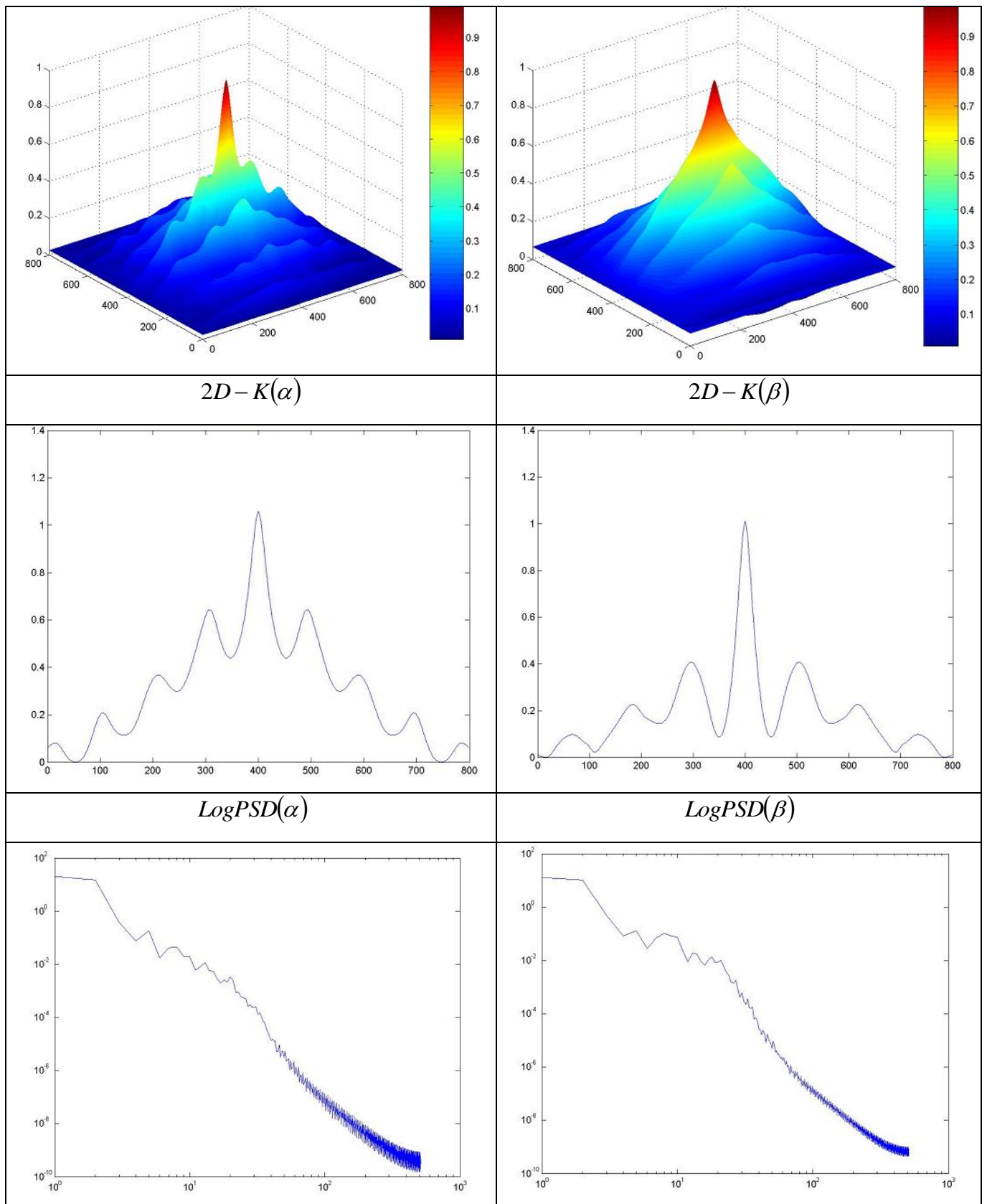


Рис. 8.2. Три - і двовимірні автокореляційні функції  $K(\alpha); K(\beta)$  та логарифмічні залежності  $LogPSD$  спектрів потужності розподілів азимутів  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації зображення модельної двопротенезаломлюючої сітки групи 2

Результати кореляційного і фрактального аналізу множин значень азимутів і еліптичності поляризації модельного лазерного зображення зразку групи 2 виявили збільшення величини кореляційних моментів вищих порядків - таблиця 8.2.

Таблиця 8.2. Кореляційні моменти 1-го – 4-го порядків  $K_{k=1;2;3;4}$  координатних розподілів азимутів  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації зображення модельної двопротенезаломлюючої сітки групи 2

Параметри	$\alpha(m \times n)$	$\beta(m \times n)$
$K_{k=1}$	0,12	0,17
$K_{k=2}$	0,31	0,42
$K_{k=3}$	0,87	0,92
$K_{k=4}$	0,75	0,68

Для спектральних моментів 3-го і 4-го порядків притаманна тенденція зростання  $S_{k=3}$  і, навпаки, зменшення  $S_{k=4}$  - таблиця 8.3.

Таблиця 8.3. Спектральні моменти 1-го – 4-го порядків  $S_{k=1;2;3;4}$  координатних розподілів азимутів  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації зображення модельної двопротенезаломлюючої сітки групи 2

Параметри	$\alpha(m \times n)$	$\beta(m \times n)$
$S_{k=1}$	~0	~0
$S_{k=2}$	~0	~0
$S_{k=3}$	0,87	1,02
$S_{k=4}$	0,39	0,33

## 9. Поляризаційні мапи полікристалічних мереж з “підвищеним” рівнем двопротенезаломлення

На рис. 9.1 наведена координатна та ймовірнісна структура поляризаційних мап модельного зображення кристалічної мережі групи 3.

З аналізу координатних  $(m \times n)$  розподілів азимутів  $\alpha(m \times n)$  і еліптичності  $\beta(m \times n)$  поляризації модельного лазерного зображення віртуального зразку групи 3 з підвищеним рівнем двопронезаломлення  $\Delta n^{**}$  видно, що поляризаційні мапи сформовані великою кількістю дрібномасштабних ділянок з відмінними значеннями  $\alpha$  і  $\beta$  від стану поляризації опромінюючого пучка  $\alpha_0 = 0^0$ .

Кількісно така топографічна структура оптичного двопронезаломлення полікристалічної мережі групи 3 виявляється у подальшому зростанні екстремумів ймовірності формування випадкових значень азимуту і еліптичності поляризації у всьому діапазоні зміни  $0^0 \leq \Delta\alpha \leq 90^0$  і  $0^0 \leq \Delta\beta \leq 45^0$ .

Модельний “патологічний стан” віртуальної мережі двопронезаломлюючих циліндрів статистично виявляється у подальшому рості значення дисперсії (у 1,3 рази) та зменшенні асиметрії (у 1,8) та ексцесу (у 1,67 раз), які характеризують координатні розподіли  $\alpha(m \times n)$  і  $\beta(m \times n)$  лазерного зображення зразку групи 3, у порівнянні з набором статистичних моментів, визначених для розподілів азимутів і еліптичності поляризації лазерного зображення зразку групи 2 (таблиця 8.1).

$\alpha(m \times n)$	$\beta(m \times n)$
----------------------	---------------------

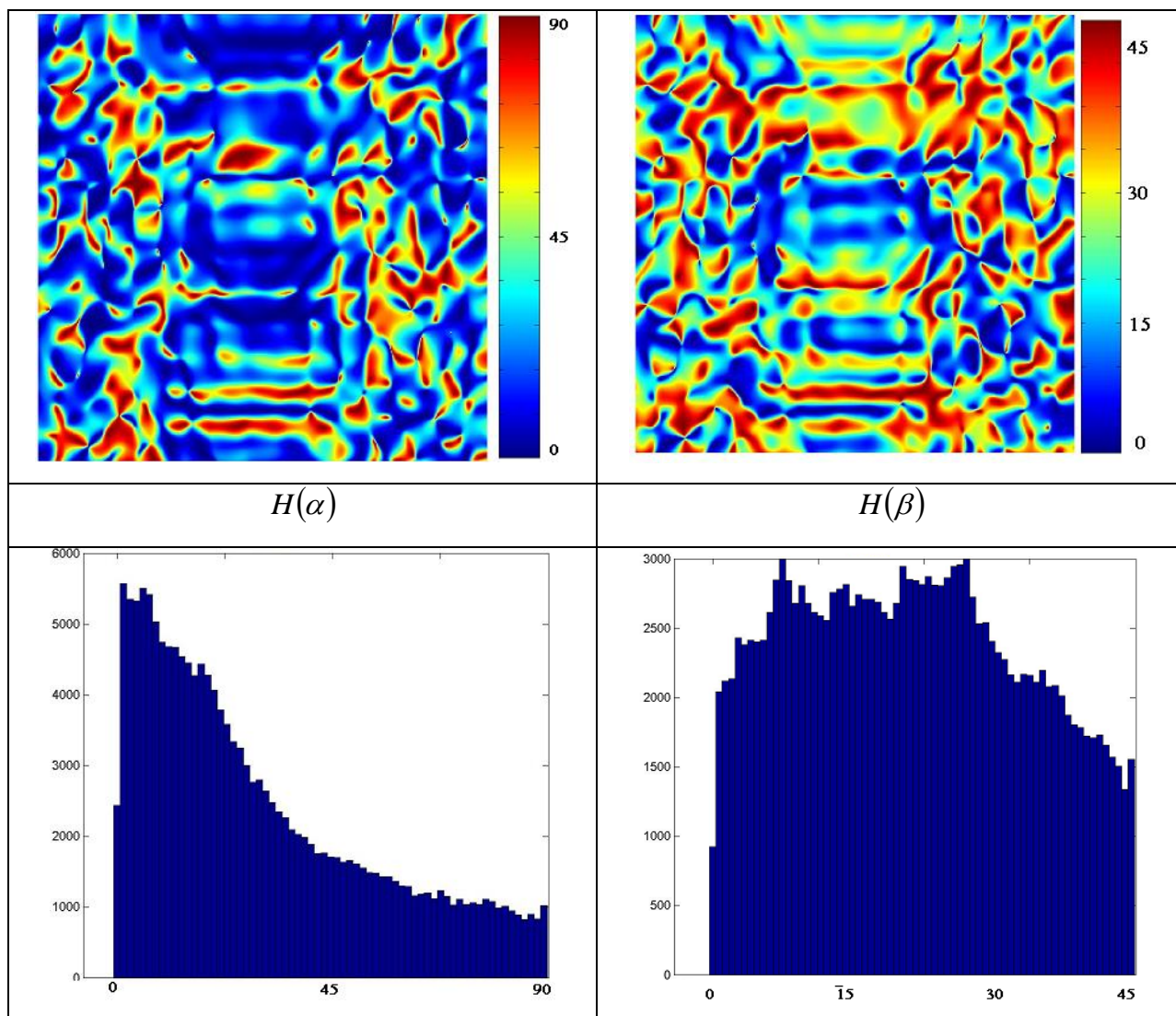


Рис. 9.1. Поляризаційні мапи  $\alpha(m \times n)$ ,  $\beta(m \times n)$  і гістограми розподілів значень азимутів  $H(\alpha)$  і еліптичності  $H(\beta)$  поляризації зображення модельної двопротенезаломлюючої сітки групи 3

Таблиця 9.1. Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків  $M_{k=1;2;3;4}$  координатних розподілів азимутів  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації зображення модельної двопротенезаломлюючої сітки групи 3

$M_{k=1;2;3;4}$	$\alpha(m \times n)$	$\beta(m \times n)$
$M_1$	0,07	0,27
$M_2$	0,33	0,42
$M_3$	0,59	0,83

$M_4$	0,38	0,53
-------	------	------

На рис. 9.2 представлені результати комп'ютерного моделювання кореляційної та самоподібної структури поляризаційних мап модельного зразку полікристалічної мережі з підвищеним рівнем двопронезаломлення  $\Delta n^{**}$  у вигляді серії три- і двовимірних автокореляційних функцій  $K(\alpha); K(\beta)$  та логарифмічних залежностей  $PSD(\alpha); PSD(\beta)$  спектрів потужності координатних розподілів азимутів і еліптичності поляризації.

З аналізу одержаних результатів встановлено, що кореляційні і фрактальні параметри, які характеризують оптичне двопронезаломлення речовини “онкологічно зміненої” віртуальної полікристалічної мережі групи 3 також зазнають суттєвих змін.

Аналіз відповідних автокореляційних функцій  $K_{\alpha;\beta}(\Delta x)$  і логарифмічних залежностей  $\log PSD(\alpha;\beta)$  спектрів потужності розподілів поворотів площини  $\alpha(m \times n)$  і еліптичності  $\beta(m \times n)$  поляризації віртуального лазерного зображення модельного зразка групи 3, наведених на рис. 2.18, виявив наступні тенденції таких змін:

- подальше зростання  $K_{3;4} \uparrow$  - таблиця 9.2;
- інверсні зміни спектральних моментів вищих порядків  $S_3 \uparrow$ ;  $S_4 \downarrow$  - таблиця 9.3.

$3D - K(\alpha)$	$3D - K(\beta)$
------------------	-----------------

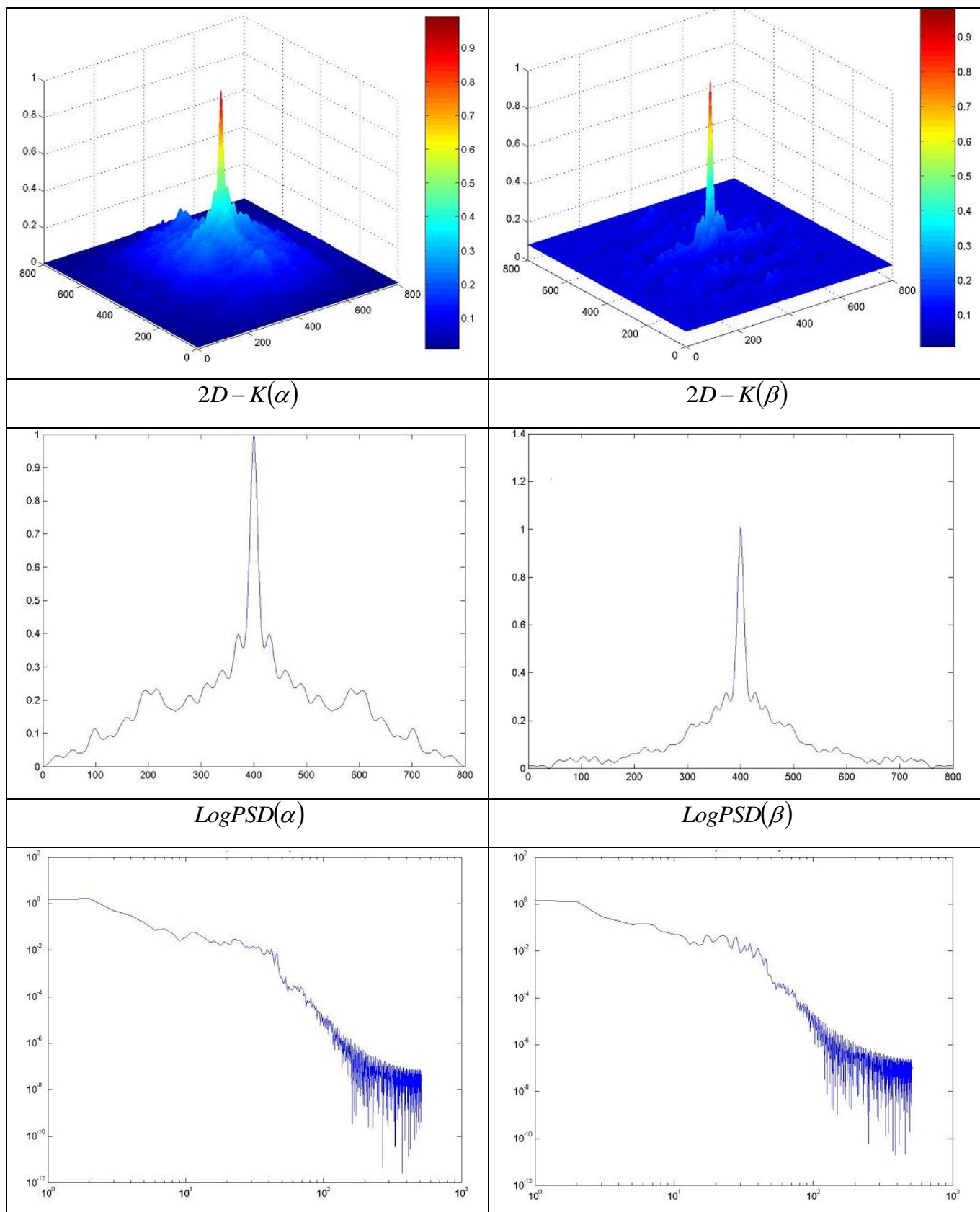


Рис. 9.2. Три - і двовимірні автокореляційні функції  $K(\alpha); K(\beta)$  та логарифмічні залежності  $LogPSD$  спектрів потужності розподілів азимутів  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації зображення модельної двопротенезаломлюючої сітки групи 3.

Таблиця 9.2. Кореляційні моменти 1-го – 4-го порядків  $S_{k=1;2;3;4}$  координатних розподілів азимутів  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації зображення модельної двопротенезаломлюючої сітки групи 3

Параметри	$\alpha(m \times n)$	$\beta(m \times n)$
$K_{k=1}$	0,11	0,14
$K_{k=2}$	0,23	0,34
$K_{k=3}$	1,18	1,29
$K_{k=4}$	1,37	1,56

Таблиця 9.3. Спектральні моменти 1-го – 4-го порядків  $S_{k=1;2;3;4}$  координатних розподілів азимутів  $\alpha$  і еліптичності  $\beta$  поляризації зображення модельної двопротенезаломлюючої сітки групи 3

Параметри	$\alpha(m \times n)$	$\beta(m \times n)$
$S_{k=1}$	~0	~0
$S_{k=2}$	~0	~0
$S_{k=3}$	1,07	1,24
$S_{k=4}$	0,27	0,32

Таким чином, шляхом комп'ютерного моделювання координатних розподілів азимутів і еліптичності поляризації лазерного випромінювання, перетвореного полікристалічними мережами з різним рівнем двопротенезаломлення, нами виявлені тенденції та установлена чутливість і до таких змін групи статистичних ( $M_{i=1;2;3;4}^{\alpha;\beta}$ ), кореляційних ( $K_{i=1;2;3;4}^{\alpha;\beta}$ ) і фрактальних ( $S_{i=1;2;3;4}^{\alpha;\beta}$ ) параметрів, які характеризують відповідні поляризаційно – неоднорідні лазерні зображення.

## Література



1. M. S. Patterson, S. Andersson-Engels, Brian C. Wilson, and E. K. Osei. Absorption-spectroscopy in tissue-simulating materials - a theoretical and experimental-study of photon paths // Appl. Opt. – 1995. – V.34. – P.22-30.
2. R. R. Alfano and J. G. Fujimoto, eds., Advances in Optical Imaging and Photon Migration. Vol. 2 of Topics in Optics and Photonics Series: Optical Society of America, Washington, D. C., 1996.
3. S. Bartel and A. H. Hielscher. Monte Carlo simulation of the diffuse backscattering Mueller matrix for highly scattering media // Appl. Opt. – 2000. – V.39. – P.1580-1588.
4. O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, Ye.G. Ushenko, Yu.Ya. Tomka, V.P. Pishak, "Polarization-correlation mapping of biological tissue coherent images," J. Biomed. Opt., 10, No.6, 064025, 2005.
5. S. P. Morgan, M. P. Khong, and M. G. Somekh. Effects of polarization state and scatterer concentration on optical imaging through scattering media // Appl. Opt. – 1997. – V.36. – P.1560-1565.
6. S. G. Demos and R.R. Alfano. Optical polarization imaging // Appl. Opt. – 1997. – V.36. – P.150-155.
7. S. L. Jacques, J. R. Roman, and K. Lee. Imaging superficial tissues with polarized light // Lasers in Surg. & Med. – 2000. – V.26. – P.119-129.
8. M.Born, E.Wolf. Principles of Optics. – Cambridge Univ. Press: Cambridge, 1999.
9. A.G.Ushenko, and V.P.Pishak. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications // in Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science / ed. V.Tuchin. - Kluwer Academic Publishers, 2004. – P.67.
- 10.H. C. van de Hulst, *Light Scattering by Small Particles*, Wiley, New York (1957).
- 11.V. V. Sobolev, *Light Scattering in Planetary Atmospheres*, Pergamon, Oxford (1974).

- 12.Z. Dolginov, Yu. N. Gnedin, and N. A. Silant'ev, *Propagation and Polarization of Radiation in Cosmic Media*, Gordon and Breach, Basel (1995).
- 13.K. N. Liou, *Radiation and Cloud Processes in the Atmosphere: Theory, Observation, and Modeling*, Oxford Univ. Press, New York (1992).
- 14.M. S. Quinby-Hunt, P. G. Hull, and A. J. Hunt, "Polarized light scattering in the marine optics," in *Light Scattering by Nonspherical Particles: Theory, Measurements, and Applications*, M. I. Mishchenko, J. W. Hovenier, and L. D. Travis (eds.), Ch. 18, pp. 525-554, Academic Press, New York (2000).
- 15.Ishimaru, *Wave Propagation and Scattering in Random Media*, Academic Press, San Diego (1978).
- 16.M. Kerker, *The Scattering of Light and Other Electromagnetic Radiation*, Academic Press, San Diego (1969).
- 17.V. I. Klenin, *Thermodynamics of Systems with Flexible Chain Polymers*, Elsevier, Amsterdam (1999).
- 18.V. V. Tuchin, *Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis*, SPIE Tutorial Texts in Optical Engineering, Vol. TT38 (2000).
- 19.V. V. Tuchin, "Light scattering study of tissues," *Physics-Uspekhi* Vol. 40, pp. 495-515 (1997).