

УДК 535.361; 535.555

А.В. КАРАЧЕВЦЕВ, О.В. ДУБОЛАЗОВ, О.В. ОЛАР, Ю.О. УШЕНКО, Л.Й. ПІДКАМІНЬ,
Ю.Я. ТОМКА

ДОСЛІДЖЕННЯ СЦЕНАРІЇВ ФОРМУВАННЯ КОРЕЛЯЦІЙНИХ КОНТУРІВ ДВОПРОМЕНЕЗАЛОМЛЮЮЧИХ МЕРЕЖ РЕАЛЬНИХ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

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

Анотація. У даній статті розроблено метод кроскореляційного аналізу КСВА-мап оптично-анізотропних біологічних шарів, введено новий кількісний параметр – коефіцієнт асиметрії К-контуру.

Аннотация. В данной статье разработан метод кроскорреляционного анализа КСВА-карт оптически анизотропных биологических слоев, введен новый количественный параметр - коэффициент асимметрии К-контура.

Abstract. In this article, a method of cross-correlation analysis of CDMA-maps of optically anisotropic biological layers is developed, a new quantitative parameter is introduced - the asymmetry coefficient of the K-contour.

Ключові слова: сингулярність, автокореляційна функція, двоприменезаломлення, комплексний ступінь взаємної анізотропії.

DOI: 10.31649/1681-7893-2018-35-1-45-51

ВСТУП

Враховуючи той факт, що система сингулярних точок об'єктного оптичного поля (векторного поля) формує його структуру (скелетон) [1-4], визначаючи в такий спосіб поляризаційні властивості середовища, то не менш актуальним, з точки зору біомедичної оптики, є пошук умов формування поляризаційних сингулярностей біологічними об'єктами та експериментальне дослідження особливостей структури координатних розподілів сингулярностей у поляризаційних зображеннях біологічних тканин. Особлива значимість полягає зокрема у пошуку нових інформативних критеріїв сингулярної оптики для диференціації фізіологічного стану біологічних об'єктів. Розглянуті підходи [1-4] були взяті до уваги в роботах [5-10], де було визначено аналітичні умови формування однократно (лінійні) та двократно вроджених (циркулярні) поляризаційних сингулярностей та експериментально досліджено статистичну характеристику їх координатних розподілів зображень біологічних тканин різноманітних морфологічних структур та станів. Продемонстровано, що третій та четвертий статистичні моменти розподілів кількості сингулярних точок є найбільш чутливим до оптико-геометричної структури біологічних тканин. Було знайдено, що координатна структура поляризаційних сингулярностей зображень фізіологічно нормальної біологічної тканини є випадкова в той час як патологічно зміненої – самоподібна (фрактальна).

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Таким чином, цікавим і перспективним з боку малодослідженості напрямом є розповсюдження ідеології сингулярностей оптичних полів на випадок сингулярностей поляризаційних властивостей самих об'єктів; пошук взаємозв'язків між "S"-контурами в полі випромінювання та аналогічними структурними характеристиками Мюллер-матричного зображення біологічних тканини; пошук взаємозв'язку між сингулярними і топологічними підходами до аналізу поляризаційних властивостей біологічних тканин.

1. МЕТОДИКА ВИЗНАЧЕННЯ КОРЕЛЯЦІЙНОГО К-КОНТУРУ ОПТИЧНО АНІЗОТРОПНИХ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

В основу визначення топографічної структури кореляційного контуру ("К-контур") оптичної

анізотропії полікристалічних мереж біологічного шару покладено кроскореляційний аналіз, який базується на:

- обчисленні двовірної автокореляційної функції $K(W(x, y))$ розподілів значень КСВА $W(x, y)$;
- визначенні лінії перерізу на рівні $K(W(x, y)) = 0,5$, яка і визначає геометричне місце точок кореляційного К-контуру полікристалічної мережі.
Для кількісної оцінки середньостатистичних розмірів К-контуру необхідно:
- обчислити серії автокореляційних залежностей розподілу значень КСВА у двох взаємно ортогональних напрямках (Ox і Oy) згідно наступного алгоритму:

$$\left\{ \begin{array}{l} K(W, X, y) \rightarrow \left(\begin{array}{l} K_{y=1}(\Delta x); \Delta x = 1, \dots, m \\ \dots \\ K_{y=n}(\Delta x); \Delta x = 1, \dots, m \end{array} \right) \rightarrow \bar{K}(\Delta x) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n K_i(\Delta x); \\ K(W, x, Y) \rightarrow \left(\begin{array}{l} K_{x=1}(\Delta y); \Delta y = 1, \dots, n \\ \dots \\ K_{x=m}(\Delta y); \Delta y = 1, \dots, n \end{array} \right) \rightarrow \bar{K}(\Delta y) = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m K_i(\Delta y). \end{array} \right. \quad (1)$$

де $K_i(\Delta x), K_j(\Delta y)$ - серія одномірних автокореляційних функцій, які обчислені по рядках і стовпчиках пікселів цифрової камери.

На основі співвідношень (1) визначаємо коефіцієнт асиметрії кореляційного К-контуру полікристалічної мережі біологічного шару у наступному вигляді

$$\xi = \frac{P_{\max}}{P_{\min}}. \quad (2)$$

Тут P_{\max}, P_{\min} - відповідно найбільша та найменша півширини серед обчислених автокореляційних функцій $\bar{K}(\Delta x), \bar{K}(\Delta y)$ координатного розподілу значень КСВА полікристалічної мережі біологічного шару.

Результати застосування методу кроскореляційного аналізу змін оптичної анізотропії фібрилярних мереж гістологічних зрізів фіброміоми та аденокарциноми стінки матки наведені на серії залежностей рис. 1 і рис. 2.

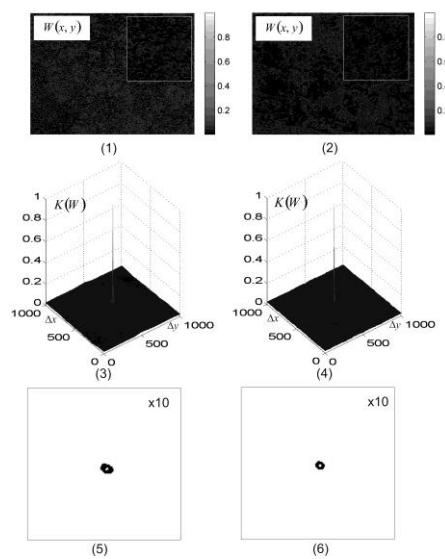


Рис. 1. Координатні розподіли значень $W(x, y)$ (фрагменти (1),(2)), двовимірні автокореляційні функції $K(W, x, y)$ (фрагменти (3),(4)) та кореляційні К-контури (фрагменти (5),(6)) гістологічних зрізів біопсії фіброміоми (фрагменти (1),(3),(5)) і аденокарциноми (фрагменти (2),(4),(6))

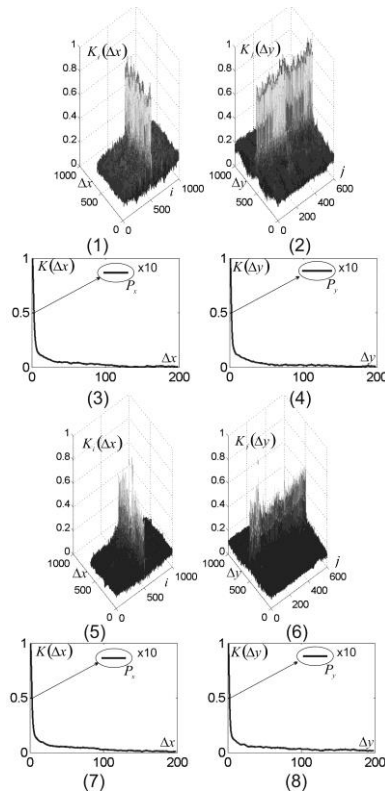


Рис. 2. Кроскореляційні функції $K_i(\Delta x)$, $K_j(\Delta y)$ (фрагменти (1) - (8)) та середньостатистичні ортогональні розміри К-контурів розподілів значень $W(x, y)$ гістологічних зрізів біопсії фіброміоми (фрагменти (1),(2),(5),(6)) і аденокарциноми (фрагменти (3),(4),(7),(8))
 Аналогічні дані про кореляційну структуру розподілів параметрів фазової анізотропії полікристалічної мережі плівок жовчі здорових і хворих на ЖКХ людей ілюструють рис. 3 і рис. 4.

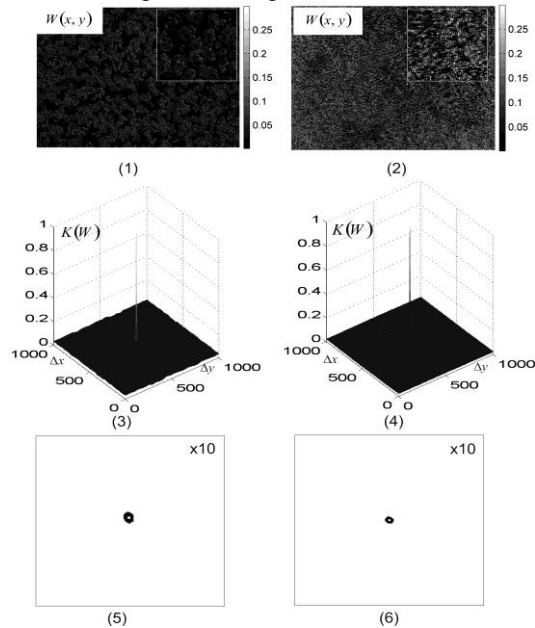


Рис. 3. Координатні розподіли значень $W(x, y)$ (фрагменти (1),(2)), двовимірні автокореляційні функції $K(W, x, y)$ (фрагменти (3),(4)) та кореляційні К-контури (фрагменти (5),(6)) полікристалічних плівок жовчі донорів (фрагменти (1),(3),(5)) і хворих на ЖКХ (фрагменти (2),(4),(6))

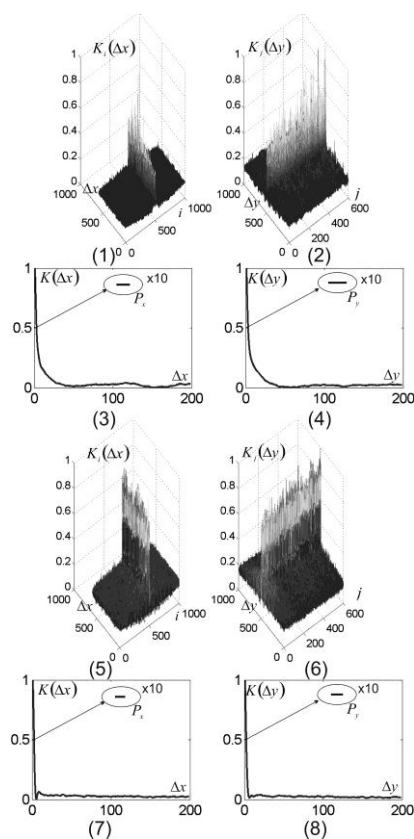


Рис. 4. Кроскореляційні функції $K_i(\Delta x)$, $K_j(\Delta y)$ (фрагменти (1) - (8)) та середньостатистичні ортогональні розміри К-контурів розподілів $W(x, y)$ полікристалічних плівок жовчі донорів (фрагменти (1),(2),(5),(6)) і хворих на ЖКХ (фрагменти (3),(4),(7),(8))

Кореляційні залежності, що характеризують зміни оптичної анізотропії полікристалічних плівок випоту гострого та серозного апендициту, наведено на рис. 5 і рис. 6.

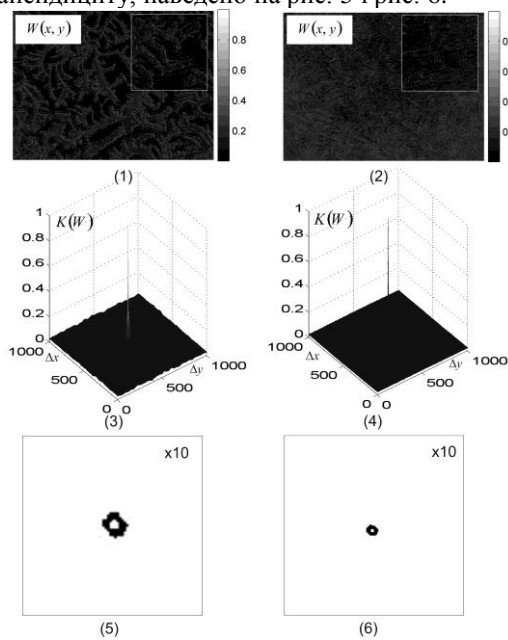


Рис. 5. Координатні розподіли значень $W(x, y)$ (фрагменти (1),(2)), двовимірні автокореляційні функції $K(W, x, y)$ (фрагменти (3),(4)) та кореляційні К-контури (фрагменти (5),(6)) полікристалічних плівок випоту гострого (фрагменти (1),(3),(5)) і серозного апендициту (фрагменти (2),(4),(6))

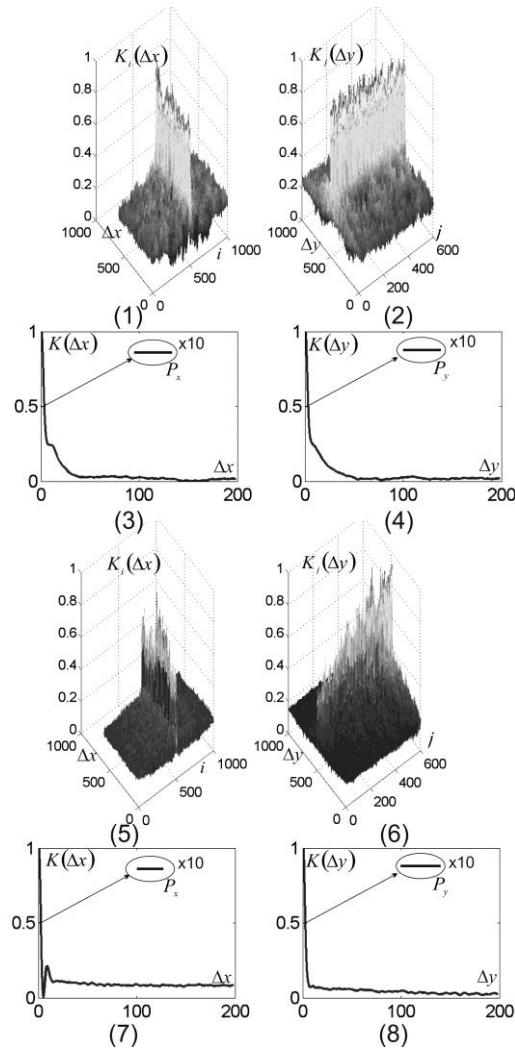


Рис. 6. Кроскореляційні функції $K_i(\Delta x)$, $K_j(\Delta y)$ (фрагменти (1) - (8)) та середньостатистичні ортогональні розміри К-контурів розподілів значень $W(x, y)$ полікристалічних плівок випоту гострого (фрагменти (1),(2),(5),(6)) і серозного апендициту (фрагменти (3),(4),(7),(8))

З одержаних даних видно, що співвідношення між середньостатистичними розмірами, обчислених у ортогональних напрямках, осей кореляційних контурів координатних розподілів значень КСВА гістологічних зрізів доброякісно та злоякісно зміненої тканини стінки матки, а також плівок біологічних рідин різне.

Для гістологічного зрізу біопсії доброякісної пухлини фіброміому К-контур асиметричний за рахунок наявності напрямків зростання двоприменезаломлюючих фібрил. Для аналогічного зразку ракової пухлини асиметрія кореляційного К-контур зменшується $\xi \rightarrow 1$.

З фізичного погляду таку трансформацію проявів оптичної анізотропії можна пов'язати з наступними факторами. Для зразку аденокарциноми притаманна більша концентрація білкових молекул, які формують "крупномасштабні" достатньо рівномірно за напрямками укладання розподілені паростки пухлини. За рахунок цього зростає фазова анізотропія новоутвореної фібрилярної сітки. Це, в свою чергу, призводить до розширення і формування співрозмірного діапазону зміни значень параметру КСВА. Тому півширини відповідних кроскореляційних функцій також співрозмірні. За рахунок цього коефіцієнт асиметрії кореляційного К-контур, який характеризує полікристалічну фібрилярну мережу зразку аденокарциноми, $\xi \rightarrow 1$.

Аналогічні, хоча і менш виразні, тенденції виявлено і у результаті кроскореляційного аналізу

координатних розподілів значень КСВА, що характеризує зміни полікристалічної будови плівок біологічних рідин внаслідок наявності тієї чи іншої патології.

Зокрема, для хворих на ЖКХ, коефіцієнт асиметрії кореляційного К-контуру полікристалічних плівок жовчі зменшується у 1,15 рази. Для зразків плівок випоту гострого та серозного апендициту величина подібної зміни складає 1,21 рази.

Кількісно відмінності середньостатистичних розмірів кореляційних К-контурів двовимірних розподілів значень КСВА та інформаційні можливості кроскореляційного аналізу ілюструють дані, що наведені у таблиці 1.

Таблиця 1

Коефіцієнт асиметрії ξ кореляційних К-контурів

Патологія		$A_c, \%$
фіброміома	аденокарцинома	80%
$\xi = 1,25 \pm 0,11$	$\xi = 1,05 \pm 0,094$	
норма	ЖКХ	74%
$\xi = 1,47 \pm 0,12$	$\xi = 1,13 \pm 0,11$	
гострий апендицит	серозний апендицит	71%
$\xi = 1,11 \pm 0,094$	$\xi = 1,04 \pm 0,082$	

Установлено, що збалансована точність даного кроскореляційного методу для гістологічних зрізів біологічних тканин відповідає хорошему рівню діагностичного тесту $A_c = 80\%$. Для плівок біологічних рідин такий рівень задовільний - $A_c = 71\% - 74\%$.

Головною перевагою і відзнакою даного методу є максимальний рівень статистичного усереднення за рахунок кроскореляційного аналізу проявів оптичної анізотропії полікристалічних мереж біологічних шарів.

Окрім цього, визначення кореляційних К-контурів дозволяє встановити взаємозв'язок між інформаційними можливостями "одноточкових" методів азимутально-незалежного поляризаційного та мюллер-матричного картографування, а також "двоточковими" методами КСВА- картографування. У цьому сенсі такий підхід являє собою "спільний" знаменник поляризаційної та поляризаційно-кореляційної мікроскопії, що визначає достовірність одержаної інформації. Виходячи з цього, впливає актуальність подальшого поглибленого системного багатопараметричного аналізу процесів і закономірностей зміни оптичної анізотропії у більш складних випадках:

- діагностика проявів оптичної анізотропії біологічних тканин на ранніх (до пухлинних) формах раку;
- виявлення та диференціація передракових (доброякісних) змін полікристалічних структур біологічних тканин органів людини;
- опосередкована диференціальна діагностика типу і ступеня важкості патології на основі "одноточкового" і "двоточкового" детектування параметрів фазової анізотропії полікристалічних плівок біологічних рідин.

ВИСНОВКИ

1. Аналітично обґрунтовано взаємозв'язок між "одноточною" поляризаційною та "двоточною" поляризаційно-кореляційною мікроскопією оптично-тонких біологічних шарів шляхом визначення кореляційного К-контуру на рівні півширини двомірної автокореляційної функції координатного розподілу значень КСВА полікристалічної мережі.

2. З метою визначення середньостатистичних розмірів кореляційного К-контуру розроблено метод кроскореляційного аналізу КСВА-мап оптично-анізотропних біологічних шарів, введено новий кількісний параметр – коефіцієнт асиметрії К-контуру

3. Експериментальна апробація методики визначення кореляційного К-контуру розподілів значень КСВА гістологічних зрізів біологічних тканин і плівок біологічних рідин виявила достатню діагностичну ефективність методу у завданні диференціації проявів оптичної анізотропії фібрилярних мереж сформованих доброякісних і злоякісних пухлин - $A_c = 80 - 85\%$, а також більш високий рівень

збалансованої точності ($A_c = 70 - 75\%$) даного поляризаційно-кореляційного методу у диференціації полікристалічних плівок біологічних рідин у порівнянні з “одноточковими” методами поляризаційної мікроскопії.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. J. F. Nye, M. Berry (1974). Dislocations in wave trains. Proc. R. Soc. Lond, A 336, 165-190.
2. M. V. Berry, J. H. Hannay (1977). Umbilic points on Gaussian random surfaces. Journal Phys. A: Math. Gen, 10, 1809-1821.
3. M. Soskin, V. Denisenko, R. Egorov (2004). Topological networks of paraxial ellipse speckle-fields. Journal Opt. A: Pure Appl. Opt, 6, S281-S287.
4. F. Gori, M. Santarsiero, S. Vicalvi, R. Borghi, G. Guattari (1998). Beam coherence-polarization matrix. Pure Appl. Opt, 7, 941-951.
5. X. Wang, L. - H. Wang (2002). Propagation of polarized light in birefringent turbid media: a Monte Carlo study. Journal Biomed. Opt, 7, 279-290.
6. Тучин В. В. (1998) Лазеры и волоконная техника в биомедицинских исследованиях. Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 384с.
7. O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, D. N. Burcovets, Yu. A. Ushenko (2005). Polarization visualization and selection of biotissue image two-layer scattering medium. Journal Biomed. Opt, 10, 1, 014010.
8. J. Tervo, T. Setälä, A. Friberg (2003). Degree of coherence for electromagnetic fields. Opt. Express, 11, 1137-1143.
9. J. Ellis and A. Dogariu (2004). Complex degree of mutual polarization. Opt. Lett, 29, 536-538.
10. Yu. A. Ushenko, Yu. Ya. Tomka and A. V. Dubolazov (2011). Complex degree of mutual anisotropy of extracellular matrix of biological tissues. Optics and Spectroscopy, 110(5), 814-819.

Надійшла до редакції 29.03.2018

АРТЕМ ВАЛЕРІЙОВИЧ КАРАЧЕВЦЕВ - к. ф.-м. н., асистент кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи, Чернівецький національний університет, Чернівці, Україна.

ОЛЕКСАНДР ВОЛОДИМИРОВИЧ ДУБОЛАЗОВ - к. ф.-м. н., доцент 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.

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

ЛЕОНІД ЙОСИПОВИЧ ПІДКАМІНЬ - к. ф.-м. н., доцент кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи, Чернівецький національний університет, Чернівці, Україна.

ЮРІЙ ЯРОСЛАВОВИЧ ТОМКА - к. ф.-м. н., доцент кафедри комп'ютерних наук, Чернівецький національний університет, Чернівці, Україна.