

УДК 535.361; 535.555

О.В. ДУБОЛАЗОВ, М.Ю. САХНОВСЬКИЙ, О.В. ОЛАР, П.М. ГРИГОРИШИН, Ю.О. УШЕНКО

ПОЛЯРИЗАЦІЙНА НЕОДНОРІДНІСТЬ І СИНГУЛЯРНОСТІ ЗОБРАЖЕНЬ ПОЛІКРИСТАЛІТНИХ БІОЛОГІЧНИХ МЕРЕЖ

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

Анотація. Запропоновано механізм мюллер-матричного аналізу взаємодії лазерного випромінювання з полікристалітними структурами шарів біологічних тканин виявив умови й орієнтаційно-фазові механізми "генерування" мереж поляризаційно-сингулярних станів у відповідних зображеннях таких об'єктів.

Аннотация. Предложен механизм мюллер матричного анализа взаимодействия лазерного излучения с поликристаллитными структурами слоев биологических тканей обнаружил условия и ориентационно-фазовые механизмы "генерирования" сетей поляризационно-сингулярных состояний в соответствующих изображениях таких объектов.

Abstract. The mechanism of the muller matrix analysis of the interaction of laser radiation with polycrystallite structures of layers of biological tissues is proposed. The conditions and orientational phase mechanisms of "generating" networks of polarization-singular states in the corresponding images of such objects are found.

Ключові слова: поляризація, сингулярність, полікристалічні мережі, диференціація.
DOI: 10.31649/1681-7893-2018-36-2-53-59

ВСТУП

Відомо, що в рамках топографічного підходу до процесів формування поляризаційної структури об'єктних полів [1 -3] ділянки з правою циркулярною й еліптичною поляризацією відокремлюються від ділянок з лівою циркулярною й еліптичною поляризацією замкненими контурами у площині, вздовж яких поляризація залишається лінійною (S-контурні) [4, 5]. Зазначені модельні представлення дозволяють не тільки скласти уявлення про принципи, алгоритми, сценарії формування поляризаційно-неоднорідної структури поля, але й вичерпно ілюструють можливі механізми формування такої структури на локальному рівні. Такий підхід базується на формалізмі однократно (лінійні) та двократно (циркулярні) вироджених поляризаційних сингулярностей світлових коливань [6,7]. Залежно від масштабів, форми, розподілу, частоти повторюваності таких зон, тобто S-контурів маємо на тому чи іншому масштабі детермінований, статистичний або фрактальний розподіли станів поляризації в об'єктному полі [8 - 10].

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Розробка й обґрунтування принципів сингулярного підходу до аналізу поляризаційно-неоднорідних лазерних полів з метою розширення функціональних можливостей діагностики лінійної та циркулярної фазової анізотропії сіток біологічних кристалів плазми крові для виявлення патології органів людини.

1. ТЕОРЕТИЧНІ ЗАСАДИ МЕТОДУ

У нашій роботі в основу аналізу механізмів формування поляризаційно-сингулярної структури поля біологічних тканин покладений добре відомий модельний підхід [3], згідно з яким такі об'єкти можуть бути представлені двокомпонентною аморфно-кристалітною матрицею. Тут встановлено, що поляризаційно перетворюючими структурами є двопронезаломлюючі оптично-одноосні фібрили біологічних тканин, властивості яких у кожній точці з координатою (r) описуються оператором Джонса оптично одноосного двопронезаломлюючого кристаліта [77, 153]

$$\{D\} = \left\| \begin{array}{cc} \cos^2\gamma + \sin^2\gamma \exp(-i\varphi); & \cos\gamma \sin\gamma [1 - \exp(-i\varphi)]; \\ \cos\gamma \sin\gamma [1 - \exp(-i\varphi)]; & \sin^2\gamma + \cos^2\gamma \exp(-i\varphi); \end{array} \right\|, \quad (1)$$

де γ – напрям укладання двоприменезаломлюючих фібрил у площини зразка біологічної тканини, речовина яких вносить фазовий зсув φ між ортогональними компонентами поляризації E_{0x} , E_{0y} лазерного пучка.

Згідно з (1), амплітудно-фазова структура зображення біологічних тканин може бути описана таким матричним рівняннями

$$\begin{pmatrix} E_x(r) \\ E_y(r) \end{pmatrix} = \{C\} \begin{pmatrix} E_{0x} \\ E_{0y} \end{pmatrix}, \quad (2)$$

Де $[E_x(r), E_y(r)]$ – комплексні ортогонально поляризовані складові лазерних коливань амплітуди вектора електричної напруженості в точках (r) зображення біологічних тканин.

Для простоти (без зниження повноти аналізу) розглянемо механізми формування поляризаційної структури зображення полікристалітних мереж біологічних тканин при зондуванні її лінійно-поляризованим лазерним пучком з азимутом $\alpha = 0^0$ відносно площини падіння

$$\begin{pmatrix} E_{0x} \\ E_{0y} \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{pmatrix} E_{0x} \\ 0 \end{pmatrix}. \quad (3)$$

З урахуванням (3) співвідношення (2) перепишеться у вигляді

$$\begin{aligned} E_x(r) &= E_{0x} [\cos^2\gamma(r) + \sin^2\gamma(r) \exp(-i\varphi(r))]; \\ E_y(r) &= E_{0y} [\cos\gamma(r) \sin\gamma(r) (1 - \exp(-i\varphi(r)))]. \end{aligned} \quad (4)$$

З метою визначення локальних станів поляризації світлових коливань у точках зображення полікристалітних мереж біологічних тканин запишемо відповідні їм матриці когерентності [10]

$$\{K(r)\} = \left\| \begin{array}{cc} E_x(r)E_x^*(r); & E_x(r)E_y^*(r); \\ E_x^*(r)E_x(r); & E_y(r)E_y^*(r); \end{array} \right\|. \quad (5)$$

Згідно з (5), координатний розподіл азимута $\alpha(r_i)$ й еліптичності $\beta(r_i)$ поляризації зображення полікристалітних мереж біологічних тканин представляється у вигляді

$$\begin{cases} \alpha(r_i) = 0,5 \arctg \left[\frac{E_x(r_i)E_y^*(r_i) - E_x^*(r_i)E_y(r_i)}{E_x(r_i)E_x^*(r_i) - E_y(r_i)E_y^*(r_i)} \right]; \\ \beta(r_i) = 0,5 \arcsin \left[\frac{i(E_x(r_i)E_y^*(r_i) - E_x^*(r_i)E_y(r_i))}{(q_1 + q_2 + q_3)^{\frac{1}{2}}} \right], \end{cases} \quad (6)$$

де

$$\begin{aligned} q_1 &= [E_x(r_i)E_x^*(r_i) - E_y(r_i)E_y^*(r_i)]^2; \\ q_2 &= [E_x(r_i)E_y^*(r_i) - E_x^*(r_i)E_y(r_i)]^2; \\ q_3 &= i[E_x(r_i)E_y^*(r_i) - E_x^*(r_i)E_y(r_i)]^2. \end{aligned} \quad (7)$$

Тут $r_i \equiv \begin{pmatrix} r_{11}, & \dots & r_{1m} \\ \dots & \dots & \dots \\ r_{n1}, & \dots & r_{nm} \end{pmatrix}$ – сукупність координат, яка визначається кількістю пікселів CCD – камери, що реєструє зображення полікристалітних мереж біологічних тканин.

З урахуванням (1) - (7) можна показати, що умови формування лінійних поляризаційних сингулярностей (L-стани) визначаються такими співвідношеннями

$$\sin^2\gamma \cos^2\gamma (E_{0x}^2 \cos^2\gamma - E_{0y}^2 \sin^2\gamma \exp(-2i\varphi_0)) \sin^2\varphi = 0. \quad (8)$$

$$\begin{aligned} \gamma &= \arctg \left[\exp(-2i\varphi_0) \frac{E_{0y}}{E_{0x}} \right]; \\ \varphi &= 2q\pi, q=0, \pm 1, 2, \dots \end{aligned} \quad (9)$$

Для циркулярних поляризаційних сингулярностей (С-стани) має місце таке співвідношення

$$\sin^2 \gamma \cos^2 \gamma (E_{0x}^2 \cos^2 \gamma - E_{0y}^2 \sin^2 \gamma \exp(-2i\varphi_0)) \sin^2 \varphi = 1, \quad (10)$$

з якого визначаються умови формування циркулярно поляризованих точок зображення біологічних тканин

$$\begin{aligned} \gamma &= \pi/4 + \arctg \left[\exp(-2i\varphi_0) \frac{E_{0y}}{E_{0x}} \right]; \\ \varphi &= \pi/2 + 2q\pi, q=0, \pm 1, 2, \dots \end{aligned} \quad (11)$$

Отже, проведений аналіз виявив умови “генерування” полікристалітними мережами біологічних тканин сіток поляризаційно-сингулярних станів і описав основні механізми їхньої топографічної побудови.

2. ХАРАКТЕРИСТИЧНІ ЗНАЧЕННЯ ВЕКТОР-ПАРАМЕТРИЧНИХ ІЮНОМЮЛЛЕР-МАТРИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ МЕРЕЖ БІОЛОГІЧНИХ КРИСТАЛІТІВ

Аналіз співвідношень (6)-(11) показує, що головну роль у трансформації стану поляризації лазерного випромінювання відіграє мережа двоприменезаломлюючих фібрил. Розглянемо можливість знаходження взаємозв'язку між поляризаційними проявами таких механізмів і певними особливостями структури координатних розподілів елементів матриці Мюллера. В основу розгляду покладемо припущення про лінійне двоприменезаломлення біологічних кристалітів, яке добре себе зарекомендувало у мюллер-матричному картографуванні біологічних тканин.

Серед різноманітних значень γ і φ існують певні особливі (характеристичні) значення орієнтаційного γ^* і фазового φ^* параметрів полікристалітної мережі

$$\begin{cases} \gamma^* = 0^\circ; \pm 45^\circ; 90^\circ; \\ \varphi^* = 0^\circ; \pm 90^\circ; 180^\circ. \end{cases} \quad (12)$$

Як видно, співвідношення (12) є необхідними і достатніми умовами, що описують механізми формування поляризаційно-сингулярних станів у точках лазерного зображення біологічної полікристалітної мережі (L- ($\varphi^* = 0^\circ; 180^\circ$) і ($\pm C - (\varphi^* = \pm 90^\circ)$ стани).

Таким поляризаційно-сингулярним станам точок лазерного зображення відповідають певні екстремальні або характеристичні значення четвертого параметра вектора Стокса (2.2), пов'язані із відповідними значеннями елементів матриці Мюллера

$$S_4 = \sin 2\beta = \begin{cases} S_4(\varphi^* = 0^\circ) = 0 \Leftrightarrow L - \text{стан}; \\ S_4(\varphi^* = 90^\circ) = +1,0 \Leftrightarrow +C - \text{стан}; \\ S_4(\varphi^* = -90^\circ) = -1,0 \Leftrightarrow -C - \text{стан}. \end{cases} \quad (13)$$

$$\begin{aligned} \{M\} &= \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ 0 & m_{32} & m_{33} & m_{34} \\ 0 & m_{42} & m_{43} & m_{44} \end{vmatrix} = \\ &= \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & (\cos^2 2\gamma + \sin^2 2\gamma \cos \varphi); & \cos 2\gamma \sin 2\gamma (1 - \cos \varphi); & \sin 2\gamma \sin \varphi \\ 0 & \cos 2\gamma \sin 2\gamma (1 - \cos \varphi); & (\sin^2 2\gamma + \cos^2 2\gamma \cos \varphi); & \cos 2\gamma \sin \varphi \\ 0 & -\sin 2\gamma \sin \varphi; & -\cos 2\gamma \sin \varphi; & \cos \varphi \end{vmatrix}. \end{aligned} \quad (14)$$

У нашій роботі проаналізований взаємозв'язок характеристичних значень орієнтаційного m_{22} , орієнтаційно-фазового $m_{24} = -m_{42}$ і фазового m_{44} елементів матриці Мюллера саме полікристалітної мережі із механізмами формування поляризаційних сингулярностей відповідного зображення – таблиця 1.

Таблиця 1

Взаємозв'язки характеристичних значень елементів матриці Мюллера біологічних тканин і сингулярностей їхніх поляризаційно-неоднорідних зображень

m_{ik}		“L”- стани ($\varphi = 0, \varphi = \pi$)	“ $\pm C$ ”- стани ($\varphi = \pm \pi/2$)
m_{22}	0	-	$\gamma = \pm \pi/4$
	1	$\varphi = 0$	-
	-1	$\varphi = \pi$	-
$m_{24} = -m_{42}$	0	$\gamma = 0, \pi$	-
	1	-	$\gamma = \pm \pi/4$
	-1	-	$\gamma = \mp \pi/4$
m_{44}	0	-	$\gamma = 0 \div \pi$
	1	$\varphi = 0$	-
	-1	$\varphi = \pi$	-

Характеристичні значення стокс-параметричних зображень полікристалітної мережі ілюструє таблиця 2.

Таблиця 2

Взаємозв'язки параметрів анізотропії полікристалітної мережі і характеристичних значень її вектор-параметричних зображень

S_i	$\varphi = 0$	$\varphi = \pi/2, \gamma = \pi/4$	$\varphi = \pi/2, \gamma = -\pi/4$
$S_2 = \cos 2\alpha \cos 2\beta$	$\cos 2\alpha$	0	0
$S_3 = \sin 2\alpha \cos 2\beta$	$\sin 2\alpha$	0	0
$S_4 = \sin 2\beta$	0	1	-1

Отже, визначивши сітки характеристичних значень стокс-параметричних і мюллер-матричних зображень біологічної полікристалітної мережі, можна спрогнозувати сценарій формування поляризаційних сингулярностей в об'єктному полі та виявити критерії діагностики зміни параметрів оптичної анізотропії.

3. ПРИКЛАДИ РОЗПОДІЛІВ ХАРАКТЕРИСТИЧНИХ ЗНАЧЕНЬ ВЕКТОР-ПАРАМЕТРИЧНИХ І МЮЛЛЕР-МАТРИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ РЕАЛЬНИХ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Тут наведені експериментальні приклади, що ілюструють наявність сіток характеристичних значень вектор-параметричних і мюллер-матричних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин з впорядкованими мережами, так і з розупорядкованою мережею. Такі структури мереж були досліджені на прикладі гістологічних зрізів більш складних структур – тканин жіночої репродуктивної сфери і міокарду.

На рис. 1- рис. 6 представлені координатні розподіли елементів матриці Мюллера оптично тонких гістологічних зрізів тканин з впорядкованою (рис. 1, рис. 2) і розупорядкованою (рис 3 – рис. 6) полікристалітною сіткою.

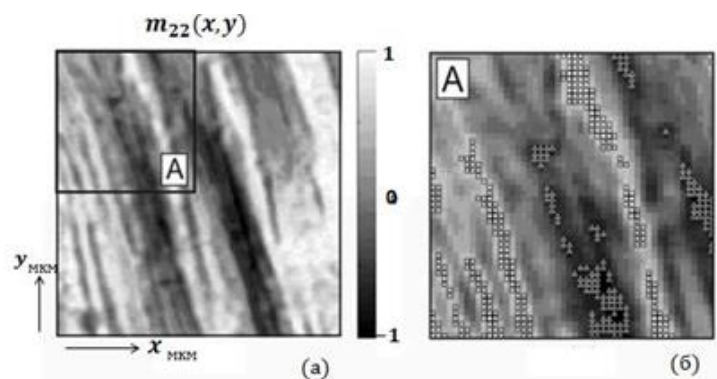


Рис. 1. Координатний розподіл елемента m_{22} матриці Мюллера оптичного тонкого гістологічного зрізу м'язового шару, $m_{22} = 1$ позначено (\square); $m_{22} = 0$ позначено як (Δ)

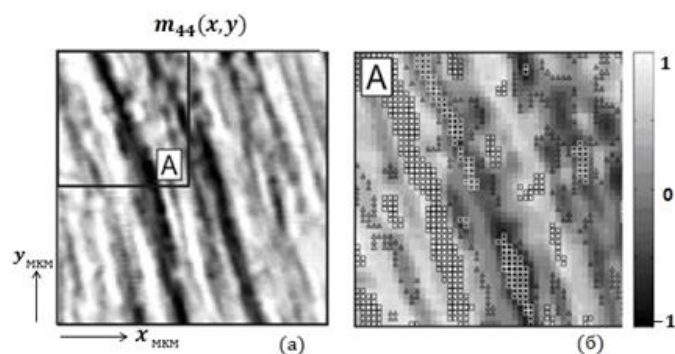


Рис. 2. Координатний розподіл елемента m_{44} матриці Мюллера оптичного тонкого гістологічного зрізу м'язового шару, $m_{44} = 1$ позначено (\square); $m_{44} = -1$ позначено як (Δ)

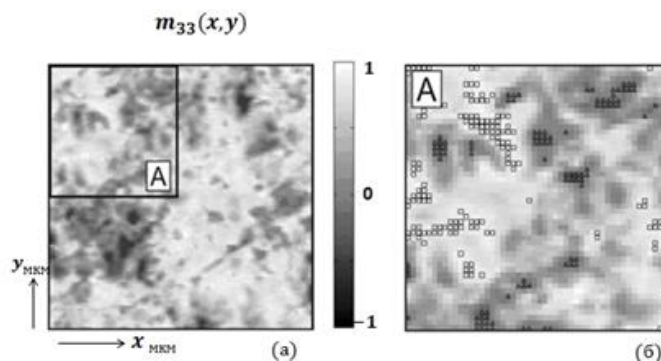


Рис. 3. Координатний розподіл елемента m_{33} матриці Мюллера оптичного тонкого гістологічного зрізу м'язового шару, $m_{33} = 1$ позначено (\square); $m_{33} = -1$ позначено як (Δ)

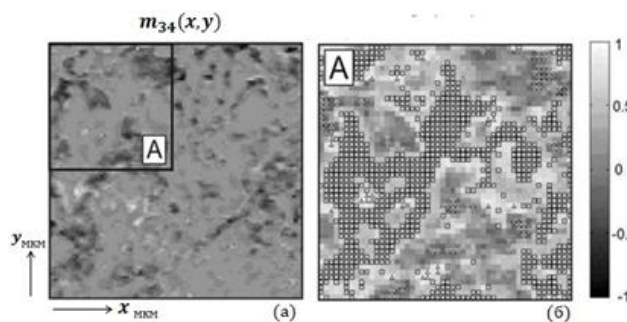


Рис. 4. Координатний розподіл елемента m_{34} матриці Мюллера оптичного тонкого гістологічного зрізу дерми шкіри, $m_{34} = 1$ позначено як (Δ); $m_{34} = -1$ позначено як (∇); $m_{33} = 0$ позначено як (\square)

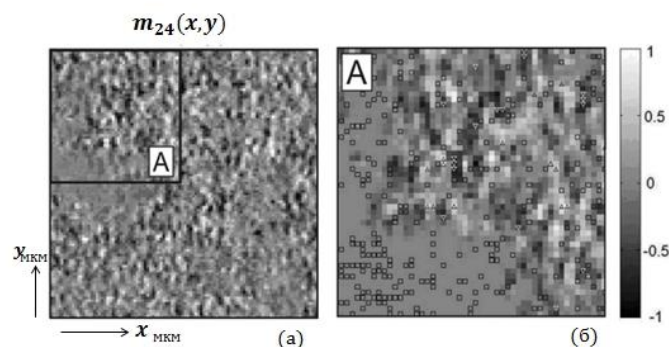


Рис. 5. Координатний розподіл елемента m_{24} матриці Мюллера оптичного тонкого гістологічного зрізу дерми шкіри, $m_{24} = 1$ позначено як (Δ); $m_{24} = -1$ позначено як (∇); $m_{24} = 0$ позначено як (\square)

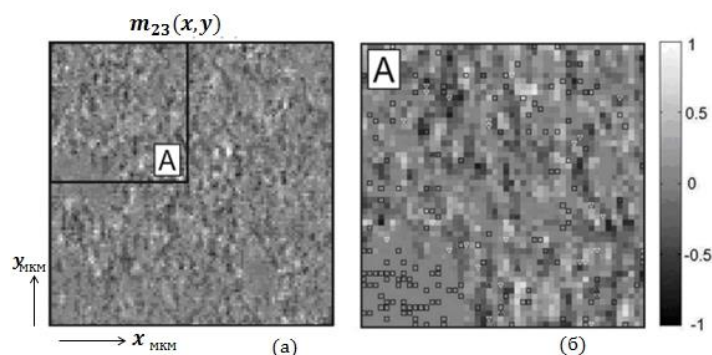


Рис. 6. Координатний розподіл елемента m_{23} матриці Мюллера оптичного тонкого гістологічного зрізу дерми шкіри, $m_{23} = 1$ позначено як (Δ); $m_{23} = -1$ позначено як (∇); $m_{23} = 0$ позначено як (\square)

Як видно з одержаних експериментальних даних, для координатних розподілів елементів матриці Мюллера гістологічного зрізу м'язового шару характерні розвинені мережі характеристичних значень.

ВИСНОВКИ

Проведений у межах сингулярного підходу мюллер-матричний аналіз взаємодії лазерного випромінювання з полікристалітними структурами шарів біологічних тканин виявив умови й орієнтаційно-фазові механізми “генерування” мереж поляризаційно-сингулярних станів у відповідних зображеннях таких об'єктів.

У наближенні лінійного двопронезаломлення установлений аналітичний взаємозв'язок між поляризаційно-сингулярними станами та характеристичними значеннями набору вектор-параметричних і мюллер-матричних зображень оптично-анізотропних шарів біологічного походження.

Експериментально підтверджено наявність поляризаційно-сингулярних станів у зображеннях гістологічних зрізів реальних біологічних тканин (м'язова тканина). Визначено кореляцію між сітками характеристичних значень вектор-параметричних і мюллер-матричних зображень упорядкованої за напрямками оптичних осей двопронезаломлюючої фібрилярної мережі гістологічного зрізу м'язової тканини.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. X. Wang, L. - H. Wang, (2002). Propagation of polarized light in birefringent turbid media: a Monte Carlo study. *J. Biomed. Opt.*, 7, 279-290.
2. Тучин В. В. (1998). Лазеры и волоконная техника в биомедицинских исследованиях. Саратов: Изд-во Саратов. ун-та.

3. O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, D. N. Burcovets, Yu. A. Ushenko, (2005). Polarization visualization and selection of biotissue image two-layer scattering medium. *J. Biomed. Opt.*, 10, 1.
4. J. F. Nye, M. Berry, (1974). Dislocations in wave trains. *Proc. R. Soc. Lond, A* 336, 165-190.
5. M. V. Berry, J. H. Hannay, (1977). Umbilic points on Gaussian random surfaces. *J. Phys. A: Math. Gen.*, 10, 1809-1821.
6. M. Soskin, V. Denisenko, R. Egorov, (2004). Topological networks of paraxial ellipse speckle-fields. *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.*, 6, S281-S287.
7. F. Gori, M. Santarsiero, S. Vicalvi, R. Borghi, G. Guattari, (1998). Beam coherence-polarization matrix. *Pure Appl. Opt.*, 7, 941-951.
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 02.09.2018р.

ОЛЕКСАНДР ВОЛОДИМИРОВИЧ ДУБОЛАЗОВ - к. ф.-м. н., доцент кафедри оптики і видавничо-поліграфічної справи, Чернівецький національний університет, Чернівці, Україна.

МИХАЙЛО ЮРІЙОВИЧ САХНОВСЬКИЙ - д. т. н., професор 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.

ПЕТРО МИХАЙЛОВИЧ ГРИГОРИШИН - к. м. н., доцент кафедри біомедичної фізики, Буковинський державний медичний університет, Чернівці, Україна.

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