

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. А. ІЛІН, А. Ф. Г. АКСИНТІ ВОРОНКА

КОРЕЛЯЦІЙНО-ФАЗОВИЙ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИЙ АНАЛІЗ КОМПЛЕКСНОГО СТУПЕНЮ КОГЕРЕНТНОСТІ ЛАЗЕРНИХ АВТОФЛУОРЕСЦЕНТНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ПЛАЗМИ КРОВІ ТА ДІАГНОСТИКА ОНКОЛОГІЧНИХ ЗМІН ОРГАНІВ ЛЮДИНИ

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

Анотація. Наведено теоретичні основи кореляційно-фазового аналізу лазерних зображень плазми крові людини. Досліджено величини та діапазони зміни статистичних (моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційних (коефіцієнти розкладання Грама-Шарльє автокореляційних функцій) та фрактальних (нахили та дисперсія екстремумів логарифмічних залежностей спектрів потужності) параметрів координатних розподілів КСК. Визначено об'єктивні критерії діагностики онкологічних змін плазми крові хворого на рак.

Ключові слова: лазер, поляризація, кореляція, плазма крові, двоприменезаломлення, кристал, статистичний момент, фрактал.

Abstract. The theoretical foundations of correlation-phase analysis of laser images of human blood plasma are presented. The values and ranges of change of statistical (moments of the 1st - 4th orders), correlation (Gram-Charlier decomposition coefficients of autocorrelation functions) and fractal (slopes and variance of extremes of logarithmic dependences of power spectra) parameters of the coordinate distributions of CSP are investigated. The objective criteria for diagnosing oncological changes in the blood plasma of a cancer patient are determined.

Key words: laser, polarization, correlation, blood plasma, birefringence, crystal, statistical moment, fractal.

DOI: 10.31649/1681-7893-2023-45-1-71-77

1. ВСТУП

Серед різнопланових напрямів оптичної діагностики біологічних об'єктів значне місце посідають поляризаційні методи. [1 - 17]. У основі лежать такі фундаментальні поняття, як “матриця когерентності”, і “ступінь поляризації” поля розсіяного випромінювання [1, 2].

Розвитком "одноточкових" методів став більш загальний "двоточковий" підхід, заснований на аналізі ступеня узгодженості станів поляризації сусідніх $(r_1, r_1 + \Delta r)$ точок поля розсіяного випромінювання [4-11]. Кількісно така кореляція характеризувалася величиною модуля комплексного ступеня взаємної поляризації із використанням інтелектуальних комп'ютерних методів обробки таких зображень (КСВП) $V(r_1, r_1 + \Delta r)$ [12 - 17].

Існує широке коло слабо анізотропних біологічних рідин (БР) організму людини, які є значно доступнішими порівняно зі зразками БТ, що вимагають травматичної операції біопсії. Виходячи з цього, актуальною є задача використання фазової інформації, що міститься в полі розсіяного БР випромінювання.

Метою роботи є розробка та апробація "двоточкового" кореляційно-фазового методу дослідження плазми крові з метою ранньої діагностики виникнення онкологічних змін органів (простати) людини.

2. КОРОТКА ТЕОРІЯ КОРЕЛЯЦІЙНО-ФАЗОВОГО МЕТОДУ

В основу "двоточкового" кореляційно - фазового методу дослідження плазми крові покладено поняття комплексного ступеня когерентності (КСК) точок її лазерного зображення. Зазначений параметр $\mu(r_1, r_2)$ характеризує кореляцію між ортогональними складовими амплітуди (E_x, E_y) лазерного поля у двох точках з координатами r_1 та r_2

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

Тут $W(r_1, r_2)$ - поперечно-спектральна матриця густини наступного виду

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

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

Запишемо вираз (1) для лазерного поля, перетвореного біологічним кристалом у двох його довільних точках. В даному випадку поперечно-спектральна матриця (співвідношення (2)) щільності такого поля набуває вигляду

$$W_{out}(r_1, r_2) = D^\circ(r_1) \cdot W_{in}(r_1, r_2) \cdot D(r_2). \quad (3)$$

Тут $D(r_1)$ і $D(r_2)$ - матриці Джонса біологічного кристала в точках r_1 і r_2 ; $W_{in}(x_1, x_2)$ - поперечно-спектральна матриця щільності зондувального лазерного пучка

$$W_{in}(r_1, r_2) = \begin{bmatrix} E_x^*(r_1)E_x(r_2) & E_x^*(r_1)E_y(r_2) \\ E_y^*(r_1)E_x(r_2) & E_y^*(r_1)E_y(r_2) \end{bmatrix}. \quad (4)$$

З урахуванням виразів (1) – (4) вираз $\mu(r_1, r_2)$ набуває наступного вигляду

$$\mu(r_1, r_2) = \sqrt{\frac{1}{(a+ib)(\cos^2 \Delta\rho_{12} + \sin^2 \Delta\rho_{12} \exp(-i2\Delta\delta_{12}))}}. \quad (5)$$

Тут $\Delta\rho_{12} = \rho(r_1) - \rho(r_2)$, $\Delta\delta_{12} = \delta(r_1) - \delta(r_2)$, $a + ib$ – коефіцієнт пропорційності.

Надалі (без зниження повноти аналізу) ми обмежимося обліком модуля КСК

$$|\mu(r_1, r_2)| = 0,5(1 + \cos 2\Delta\delta_{12})^{-1}. \quad (6)$$

Таким чином, для визначення величини модуля КСК необхідно мати інформацію про різницю фазових зсувів $\delta(r_1) - \delta(r_2)$ між ортогональними компонентами амплітуд $E_x(r_1), E_y(r_1)$ і $E_x(r_2), E_y(r_2)$ в точках з координатами r_1, r_2 .

Для отримання такої інформації розглянемо процес формування лазерного зображення ($E_0 \rightarrow E(r \equiv x, y)$) шару плазми крові ($\{D(r)\}$), який поміщений між двома фазовими фільтрами – чвертьхвильовими пластинками ($\{\Phi_1\}, \{\Phi_2\}$), та поляризаторами ($\{P_1\}, \{P_2\}$), площини пропускання яких складають з напрямками осей найбільшої швидкості кути $+45^\circ$ і -45° .

Дане оптичне розташування одночасно забезпечує дві функції:

- формування, зондуючого плазму крові, циркулярно поляризованого лазерного пучка $E_0^* = \{\Phi_1\}\{P_1\}E_0$;
- пряме вимірювання величини фазового зсуву δ між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі $E(E_x, E_y)$ в точках з координатами r .

Розглянемо цей процес фазометрії детальніше. Амплітуда $E(r)$ у кожній точці поляризаційно відфільтрованого лазерного зображення плазми крові визначається наступним матричним рівнянням

$$E(r) = 0,25\{P_2\}\{\Phi_2\}\{D(r)\}\{\Phi_1\}\{P_1\}E_0. \quad (7)$$

Тут

$$\begin{cases} E_0 = \begin{pmatrix} E_{0x} \\ E_{0y} \exp(-i\delta_0) \end{pmatrix}, & E(r) = \begin{pmatrix} E_x(r) \\ E_y(r) \exp(-i\delta(r)) \end{pmatrix}, \\ \{P_1\} = \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{pmatrix}, & \{P_2\} = \begin{pmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{pmatrix}, & \{\Phi_1\} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & i \end{pmatrix}, & \{\Phi_2\} = \begin{pmatrix} i & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}. \end{cases} \quad (8)$$

Для випадку лінійно поляризованого лазерного випромінювання ($E_0 = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix}$) рівняння (8) набуває вигляду

$$E(r) = 0.25 \begin{pmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \cos^2 \rho(r) + \sin^2 \rho(r) \exp[-i\delta(r)] & \cos \rho(r) \sin \rho(r) \{1 - \exp[-i\delta(r)]\} \\ \cos \rho(r) \sin \rho(r) \{1 - \exp[-i\delta(r)]\} & \sin^2 \rho(r) + \cos^2 \rho(r) \exp[-i\delta(r)] \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & i \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix}. \quad (9)$$

Рішенням матричного рівняння (9) є значення комплексних амплітуд $E(r)$, які визначаються виключно фазовим зсувом $\delta(r)$ і не залежать від орієнтації оптичної осі $\rho(r)$ біологічного кристала.

Таким чином, інтенсивність $I(r)$ кожної точки поляризаційно відфільтрованого лазерного зображення шару плазми визначається виразом

$$I_\delta(r) = E(r)E(r)^* = I_0 \sin^2 \left[\frac{\delta(r)}{2} \right]. \quad (10)$$

Тут $I_0 \equiv 1$ - інтенсивність лазерного пучка, що зондує плазму крові.

Неважко бачити, що величина фазового зсуву $\delta(r)$ визначається шляхом прямого вимірювання інтенсивності $I_\delta(r)$ у цій точці (r) лазерного зображення

$$\delta(r) = 2 \arcsin \sqrt{I_\delta(r)}. \quad (11)$$

На підставі співвідношень (7) – (11) одержуємо вираз для алгоритму визначення модуля КСК лазерного зображення плазми у точках r_1 і r_2

$$|\mu(r_1, r_2)| = 0,5 \left(1 + \cos 2 \left(\arccos \sqrt{I(r_1)} - \arccos \sqrt{I(r_2)} \right) \right)^{-1}. \quad (12)$$

3. МЕТОДИКА ВИМІРЮВАННЯ КООРДИНАТНОГО РОЗПОДІЛУ МОДУЛЯ КОМПЛЕКСНОГО СТУПЕНЯ КОГЕРЕНТНОСТІ ТОЧОК ЛАЗЕРНОГО ЗОБРАЖЕННЯ

На рис. 1 наведена оптична схема вимірювань координатного розподілу модуля КСК лазерних зображень автофлуоресценції плазми крові

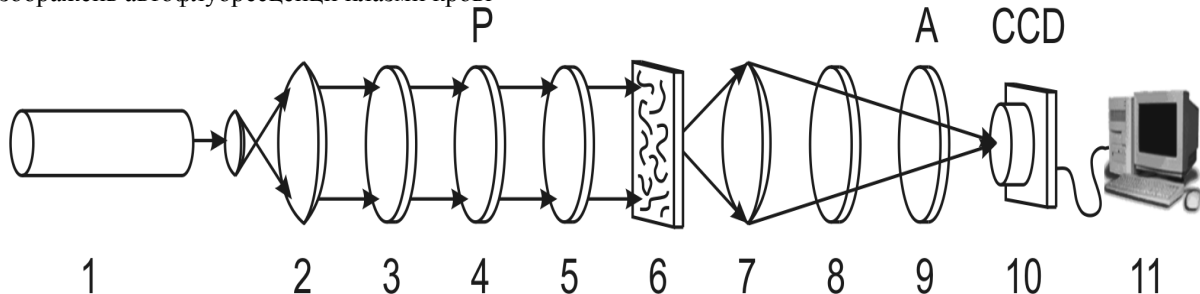


Рисунок 1 – Оптична схема вимірів, де: 1 - He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильові платівки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор; 6 – об’єкт; 7 – мікрооб’єктив (x4); 10 - CCD камера; 11 – персональний комп’ютер.

Опромінення плазми крові проводилося паралельним пучком ($\varnothing=10^4$ мкм) He-Cd лазера ($\lambda=0,414$ мкм) 1. Площина пропускання поляризатора 4 і вісь найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки 5 становили кут $\theta = 45^\circ$. Зображення зразків плазми крові 6 проектувалися мікрооб’єктивом 7 у площину

світлочутливої площадки ($r \equiv m \times n = 800\text{pix} \times 600\text{pix}$) CCD камери 10. Площина пропускання аналізатора 9 орієнтувалася під кутом $\theta = -45^\circ$ щодо осі найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки 8 і, тим самим, формувалися умови фазової фільтрації лазерного зображення автофлуоресценції зразка плазми крові. CCD-камера 10 здійснювала вимірювання дискретного двовірного розподілу інтенсивності $I_\delta(m \times n)$. Далі, згідно (14), розраховувалися координатні розподіли, $\delta(m \times n)$. Для кожної пари точок $(r_{ik}, r_{ik} + \Delta r)$ поляризаційно відфільтрованого лазерного зображення автофлуоресценції плазми крові на підставі співвідношення (15) визначалася величина модуля КСК $\mu(r_{ik}, r_{ik} + \Delta r)$. В результаті виходив координатний розподіл, μ , який надалі називатимемо кореляційно-фазовою картою (КФК) зображення автофлуоресценції плазми крові.

4. ДІАГНОСТИЧНА ЕФЕКТИВНІСТЬ МЕТОДУ КФК ЛАЗЕРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ АВТОФЛУОРЕСЦЕНЦІЇ ПЛАЗМИ КРОВІ

Досліджувалися зразки плазми крові двох груп пацієнтів – здорові (група 1 - $q = 27$) та хворі на рак простати (група 2 - $q = 25$) люди.

На рис. 2 представлена серія координатних розподілів модуля КСК; гістограми $H(V)$; автокореляційні функції $K^V(\Delta m)$ та логарифмічні залежності $\log J^V - \log d^{-1}$, які характеризують КФК лазерних зображень шарів плазми крові здорової (ліва колонка) та хворої на рак простати (права колонка) людини.

Для гістограм $H(\mu)$ характерною виявляється наявність локальних екстремумів у ширшому діапазоні зміни даного кореляційно-фазового параметра (фрагменти (в) та (г)). Цей факт свідчить про зростання фазової модуляції в лазерних зображеннях плазми групи 2. З аналізу виразу (15) випливає, що при малих значеннях $\delta \approx 0,07\text{рад} \div 0,15\text{рад}$ фазових зсувів величина КСК зазнає значних змін у діапазоні $0,65 \leq \mu \leq 0,98$. Автокореляційні функції $K^\mu(\Delta m)$ координатних розподілів $\mu(m \times n)$ різко спадають (фрагмент (е)), що також свідчить про фазову неоднорідність лазерних зображень автофлуоресценції плазми крові людей, які хворі на рак.

Найбільш виражена зміна координатної структури розподілів $\mu(m \times n)$, обумовленої патологічними змінами, проявляється в їхній трансформації від фрактальних (фрагмент (ж)) до випадкових (фрагмент (з))

З фізичної точки зору зміни КФК лазерних зображень автофлуоресценції плазми крові групи 2 можна пов'язати зі збільшенням двопронезаломлення полікристалічних мереж за рахунок зростання концентрації білків альбуміну та глобуліну.

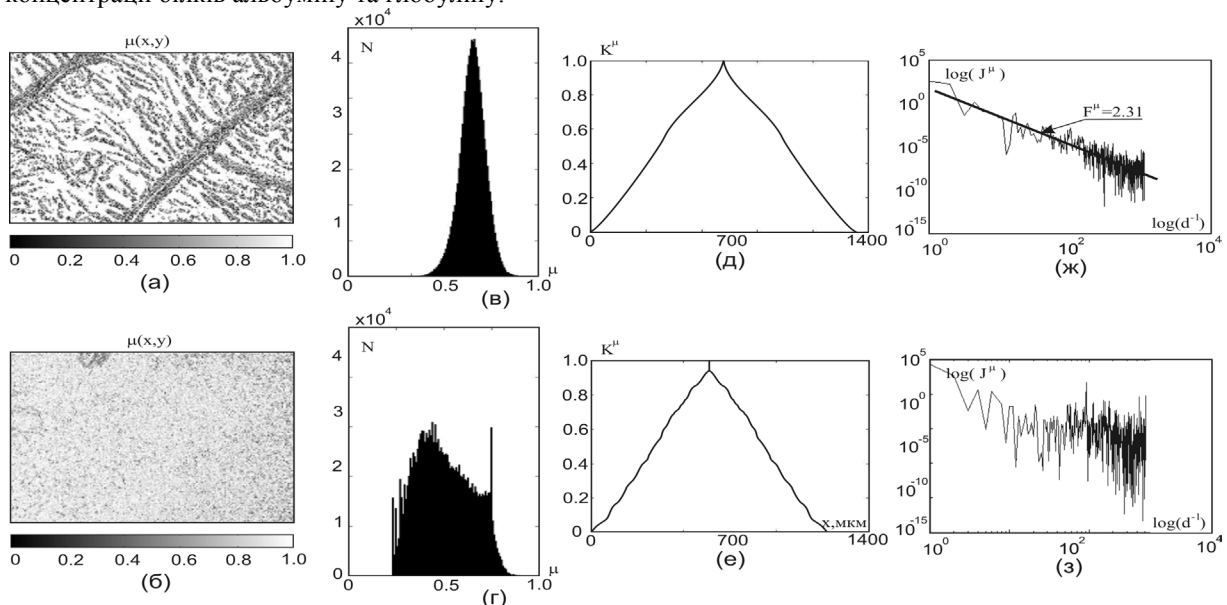


Рисунок 2 – Статистична (в), (г), кореляційна (д), (е) та фрактальна (ж), (з) структура КФК (а), (б) плазми крові людини

Статистично даний ефект проявляється у розширенні діапазону зміни величини модуля КСК, а також у зниженні кореляційної узгодженості різних точок КФК та формуванні випадкового розподілу $\mu(m \times n)$.

Кількісно КФК лазерних зображень автофлуоресценції плазми крові груп здорових і хворих на рак пацієнтів ілюструють статистичні $Z_{i=1-4}^\mu$, кореляційні S^V , Q^V та фрактальні F^V , D^V параметри, - таблиця 2.

Таблиця 2

Статистичні $Z_{i=1-4}^{\mu}$, кореляційні S^{ν} , Q^{ν} та фрактальні F^{ν} , D^{ν} параметри кореляційно-фазових карт лазерних зображень автофлуоресценції плазми крові

Параметри	Z_1^{μ}	Z_2^{μ}	Z_3^{μ}	Z_4^{μ}	S^{μ}	Q^{μ}	F^{μ}	D^{μ}
Група 1 (27 зразків)	0,91 ± 0,009	0,07 ± 0,009	0,09 ± 0,011	0,27 ± 0,031	0,24 ± 0,01	0,23 ± 0,032	1,952 ± 0,014	0,21 ± 0,026
Група 2 (25 зразків)	0,79 ± 0,08	0,15 ± 0,018	0,325 ± 0,017	1,39 ± 0,017	0,17 ± 0,012	0,86 ± 0,091	-	0,28 ± 0,036

ВИСНОВКИ

1. Величини статистичних моментів 3-го та 4-го порядків, які характеризують розподіл $\mu(m \times n)$ лазерних зображень зразків групи 2, більше аналогічних параметрів Z_3^{μ} , плазми крові групи 1 у 3,45 та 4,17 рази.
2. Величини кореляційної площі S^{μ} та кореляційних моментів Q^{μ} у межах обох груп зразків плазми крові різняться у 1,4 та 3,6 рази.
3. Фрактальний розподіл $\mu(m \times n)$ лазерних зображень зразків групи 1 трансформується у випадковий для зразків плазми крові групи 2

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. Welch A.J. *SPIE Proceedings of Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology*, **5**, 102-111, 1989.
3. V. Ushenko, A. Sdobnov, A. Syvokorovskaya, A. Dubolazov, etc. 3D Mueller-matrix diffusive tomography of polycrystalline blood films for cancer diagnosis, (2018) *Photonics*, **5** (4), 54.
4. V. A. Ushenko. Complex degree of mutual anisotropy of linear birefringence and optical activity of biological tissues in diagnostics of prostate cancer / V. A. Ushenko, M. P. Gorsky. // *Optics and Spectroscopy*, August 2013, Volume 115, Issue 2, pp 290-297.
5. 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).
6. 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.
7. V. A. Ostafiev, S. P. Sakhno, etc. Laser diffraction method of surface roughness measurement.- *Journal of Materials Processing Technology*, 1997, N63, pp.871-874.
8. Igor Chyzh, Valentin Kolobrodov, Anatoly Molodyk, Volodymyr Mykytenko, Grigoriy Tymchik, Ryszard Romaniuk, Piotr Kisała, Aliya Kalizhanova, Bakhyt Yeraliyeva 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.
9. V. H. Kolobrodov, V. I. Mykytenko, G. S. Tymchik. Polarization model of thermal contrast observation objects. - *Thermoelectricity*, 2020, № 1, p. 36-49.
10. 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).
11. 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

12. Ihor Tereikovskiy, Zhengbing Hu, Denys Chernyshev, Liudmyla Tereikovska, Oleksandr Korystin, Oleh Tereikovskiy, "The Method of Semantic Image Segmentation Using Neural Networks", International Journal of Image, Graphics and Signal Processing(IJIGSP), Vol.14, No.6, pp. 1-14, 2022. DOI:10.5815/ijigsp.2022.06.01
13. Kamal Omprakash Hajari, Ujwalla Haridas Gawande, Yogesh Golhar, "Motion Pattern Based Anomalous Pedestrian Activity Detection", International Journal of Image, Graphics and Signal Processing(IJIGSP), Vol.14, No.6, pp. 15-25, 2022. DOI:10.5815/ijigsp.2022.06.02
14. Maksym Zaliskyi, Olga Shcherbyna, Lidiia Tereshchenko, Alina Osipchuk, Olena Zharova, "Shadow Image Processing of X-Ray Screening System for Aviation Security", International Journal of Image, Graphics and Signal Processing(IJIGSP), Vol.14, No.6, pp. 26-46, 2022. DOI:10.5815/ijigsp.2022.06.03
15. Zhengbing Hu, Mykhailo Ivashchenko, Lesya Lyushenko, Dmytro Klyushnyk, " Artificial Neural Network Training Criterion Formulation Using Error Continuous Domain", International Journal of Modern Education and Computer Science (IJMECS), Vol.13, No.3, pp. 13-22, 2021.DOI: 10.5815/ijmeecs.2021.03.02
16. 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 (IJMECS), Vol.13, No.2, pp. 11-22, 2021.DOI: 10.5815/ijmeecs.2021.02.02
17. Zhengbing Hu, Yevgeniy V. Bodyanskiy, Nonna Ye. Kulishova, Oleksii K. Tyshchenko, "A Multidimensional Extended Neo-Fuzzy Neuron for Facial Expression Recognition", International Journal of Intelligent Systems and Applications (IJISA), Vol.9, No.9, pp.29-36, 2017. DOI: 10.5815/ijisa.2017.09.04.
18. Nataliia I. Zabolotna, Heorhii H. Okarskyi, Sergei V. Pavlov, Vladyslava V. Sholota, Olexander F. Turskyi, Zbigniew Omiotek, Saltanat Amirgaliyeva, Ulzhalgas Zhunissova, and Sandugash Orazalieva "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 12.01.2023 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](mailto: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](mailto: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](mailto: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](mailto: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](mailto:o.ushenko@chnu.cv.ua)**

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

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

ІЛІН ВІКТОР АНДРІЙОВИЧ – аспірант кафедри комп’ютерних наук, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Україна, ***e-mail: ilin.viktor@chnu.edu.ua***

АКСИНТИ ВОРОНКА АНДРЕ ФІЛІПЕ ГЕОРГІЙОВИЧ – студент 5 курсу (магістратура) кафедри комп’ютерних наук, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Україна, ***e-mail: aksynti.voronka@chnu.edu.ua***

Yurii USHENKO, Olexander DUBOLAZOV, Iryna SOLTYS, Anton-Pavlo ANGELSKY,
Olexander USHENKO, Ivan GORDEY, Victor ILIN, Andre Phylipe AKSYNTI VORONKA

CORRELATION-PHASE INTELLECTUAL ANALYSIS OF THE COMPLEX DEGREE OF COHERENCE OF LASER AUTOFLUORESCENCE IMAGES OF BLOOD PLASMA AND DIAGNOSIS OF ONCOLOGICAL CHANGES IN HUMAN ORGANS

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