

УДК: 004.92, 004.93, 004.67, 535.5

Ю. О. УШЕНКО, О. В. ДУБОЛАЗОВ, І. В. СОЛТИС, А.-П. І. АНГЕЛЬСКИЙ,
О. Г. УШЕНКО, І. Ю. ГОРДЕЙ, В. К. ГАНТЮК, В. В. КОРОЛЕНКО

ІНТЕЛЕКТУАЛЬНА СИСТЕМА ОЦІНЮВАННЯ СТУПЕНЯ ЛОКАЛЬНОЇ ДЕПОЛЯРИЗАЦІЇ ПОЛІВ ЛАЗЕРНОЇ АВТОФЛУОРЕСЦЕНЦІЇ ДВОПРОМЕНЕЗАЛОМЛЮЮЧИХ МЕРЕЖ ПРОТЕЇНОВИХ КРИСТАЛІВ

Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Україна, a.dubolazov@chnu.edu.ua

Анотація. Подано теоретичні основи опису полів розсіяного когерентного автофлуоресцентного випромінювання за допомогою нового кореляційного параметра – ступеня локальної деполаризації (СЛД). Наведено дані вимірювання координатних розподілів СЛД лазерних зображень здорової та патологічно зміненої шкіри щура. Досліджено величини та діапазони зміни статистичних (моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційних (кореляційна площа) та фрактальних (нахили та дисперсія екстремумів логарифмічних залежностей спектрів потужності) параметрів координатних розподілів СЛД. Визначено об'єктивні критерії діагностики онкологічних змін структури шкіри щура.

Ключові слова: лазер, поляризація, комплексний ступінь когерентності, двоприменезаломлення, кристал, кореляція, статистичні моменти, фрактал.

Abstract. The theoretical foundations of the description of scattered coherent radiation fields using a new correlation parameter - the degree of local depolarization (DLD) - are presented. The data of measuring the coordinate distributions of the DLD of laser images of healthy and pathologically altered rat skin are presented. The values and ranges of change of statistical (moments of the 1st - 4th orders), correlation (correlation area) and fractal (slopes and variance of extremes of logarithmic dependences of power spectra) parameters of the coordinate distributions of the DLD are investigated. The objective criteria for diagnosing oncological changes in the structure of the rat skin are determined.

Keywords: laser, polarization, complex degree of coherence, birefringence, crystal, correlation, statistical moments, fractal.

DOI: 10.31649/1681-7893-2023-45-1-78-85

1.ВСТУП

За останні 10 – 15 років в оптиці розсіювальних середовищ сформувався самостійний напрямок – лазерна автофлуоресцентна поляриметрия [1 - 10]. На його основі у наближенні одноразового світлорозсіювання визначено взаємозв'язки між набором статистичних моментів 1-го – 4-го порядків [5 - 7], кореляційних функцій [8], фрактальних розмірностей [9], мережами поляризаційних сингулярностей [10], які характеризують розподіл станів поляризації лазерних полів, та параметрами оптичної анізотропії оптично-тонких шарів БТ.

При розсіянні когерентного лазерного випромінювання формується спекл-поле зі 100% ступенем локальної поляризації [8]. Тому актуальною виявляється розробка нових кореляційних підходів [3, 4] до опису механізмів формування деполаризації лазерного випромінювання, багаторазово розсіяного шарами оптично товстих БТ з наступним комп'ютерним оцінюванням [17-22].

Метою роботи є дослідження можливості діагностики оптико-анізотропної складової БТ (епітеліальний та дермальний шари шкіри) з використанням статистичного, кореляційного та фрактального аналізу координатних розподілів ступеня локальної деполаризації багаторазово розсіяного лазерного автофлуоресцентного випромінювання.

**2. ОПТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСІВ ПЕРЕТВОРЕННЯ ПАРАМЕТРІВ
ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ**

Для опису деполяризації таких полів запропоновано "двоточковий" кореляційний підхід [3,4].

Основна його ідея полягає у визначенні ступеня кореляційної подібності між ортогональними складовими E_x, E_y амплітуд лазерних хвиль у точках r_1 та r_2 поля розсіяного когерентного автофлуоресцентного випромінювання.

Для кількісної оцінки такої подібності запроваджено параметр комплексного ступеня когерентності (КСК)

$$\mu(r_1, r_2) = \frac{Tr(W^\circ(r_1, r_2)W(r_1, r_2))}{TrW(r_1, r_1) \cdot TrW(r_2, r_2)}. \quad (1)$$

Тут $W(r_1, r_2)$ - поперечно спектральна матриця щільності

$$W(r_1, r_2) = \begin{bmatrix} E_x^*(r_1)E_x(r_2) & E_x^*(r_1)E_y(r_2) \\ E_y^*(r_1)E_x(r_2) & E_y^*(r_1)E_y(r_2) \end{bmatrix}, \quad (2)$$

де $W^\circ(r_1, r_2)$ – ермітово-сполучена матриця до матриці $W(r_1, r_2)$; Tr - шпур матриці.

Перепишемо вираз (2) наступним чином

$$W_{out}(r) = D^\circ(r) \cdot W_{in}(r) \cdot D(r). \quad (3)$$

Тут $D(r)$ - матриця Джонса шару шкіри в точці з координатою r ; $D^\circ(r)$ - ермітово-сполучена матриця Джонса; $W_{in}(r)$ - поперечно-спектральна матриця щільності зондувального пучка

$$W_{in}(r) = \begin{bmatrix} E_x^{(0)*}(r)E_x^{(0)}(r) & E_x^{(0)*}(r)E_y^{(0)}(r) \\ E_y^{(0)*}(r)E_x^{(0)}(r) & E_y^{(0)*}(r)E_y^{(0)}(r) \end{bmatrix}. \quad (4)$$

Нову, додаткову "інформаційну" можливість опису розсіяного лазерного випромінювання несе фаза $\Phi(\mu(r)) \equiv \Phi(r)$ КСК, яка визначається як

$$\Phi(r) = \frac{2U_x(r)U_y(r) \cos \delta_{xy}(r)}{U_x^2(r) + U_y^2(r)}. \quad (6)$$

Явний вид величини фазового зсуву $\delta_{xy}(r)$ між ортогональними складовими амплітуди $U_x(r), U_y(r)$ лазерної хвилі в точці визначаємо з матричного рівняння (3)

$$\delta_{xy}(r) = \arctg \left\{ \frac{Im[d_{11}(r)E_x^{(0)} + d_{12}(r)E_y^{(0)})]}{Re[d_{11}(r)E_x^{(0)} + d_{12}(r)E_y^{(0)})]} \right\} - \arctg \left\{ \frac{Im[d_{21}(r)E_x^{(0)} + d_{22}(r)E_y^{(0)})]}{Re[d_{21}(r)E_x^{(0)} + d_{22}(r)E_y^{(0)})]} \right\}. \quad (7)$$

Перепишемо вираз (16) (без зниження повноти аналізу) для ситуації освітлення шару шкіри лінійно поляризованою з азимутом 0^0 ($E_x^{(0)} \equiv 1, 0; E_y^{(0)} = 0$) лазерною хвилею

$$\delta_{xy}(r) = \arctg \left\{ \frac{Im(p_{11}a_{11})}{Re(p_{11}a_{11})} \right\} - \arctg \left\{ \frac{Im(a_{21})}{Re(a_{21})} \right\} = \arctg \left\{ \frac{Im(\cos^2 \rho - \sin^2 \rho \exp(-i\delta_x))}{Re(\cos^2 \rho - \sin^2 \rho \exp(-i\delta_x))} \right\} - \arctg \left\{ \frac{Im(\cos \rho \sin \rho (1 - \exp(-i\delta_y)))}{Re(\cos \rho \sin \rho (1 - \exp(-i\delta_y)))} \right\} = \arctg \left\{ \frac{\sin^2 \rho \sin \delta_x}{1 - \sin^2 \rho (1 - \cos \delta_x)} \right\} - \arctg \left\{ \frac{\sin \delta_y}{1 + \cos \delta_y} \right\}. \quad (8)$$

Аналіз виразу (8) показує, що визначальну роль у формуванні фазової модуляції поля розсіяного лазерного випромінювання має підповерхневий двопронезаломлюючий шар колагенових фібрил. Причому діапазон зміни фазових зсувів $\delta_{xy}(r)$ максимально великий - $0 \leq \delta_{xy} \leq \pi$. Така умова відповідає наступному діапазону зміни фази КСК - $0, 0 \leq \Phi(r) \leq 1, 0$.

У цьому сенсі цей параметр $\Phi(r)$ називатимемо ступенем локальної деполяризації (СЛД) точок поляризаційно – неоднорідного когерентного поля.

**3. ОПТИЧНА СХЕМА ТА МЕТОДИКА ВИМІРЮВАННЯ СТУПЕНЯ
ЛОКАЛЬНОЇ ДЕПОЛЯРИЗАЦІЇ**

На рис. 1 наведена оптична схема вимірювань [11-16] координатного розподілу СЛД лазерного поля, перетвореного шаром шкіри.

Як об'єкти дослідження використовувалися оптично товсті (геометрична товщина $d = 75\mu\text{m}$; коефіцієнт ослаблення $\tau \leq 0,75$) гістологічні зрізи шкіри шури, отримані за стандартною методикою на мікромомі, що заморожує [5].

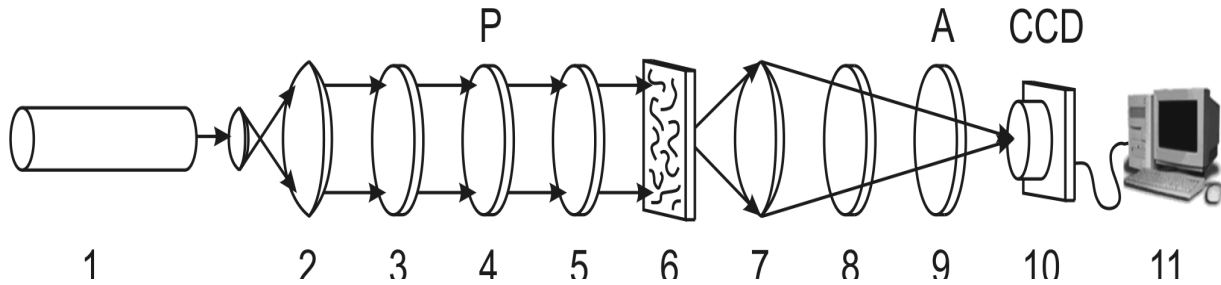


Рисунок 1 – Оптична схема вимірювань, де: 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильові пластівки; 4, 9 – поляризатор и аналізатор; 6 – об'єкт; 7 – мікροоб'єктив (x4); 10 – CCD камера; 11 – персональний комп'ютер.

Освітлення гістологічних зрізів шкіри здійснювалося паралельним пучком ($\varnothing=10^4$ мкм) He-Ne лазера ($\lambda = 0.6328$ мкм) 1. За допомогою поляризатора 4 і чвертьхвильової пластинки 5 формувалися довільні стани поляризації зондувального лазерного пучка. Зображення зразків шкіри 6 проектувалися мікροоб'єктивом 7 в площину світлочутливої площі ($r \equiv m \times n = 800\text{pix} \times 600\text{pix}$) CCD камери 10.

Координатний розподіл СЛД отримуємо з використанням наступного співвідношення

$$\Phi(r) = \arctg \frac{I_0^{0,5}(r)I_{90}^{0,5}(r) \cos \delta(r)}{I_0(r)+I_{90}(r)}. \quad (11)$$

**4. АЛГОРИТМИ СТАТИСТИЧНОГО, КОРЕЛЯЦІЙНОГО ТА ФРАКТАЛЬНОГО
АНАЛІЗУ РОЗПОДІЛІВ СТУПЕНЯ ЛОКАЛЬНОЇ ДЕПОЛЯРИЗАЦІЇ**

Набір статистичних моментів 1-го – 4-го порядків $Z_{j=1,2,3,4}^\Phi$ розподілів СЛД розраховувався виходячи з наступних співвідношень [6, 7]

$$Z_1^\Phi = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |\Phi_i|, Z_2^\Phi = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Phi_i^2}, Z_3^\Phi = \frac{1}{(Z_2^\Phi)^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Phi_i^3, Z_4^\Phi = \frac{1}{(Z_2^\Phi)^4} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Phi_i^4. \quad (12)$$

Тут $N = m \times n$ – кількість пікселів цифрової камери.

В основу кореляційного аналізу розподілів СЛД покладено метод автокореляції з використанням функції [9]

$$K_{i=1 \div n}^\Phi(\Delta m) = \lim_{m \rightarrow 0} \frac{1}{m} \int_1^m [\Phi_i(m)][\Phi_i(m - \Delta m)] dm. \quad (13)$$

Тут ($\Delta m = 1\text{pix}$) – “крок”, з яким змінюються координати ($x = 1 \div m$) розподілу СЛД, для окремого рядка пікселів цифрової камери.

Для кількісної характеристики автокореляційних залежностей $K^\Phi(\Delta m)$ ми вибрали кореляційну площу S^Φ

$$S^\Phi = \int_1^m K^\Phi(\Delta m) dm; \quad (14)$$

Фрактальний аналіз розподілів $\Phi(m \times n)$ базувався на основі розрахунку логарифмічних залежностей $\log J(\Phi) - \log d^{-1}$ спектрів потужності $J(\Phi)$

$$J(\Phi) = \int_{-\infty}^{+\infty} \Phi \cos 2\pi v dv, \quad (15)$$

де $v = d^{-1}$ просторові частоти, що визначаються геометричними розмірами (d) структурних елементів шару шкіри.

Усі розподіли $\log J(\Phi) - \log d^{-1}$ характеризувалися дисперсією

$$D^\Phi = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [\log J(\Phi) - \log d^{-1}]^2}. \quad (16)$$

5. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ РЕЗУЛЬТАТИ ТА ЇХ ОБГОВОРЕННЯ

З усієї множини $\Phi(m \times n)$ вибиралися характеристичні або екстремальні значення:

- “мінімальні” ($\Phi_{\min} = 0$), які відповідають відсутності фазової модуляції ($\delta_{xy} = 0$, - співвідношення (15)) ортогональних складових амплітуди лазерної хвилі;
- “максимальні” (Φ_{\max}), які відповідають екстремальним фазовим зсувам ($\delta_{xy} = \pi/2$).

В межах кожного стовпця ($1_{pix} \times n_{pix}$)^($k=1, 2, \dots, m$) двухмерного массива $\Phi(m \times n)$ шляхом сканування у горизонтальному напрямку $x \equiv 1, \dots, m$ з кроком $\Delta x = 1_{pix}$ обчислювалася кількість (N) значень $\Phi_{\min}, - (N_{\min}^{(k)})$ і $\Phi_{\max}, - (N_{\max}^{(k)})$.

Таким чином, визначалися залежності $N_{\min}(x) \equiv (N_{\min}^{(1)}, N_{\min}^{(2)}, \dots, N_{\min}^{(m)})$ і $N_{\max}(x) \equiv (N_{\max}^{(1)}, N_{\max}^{(2)}, \dots, N_{\max}^{(m)})$ кількості екстремальних значень СЛД у межах лазерного зображення гістологічного зрізу шкіри.

На рис. 2 представлені вибірки $\Phi(m \times n)_{\min}$ (лівий блок, фрагменти (а), (б)); $\Phi(m \times n)_{\max}$ (правий блок, фрагменти (а), (б)); автокореляційні функції $K(\Delta x)_{\min}$ $K(\Delta x)_{\max}$ (фрагменти (в), (г)) і логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів $N_{\min}, \tilde{N}(x), N_{\max}$ (фрагменти (д), (е)).

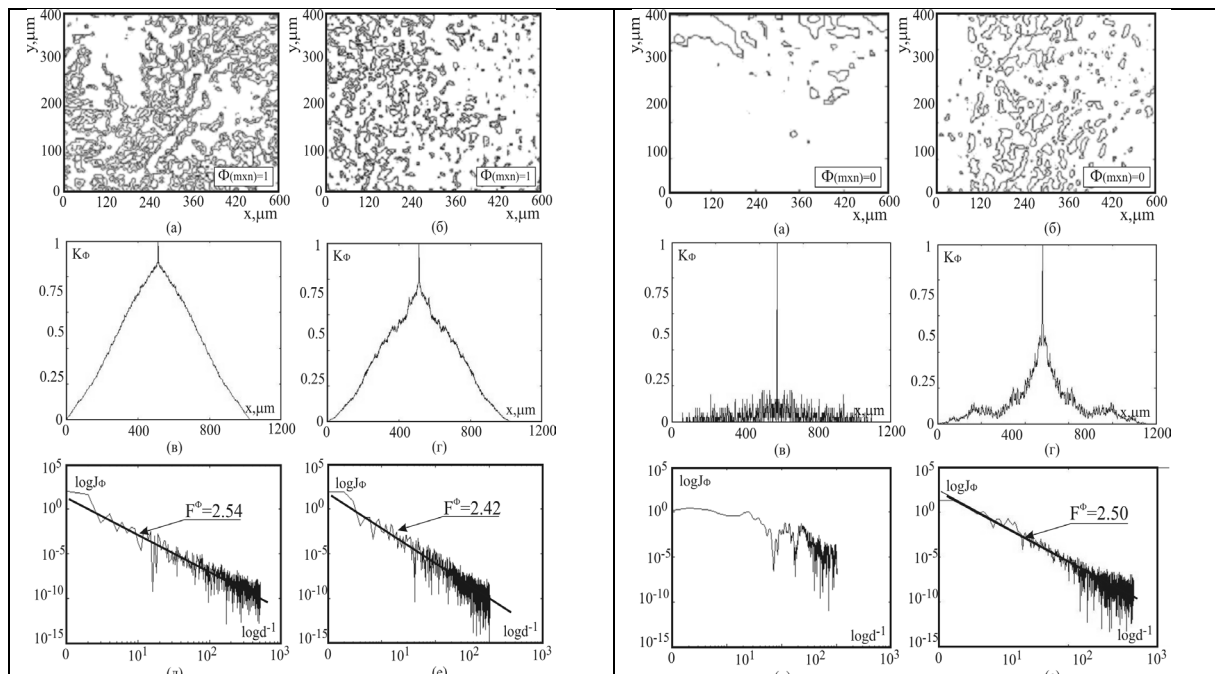


Рисунок 2 – Координатна (фрагменти (а), (б)), кореляційна (фрагменти (в), (г)) та фрактальна (фрагменти (д), (е)) структура вибірки $\Phi(m \times n) = 1$ (лівий блок) і $\Phi(m \times n) = 0$ (правий блок) розподілу СЛД лазерних автофлуоресцентних зображень гістологічних зрізів здорової (фрагменти (а), (в), (д)) та хворої на рак (фрагменти (б), (г), (е)) шкіри. Пояснення у тексті роботи.

Порівняльний аналіз сукупності статистичних, кореляційних та фрактальних параметрів, що характеризують розподіл $N(x)_{min}$, $N(x)_{max}$, виявив:

- тенденцію до збільшення кількості екстремальних значень Φ_{min} у координатному розподілі СЛД лазерного зображення шару шкіри з карциномою;
- послідовне зменшення кореляційної площі автокореляційних функцій $K(\Delta x)$, що характеризують координатну структуру екстремальних вибірок СЛД лазерних зображень гістологічного зрізу здорової шкіри, порівняно з аналогічним параметром, отриманим для патологічно змінених зразків;
- трансформацію фрактальних розподілів $N(x)_{max}$ в статистичні для вибірки $\Phi(m \times n) = 0$ в лазерному автофлуоресцентному зображенні гістологічного зрізу здорової шкіри.

Отримані результати можна пов'язати зі збільшенням концентрації колагенових білків, що формують фібрилярну мережу шкіри щура з карциномою.

Такий біохімічний процес призводить до зростання оптичної анізотропії підповерхневого дермального шару та збільшення за рахунок цього ймовірності екстремальних значень $\Phi(m \times n) = 0$ у координатному розподілі СЛД лазерного зображення патологічно зміненої шкіри.

Для зразків здорової шкіри ймовірність, а отже і кількість таких значень СЛД набагато менша. Виходячи з цього, можна пояснити менші величини кореляційної площі S^Φ та (r) та відсутність стабільного нахилу апроксимуючої кривої до логарифмічної залежності $\log J(N_{min}) \log d^{-1}$.

Кількісно залежності $N(x)_{min}$, $N(x)_{max}$ характеризують статистичні $Z_{i=1-4}^\Phi$, кореляційні S^Φ та фрактальні F^Φ , D^Φ параметри, визначені в межах двох груп зразків шкіри, - таблиця 1.

Таблиця 1

Об'єктивні параметри розподілів $N(x)_{max}$, $\tilde{N}(x)$ автофлуоресцентних зображень гістологічних зрізів шкіри

$N(x)$	$N(x)_{max}$		$N(x)_{min}$	
	Норма ($q = 21$)	Рак ($q = 19$)	Норма ($q = 21$)	Рак ($q = 19$)
Z_1^Φ	0,51±0,063	0,47±0,052	0,09±0,001	0,24±0,035
Z_2^Φ	0,14±0,021	0,16±0,019	0,43±0,031	0,17±0,019
Z_3^Φ	0,28±0,034	0,33±0,038	1,65±0,17	0,72±0,081
Z_4^Φ	0,41±0,063	0,54±0,067	2,11±0,32	0,82±0,091
S^Φ	0,25±0,023	0,21±0,021	0,11±0,013	0,02±0,001
D^Φ	0,18±0,014	0,17±0,018	0,48±0,047	0,21±0,035
F^Φ	1,98±0,016	1,93±0,07	-	2,23±0,031

Порівняльний аналіз отриманих даних показав, що діагностично чутливими до онкологічного стану є:

- статистичні моменти $Z_{i=1-4}^\Phi(N_{min})$ розподілів $N(x)_{min}$ кількості екстремальних значень $\Phi(m \times n) = 1$, - відмінності між ними становлять 2 – 3 рази;
- кореляційна площа S^Φ автокореляційних функцій $\tilde{K}(\Delta x)$ і $K(\Delta x)_{min}$ - відмінності між ними становлять 2 і 5 разів;
- розподіли $N(x)_{min}$ для лазерних зображень гістологічних зрізів здорової та хворої на рак шкіри відповідно випадкові та самоподібні;
- дисперсія D^Φ логарифмічних залежностей у разі патологічних змін $\log J(N_{min}) - \log d^{-1}$ зменшується у 2 рази

ВИСНОВКИ

1. Продемонстровано можливість використання параметра ступеня локальної деполаризації для опису процесів багаторазового розсіювання лазерного випромінювання оптично анізотропними біологічними тканинами.

2. Запропоновано модельний підхід до аналізу формування кореляційно-фазової структури поля лазерного випромінювання, розсіяного двопробним шаром шкіри з шорсткою поверхнею.
3. Розроблено та апробовано експериментальний метод вимірювання координатних розподілів СЛД лазерних зображень гістологічних зрізів шкіри щура.
4. Визначено та обґрунтовано набір статистичних, кореляційних та фрактальних критеріїв діагностики раку шкіри.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. W.-F. Cheong, S.A., Prah, A.J. Welch *IEEE J. of Quan. Elec.*, **26**, 2166-2185, 1990.
2. S.A. Prah, M. Keijzer, S.L. Jacques, A.J. Welch. *SPIE Proceedings of Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology*, **5**, 102-111, 1989.
3. J. Ellis and A. Dogariu. *Opt. Lett.*, **29**, 536-538, 2004.
4. Tervo Jani, Tero Setala, and Friberg. *Optic Express*, **11(10)**, 1137-1143, 2003.
5. V.A. Ushenko, B.T. Hogan, A. Dubolazov, etc. "Embossed topographic depolarisation maps of biological tissues with different morphological structures", (2021) *Scientific Reports*, **11** (1), № 3871.
6. M. Peyvasteh, L. Tryfonyuk, V. Ushenko. "3D Mueller-matrix-based azimuthal invariant tomography of polycrystalline structure within benign and malignant soft-tissue tumours", (2020) *Laser Physics Letters*, **17** (11), 115606.
7. V. Ushenko, A. Sdobnov, A. Syvokorovskaya, etc. "3D Mueller-matrix diffusive tomography of polycrystalline blood films for cancer diagnosis", (2018) *Photonics*, **5** (4), 54.
8. Yu. A. Ushenko "Spatial-frequency Fourier polarimetry of the complex degree of mutual anisotropy of linear and circular birefringence in the diagnostics of oncological changes in morphological structure of biological tissue", *Quantum Electron*, 2012, Volume 42(8).
9. V. A. Ushenko. "Complex degree of mutual anisotropy of linear birefringence and optical activity of biological tissues in diagnostics of prostate cancer", *Optics and Spectroscopy*, August 2013, Volume 115, Issue 2, pp 290-297.
10. Yu. A. Ushenko, V. T. Bachynsky, O. Ya. Vanchulyak, A. V. Dubolazov, M. S. Garazdyuk, and V. A. Ushenko, "Jones-matrix mapping of complex degree of mutual anisotropy of birefringent protein networks during the differentiation of myocardium necrotic changes," *Appl. Opt.* **55**, B113-B119 (2016).
11. V.G. Kolobrodov, Q.A. Nguyen, G.S. Tymchik. The problems of designing coherent spectrum analyzers.- *Proc. of SPIE*, 2013, vol. 9066, p. Article number 90660N, 11th International Conference on Correlation Optics 18 September 2013 through 21 September 2013, Code 103970.
12. Ostafiev V.A., Sakhno S.P., Ostafiev S.V., Tymchik G.S. Laser diffraction method of surface roughness measurement.- *Journal of Materials Processing Technology*, 1997, N63, pp.871-874.
13. Igor Chyzh, Valentin Kolobrodov, etc. "Energy resolution of dual-channel opto-electronic surveillance system", *Proceedings Volume 11581, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2020*; 115810K (2020) <https://doi.org/10.1117/12.2580338> Event: Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2020, 2020, Wilga, Poland.
14. Kolobrodov V. H., Mykytenko V. I., Tymchik G.S. "Polarization model of thermal contrast observation objects", *Thermoelectricity*, 2020, № 1, p. 36-49.
15. V. H. Kolobrodov, M.S. Kolobrodov, etc. "The output signal of a digital optoelectronic processor", *Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018*, 108080W (1 October 2018).
16. G.S. Tymchik, V.I. Skytsyuk, etc. "Diagnosis abnormalities of limb movement in disorders of the nervous system" *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2017*, 2017/8/7, pp. 104453S-104453S-11. DOI 10.1117/12.228100
17. Jagadeesh Chandra Prasad Matta, Siddaiah.P, "Channel Estimation of massive MIMO Using Code Shift Keying Pilot Symbols (CSK-PS)", *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing(IJIGSP)*, Vol.14, No.3, pp. 23-31, 2022.DOI: 10.5815/ijigsp.2022.03.03
18. MWP Maduranga, Dilshan Nandasena, "Mobile-Based Skin Disease Diagnosis System Using Convolutional Neural Networks (CNN)", *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing(IJIGSP)*, Vol.14, No.3, pp. 47-57, 2022.DOI: 10.5815/ijigsp.2022.03.05

19. Pylyp Prystavka, Olha Cholyskhina, "Pyramid Image and Resize Based on Spline Model", International Journal of Image, Graphics and Signal Processing(IJIGSP), Vol.14, No.1, pp. 1-14, 2022.DOI: 10.5815/ijigsp.2022.01.01
20. Zhengbing Hu, Ihor Tereikovskiy, Denys Chernyshev, Liudmyla Tereikovska, Oleh Tereikovskiy, Dong Wang, "Procedure for Processing Biometric Parameters Based on Wavelet Transformations", International Journal of Modern Education and Computer Science(IJM ECS), Vol.13, No.2, pp. 11-22, 2021.DOI: 10.5815/ijmecs.2021.02.02
21. Thiago Nascimento Rodrigues, "A Fast Topological Parallel Algorithm for Traversing Large Datasets", International Journal of Information Technology and Computer Science(IJITCS), Vol.15, No.1, pp.1-8, 2023. DOI:10.5815/ijitcs.2023.01.01
22. Nikita Taneja, Hardeo Kumar Thakur, "Evaluating the Scalability of Matrix Factorization and Neighborhood Based Recommender Systems", International Journal of Information Technology and Computer Science(IJITCS), Vol.15, No.1, pp.21-29, 2023. DOI:10.5815/ijitcs.2023.01.03.
23. Nataliia I. Zabolotna, Heorhii H. Okarskyi, Sergei V. Pavlov, "ROC analysis of informativeness of mapping of the ellipticity distributions of blood plasma films laser images polarization in the evaluation of pathological changes in the breast", Proc. SPIE 11456, Optical Fibers and Their Applications 2020, 114560I (12 June 2020); <https://doi.org/10.1117/12.2569775>.

ДОДАТКОВА ІНФОРМАЦІЯ

Робота виконана за підтримки Національного фонду досліджень України, Проект 2020.02/0061

Надійшла до редакції 25.01.2023 р.

УШЕНКО ЮРІЙ ОЛЕКСАНДРОВИЧ – доктор фізико-математичних наук, професор, завідувач кафедри комп'ютерних наук, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Україна, ***e-mail: yuriyu@gmail.com***

ДУБОЛАЗОВ ОЛЕКСАНДР ВОЛОДИМИРОВИЧ - доктор фізико-математичних наук, професор кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Україна, ***e-mail a.dubolazov@chnu.edu.ua***

СОЛТИС ІРИНА ВАСИЛІВНА - кандидат фізико-математичних наук, доцент кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Україна, ***e-mail: i.soltys@chnu.edu.ua***

УШЕНКО ОЛЕКСАНДР ГРИГОРОВИЧ - доктор фізико-математичних наук, професор, завідувач кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Україна, ***e-mail: o.ushenko@chnu.cv.ua***

АНГЕЛЬСЬКИЙ АНТОН-ПАВЛО ІВАНОВИЧ – аспірант кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Україна, ***e-mail: o.ushenko@chnu.cv.ua***

ГОРДЕЙ ІВАН ЮРІЙОВИЧ – аспірант кафедри комп'ютерних наук, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Україна, ***e-mail: hordei.ivan@chnu.edu.ua***

ГАНТЮК В'ЯЧЕСЛАВ КОСТЯНТИНОВИЧ – аспірант кафедри комп'ютерних наук, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Україна, ***e-mail: hantiuk.viacheslav@chnu.edu.ua***

КОРОЛЕНКО ВІКТОР ВІКТОРОВИЧ – студент 5 курсу (магістратура) кафедри комп'ютерних наук, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Україна, ***e-mail: korolenko.viktor@chnu.edu.ua***

Yurii USHENKO, Olexander DUBOLAZOV, Iryna SOLTYS, Anton-Pavlo ANGELSKY ,
Olexander USHENKO, Ivan GORDEY, Vyacheslav HANTYUK, Victor KOROLENKO

**INTELLIGENT SYSTEM FOR ASSESSMENT OF THE DEGREE OF LOCAL DEPOLARIZATION
OF LASER AUTOFLUORESCENCE FIELDS OF BEAM REFRACTING NETWORKS OF PROTEIN
CRYSTALS**

Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, 2 Kotsjubynskyi Str. Chernivtsi, Ukraine