

# ТЕХНОЛОГІЯ, МЕТОДИ, ЗАСОБИ ОЦІНЮВАННЯ ЯКОСТІ ПОЛІГРАФІЧНИХ МАТЕРІАЛІВ ТА ГОТОВОЇ ПРОДУКЦІЇ

УДК 681.785.3:655.531

*С.Б. Єрмоленко, К.Ю. Зенкова, В.Г. Житарюк, П.П. Максимяк,  
Р.М. Бесага*

Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича

## **СИСТЕМА ФАЗОВОГО МЮЛЛЕР – МАТРИЧНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ПОЛІГРАФІЧНИХ ПОЛІМЕРНИХ ПЛІВОК**

*Робота присвячена дослідженню можливостей фазового Мюллер-матричного картографування поліграфічних полімерних плівок. Наведені основні аналітичні співвідношення та представлена оптична схема вимірювань*

*Ключові слова: матриця Мюллера, полімерна плівка, поляризація, статистичні моменти.*

*The work is devoted to research capacity phase Mueller-matrix mapping of printing polymer films. The basic equations and optical scheme of measurements was presented.*

*Keywords: Mueller matrix, polymer film, polarization, statistical moments.*

### **Вступ**

На даний час оптичні властивості поліграфічних матеріалів вивчаються переважно у рамках спектрофотометричних методів [1 - 3].

За останні 10 років на базі застосування лазерів сформувався новий підхід в оптичній діагностиці фазово-неоднорідних шарів (ФНШ) – лазерна поляриметрія [4], яка використовує вектор – параметричний підхід і базується на аналізі оптичних властивостей з використанням матричних операторів Мюллера [5 - 7]. Вимірювання матриць Мюллера світлорозсіюючих шарів надає можливість отримати найповнішу (статистично усереднену для всіх неоднорідностях ФНШ) інформацію про поляризаційні властивості останнього. Досягнутий рівень Мюллер-матричної поляриметрії [8 - 12] обумовлює постановку нових, актуальних завдань. Зокрема, це розробка нових методик і підходів до класифікації та диференціації оптичних властивостей полімерних поліграфічних матеріалів різного типу.

Мета даної роботи полягає у розробці системи фазової томографії, яка дозволяє шляхом прямого вимірювання Мюллер – матричних зображень виділяти безпосередню інформацію про розподіл фазових зсувів з наступним статистичним аналізом фазових томограм для визначення об'єктивних критеріїв діагностики та диференціації структури полімерних поліграфічних плівок.

### **Основні аналітичні співвідношення**

В основу нашого теоретичного аналізу покладено модель полікристалічної сітки у вигляді суперпозиції матриць Мюллера для оптично одноосних кристалів [9, 12]

$$\{F\}_j = \begin{Bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f_{22} & f_{23} & f_{24} \\ 0 & f_{32} & f_{33} & f_{34} \\ 0 & f_{42} & f_{43} & f_{44} \end{Bmatrix}, \quad (1)$$

де

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

Тут  $\rho$  - напрямок оптичної осі, що визначається напрямом укладання двоприменезаломлюючого волокна;  $\delta = 2\pi/\lambda \Delta n d$  - фазовий зсув, який вноситься між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі довжиною  $\lambda$ , що проходить крізь волокно з лінійним розміром геометричного перерізу  $d$  та показником двоприменезаломлення  $\Delta n$ .

На основі співвідношень (2), які визначають взаємозв'язки між величинами  $z_{ik}(m \times n)$  і параметрами анізотропії  $\rho(m \times n)$  і  $\delta(m \times n)$ , можна одержати наступний вираз для визначення величини  $\delta$  у різних точках ( $jk$ ) полімерного шару

$$\delta(jk) = 0,5 \arccos[z_{44}(ik)]; \quad (3)$$

В подальшому координатні розподіли  $\Psi = \begin{pmatrix} \delta_{11} & \dots & \delta_{1n} \\ & \delta_{jk} & \\ \delta_{m1} & \dots & \delta_{mn} \end{pmatrix}$  будемо називати

фазовими томограмами двоприменезаломлюючої полімерної мережі.

### Система вимірювання мюллер-матричних фазових томограм

На рис. 1 показано оптичну схему вимірювання координатних розподілів фазового елементу матриці Мюллера полімерних шарів [10].

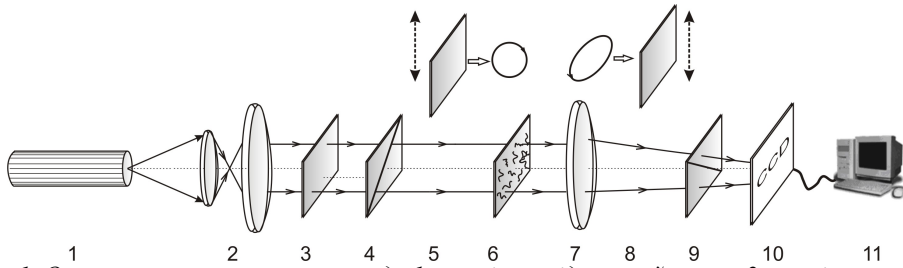


Рис. 1. Оптична схема поляриметра, де 1 – напівпровідниковий лазер; 2 – коліматор; 3 – стаціонарна чвертьхвильова пластівки; 5, 8 – механічно рухомі чвертьхвильові пластівки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор відповідно; 6 – об’єкт дослідження; 7 – мікрооб’єктив; 10 – CCD камера; 11 – персональний комп’ютер.

Освітлення проводилося паралельним ( $\varnothing = 10^4 \mu\text{мк}$ ) пучком He-Ne лазера ( $\lambda = 0.6328 \mu\text{мк}$ ,  $W = 5.0 \text{ мВт}$ ). Поляризаційний освітлювач складається з чвертьхвильових пластинок 3; 5 і 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. Поляризаційні зображення полімерних шарів за допомогою мікрооб’єктива 7 проектувалися в площину світлочутливої площини ( $800 \times 600$  пікселів) CCD-камери 10, яка забезпечувала діапазон вимірювання структурних елементів зображення для наступних розмірів  $2 \mu\text{мк} - 2000 \mu\text{мк}$ . Аналіз зображень полімерних плівок здійснювався за допомогою поляризатора 9 та чвертьхвильової пластинки 8.

У результаті багатоканального зондування лінійно поляризованими з різними азимутами ( $0^0; 90^0$ ) і правоциркулярно поляризованими ( $\otimes$ ) пучками і поляризаційного аналізу право - ( $\otimes$ ) і ліво - ( $\oplus$ ) циркулярними фільтрами визначалися 4 – й параметр вектора Стокса [9, 12] зображення анізотропного шару  $\{S_{i=4}\}$  за наступним алгоритмом

$$\begin{cases} S_4^0 = I(\otimes) - I(\oplus); \\ S_4^{90} = I(\otimes) - I(\oplus); \\ S_4^\otimes = I(\otimes) - I(\oplus). \end{cases} \quad (4)$$

Фазовий елемент матриці Мюллера такого анізотропного шару визначаються в такий спосіб. Послідовно опромінюємо полімерний шар лінійно поляризованими з різними азимутами ( $0^0; 90^0$ ) і правоциркулярно поляризованими ( $\otimes$ ) пучками й одержуємо сукупність з 6 – ти зображень шляхом поляризаційного аналізу право - ( $\otimes$ ) і ліво - ( $\oplus$ ) циркулярними фільтрами за допомогою двох каналів аналізу. Відповідний фазовий елемент матриці Мюллера для об’єкта дослідження записується

$$Z_{44} = \frac{I_{\otimes}^{\otimes} - I_{\oplus}^{\otimes}}{I_{\otimes}^{\otimes} - I_{\oplus}^{\otimes}} - \left( \frac{I_{\otimes}^0 - I_{\oplus}^0}{I_{\otimes}^0 - I_{\oplus}^0} + \frac{I_{\otimes}^{90} - I_{\oplus}^{90}}{I_{\otimes}^{90} - I_{\oplus}^{90}} \right). \quad (5)$$

Для об’єктивної оцінки розподілів  $z_{44}(m \times n)$  нами введена їх кількісна оцінка на основі визначення набору статистичних моментів 1-го – 4-го порядків [10]

$$M_1 = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (z_{44})_j; M_2 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (z_{44}^2)_j};$$

$$M_3 = \frac{1}{M_2^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (z_{44}^3)_j; M_4 = \frac{1}{M_2^2} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (z_{44}^4)_j,$$
(6)

### Аналіз і обговорення експериментальних даних

В якості об'єктів дослідження нами було обрано два типи полімерних плівок:

- поліетилен (ПЕ);
- поліетилентерефталатгліколь (ПЕТГ).

На рис. 2 для оптично тонких шарів (коефіцієнт ослаблення  $\tau < 0,1$ ) ПЕ та ПЕТГ представлені фазові томограми  $\Psi(m \times n)$ , визначенні за алгоритмом (1) - (5).

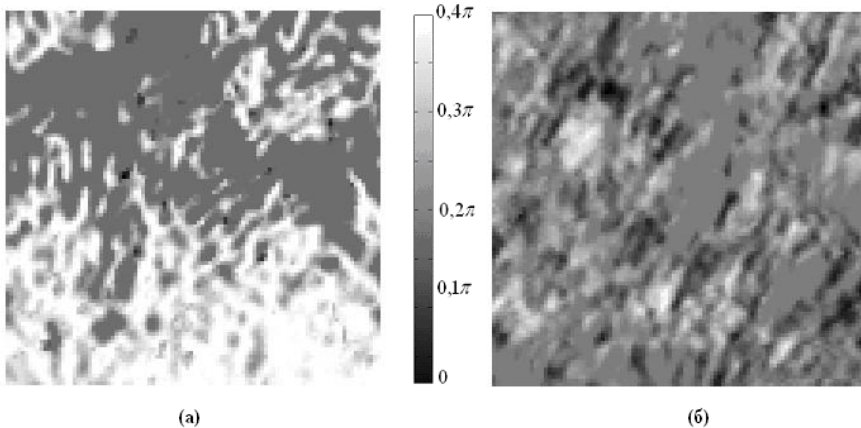


Рис. 2. Фазові томограми  $\Psi(m \times n)$  двоприменезаломлюючих структур шарів ПЕ (фрагмент (а)) та ПЕТГ (фрагмент (б)).

Як видно з координатної структури фазових томограм  $\Psi(m \times n)$  (рис. 2) різні типи полімерних шарів володіють індивідуальною двоприменезаломлюючою зданістю, як за особливостями розподілу фазових зсувів у площині, так і за їх величиною.

Кількісно розподіли фазових зсувів  $\Psi(m \times n)$  оцінювалися за наступною методикою. Двовимірний масив дискретизувався за деякими “стаціонарними” рівнями  $\delta(m \times n) = const$  У нашому випадку  $\delta(m \times n) = \begin{cases} 0 \\ 0,25\pi \\ 0,5\pi \end{cases}$ . Кожний розподіл

$\delta(m \times n) = const$  сканувався з кроком  $1\text{pix}$  в горизонтальному напрямку  $1\text{pix}; 2\text{pix}; \dots n\text{pix}$ . Для кожного кроку підраховувалася кількість  $N_{k=1 \div n}$  значень  $\delta$  у межах відповідного горизонтального стовпчика  $1\text{pix}; 2\text{pix}; \dots m\text{pix}$ . У результаті для кожної орієнтаційної томограми  $\delta(m \times n) = const$  одержувалася одновимірна координатна залежність кількості

значень відповідної орієнтації оптичних осей полікристалічної мережі  $N^{(\delta)}(x = 1 \div n) \equiv N(x)$ .

На рис. 3 представлені залежності  $N^{(\delta)}(x = 1 \div n) \equiv N(x)$ , визначенні для шарів ПЕ (фрагменти (а), (б), (в)) та ПЕТГ (фрагменти (д), (е), (ж)).

Аналіз експериментальних даних про фазові прояви двоприменезаломлення полікристалічної мережі м'язової тканини (рис. 4) виявив різну топологічну і кількісну структуру розподілів різних рівнів детермінованих значень  $\delta^* = 0$  (рис. 4(б));  $\delta^* = 0,25\pi$  (рис. 4(в)) і  $\delta^* = 0,5\pi$  (рис. 4(г)), відповідно.

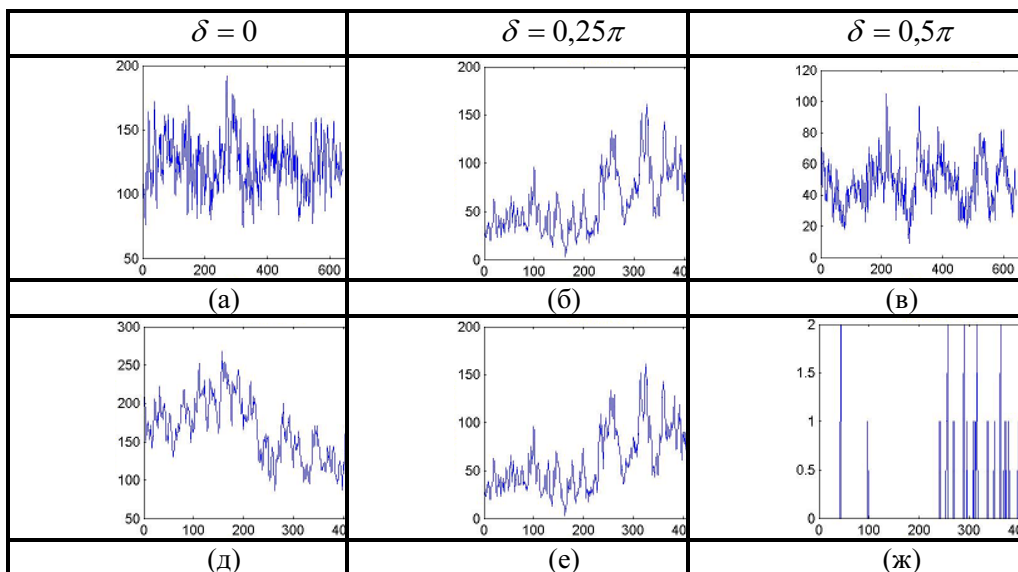


Рис. 3. Залежності кількості точок детермінованих фазових зсувів  $\delta(m \times n) = const$  шарів ПЕ (фрагменти (а), (б), (в)) та ПЕТГ (фрагменти (д), (е), (ж)).

Установлено, що із збільшенням рівня фазового зсуву  $\delta \uparrow$  зменшується загальна кількість таких значень у топологічному розподілі  $\delta^*(m \times n) = const$  в площині шару ПЕТГ (рис. 4, фрагменти (в) і (ж), відповідно). Фізично це можна пов'язати із різними діапазонами геометричних розмірів двоприменезаломлюючих волокон, які формують рівень фазових зсувів у межах площини полімерного шару. Більші значення фазових зсувів, пов'язані із впливом двоприменезаломлюючих волокон більших геометричних розмірів, кількість яких менша у ПЕТГ.

Кількісну структуру фазових томограм  $\Psi(m \times n)$  гістологічного зрізу тканини скелетного м'яза ілюструють статистичні, кореляційні і спектральні моменти, приведені у таблиці 1.

Таблиця 1.

Статистичні  $M_i$  моменти 1-го – 4-го порядків розподілів фаз шару ПЕ

	$\delta = 0$		$\delta = 0,25\pi$		$\delta = 0,5\pi$	
	ПЕ	ПЕ ТГ	ПЕ	ПЕ ТГ	П Е	ЕТГ
	0,4 $1 \pm 0,065$	0,3 $5 \pm 0,044$	0,3 $3 \pm 0,049$	0,2 $8 \pm 0,036$	0 $,18 \pm 0,027$	$,07 \pm 0,012$
	0,2 $3 \pm 0,037$	0,2 $1 \pm 0,032$	0,1 $2 \pm 0,019$	0,1 $5 \pm 0,029$	0 $,08 \pm 0,012$	$,04 \pm 0,007$
	0,3 $1 \pm 0,048$	0,2 $9 \pm 0,038$	0,5 $2 \pm 0,087$	0,4 $5 \pm 0,077$	0 $,79 \pm 0,12$	$,17 \pm 0,052$
	0,2 $2 \pm 0,031$	0,3 $7 \pm 0,051$	0,4 $6 \pm 0,079$	0,5 $6 \pm 0,11$	0 $,61 \pm 0,097$	$,36 \pm 0,069$

Установлено, що найбільші статистичні відмінності для розглянутих детермінованих рівнів  $\delta^*(m \times n) = const$  серії фазових томограм мають місце для екстремальної вибірки фазових зсувів  $\delta = 0,5\pi$ . Так, різниця для набору статистичних моментів  $M_{i=1;2;3;4}$ , які характеризують залежності  $N^{(\delta=0,5\pi)}(x)$  лежать у межах:

- середнє  $M_1$  – 2,2 рази;
- дисперсія  $M_2$  – 2 рази;
- асиметрія  $M_3$  - до 4 разів;
- ексцес  $M_4$  - до 7 разів.

### Підсумки

1. Запропоновано метод фазової томографії розподілів двопронезаломлення полімерних плівок різної побудови.

2. Розроблена оригінальна багатоканальна схема фазової томографії, що відрізняється тим, що об'єкт зондують випромінюванням низько когерентного напівпровідникового лазерного діоду з довжиною хвилі 0,64 мкм, послідовно пропускають його крізь три канали поляризаційного фільтра, для кожного типу поляризації зондуючого пучка вимірюють два координатні розподіли інтенсивності лазерного зображення полімеру шляхом використання паралельних каналів аналізу (“права циркуляція” і “ліва циркуляція”), обчислюють значення фазового елементу матриці Мюллера на основі чого одержують фазову томограму, яка вичерпно повно характеризують координатний розподіл двопронезаломлення досліджуваного полімерного шару.

3. На основі статистичного підходу до аналізу фазових томограм полікристалічних мереж полімерних шарів виявлено об'єктивні критерії диференціації їх оптичних властивостей.

1. Исимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах. Ч.2. Многократное рассеяние, турбулентность, шероховатые поверхности и дистанционное зондирование: Пер. с англ. – М.: Мир, 1981. – 318с.
2. H. C. van de Hulst. *Light scattering by small particles.* – New York: Dover, 1957.
3. Wang X. *Polarized light propagation through the scattering media: time-resolved Monte Carlo and experiments* / X. Wang, L. - H. Wang, C. - W. Sun, C. C. Yang // *J. Biomed. Opt.* – 2003. – Vol. 8. – P. 608-617.
4. Alexander G. Ushenko, “Polarization structure of laser scattering fields,” *Optical Engineering*, vol. 34(4), pp. 1088-1093, 1995.
5. Gang Yao. *Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix characterization of biological tissue by optical coherence tomography* / Gang Yao, Lihong V. Wang // *Opt. Lett.* – 1999. – Vol. 24. – P. 537-539.
6. Wang X. *Propagation of polarized light in birefringent turbid media: a Monte Carlo study* / X. Wang, L. - H. Wang // *J. Biomed. Opt.* – 2002. – Vol. 7. – P. 279-290.
7. Shuliang Jiao. *Depth-resolved two-dimensional Stokes vectors of backscattered light and Mueller matrices of biological tissue measured with optical coherence tomography* / Shuliang Jiao, Gang Yao, Lihong V. Wang // *Appl. Opt.* – 2000. – Vol. 39. – P. 6318-6324.
8. Shuliang Jiao. *Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography* / Shuliang Jiao, Lihong V. Wang // *Opt. Lett.* – 2002. – Vol. 27. – P. 101-103.
9. A.G. Ushenko, I. Z.Misevich, V. Istratiy, I. Bachyns'ka, A. P. Peresunko, Omar Kamal Numan, and T. G. Moysuk, “Evolution of Statistic Moments of 2D-Distributions of Biological Liquid Crystal Net Mueller Matrix Elements in the Process of Their Birefringent Structure Changes,” *Advances in Optical Technologies*, vol. 2010, Article ID 423145, 2010.
10. O. V. Dubolazov, A. G. Ushenko, V. T. Bachynsky, A. P. Peresunko, and O. Ya. Vanchulyak, “On the Feasibilities of Using the Wavelet Analysis of Mueller Matrix Images of Biological Crystals,” *Advances in Optical Technologies*, vol. 2010, Article ID 162832, 2010.
11. A.G. Ushenko, “Laser diagnostics of biofractals,” *Quantum Electronics*, vol. 29(12), pp. 1078–1084, 1999.
12. O.V. Angel'skii, A.G. Ushenko, A.D. Arkhelyuk, S.B. Ermolenko, D.N. Burkovets, “Structure of matrices for the transformation of laser radiation by biofractals,” *Quantum Electronics*, vol. 29(12), pp. 1074-1077, 1999.