

УДК 535.361

О.Г. УШЕНКО¹, Н.І. ЗАБОЛОТНА²

МЮЛЛЕР-МАТРИЧНА ДВОВИМІРНА ТОМОГРАФІЯ БАГАТОШАРОВИХ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ МЕРЕЖ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН І РІДИН

¹Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича,
58012, вул. Коцюбинського, 2, м. Чернівці, Україна

²Вінницький національний технічний університет,
21021, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна
E-mail: Natalia.zabolotna@gmail.com

Анотація. Розглянуто Мюллер-матричне моделювання оптико-анізотропних властивостей багат шарових біологічних тканин і рідин. На основі моделі у межах статистичного підходу виявлені взаємозв'язки між статистичними моментами координатних розподілів параметрів трансформованого поляризованого лазерного випромінювання, що пройшло через багат шаровий біооб'єкт і його оптико-геометричною будовою. Запропоновані результати є підґрунтям для розробки діагностичного методу двовимірної Мюллер-матричної томографії реальних багат шарових біологічних тканин.

Аннотация. Рассмотрено Мюллер-матричное моделирование оптико-анизотропных свойств многослойных биологических тканей и жидкостей. На основе модели в рамках статистического подхода установлены взаимосвязи между статистическими моментами координатных распределений параметров трансформированного поляризованого лазерного излучения, прошедшего сквозь многослойный биообъект, и оптико-геометрическим строением биообъекта. Предложенные результаты становятся теоретическим фундаментом для разработки диагностического метода Мюллер-матричной томографии реальных многослойных биологических тканей.

Abstract. Muller-matrix simulation of multilayer biological tissues and liquid optical-anisotropic properties is considered. On the basis of the model within the bounds of statistical approach some interconnections between coordinate parametrization statistical moments of transformed polarized laser radiation, passed multilayer biological object and optical-geometric biological object structure were determined. Proposed results make theoretical base for the development of real multilayer biological tissues diagnostic Muller-matrix tomography.

Ключові слова: багат шарова оптична тканина, Мюллер-матричне зображення, статистичні моменти, оптико-анізотропні властивості полікристалічних мереж, двовимірна томографія,

ВСТУП

За останні 10 років в рамках напрямку оптичної діагностики структури фазово-неоднорідних об'єктів біологічного походження сформувався новий напрям – лазерна поляриметрія оптико-анізотропної складової біологічних тканин [1 – 7]. Для аналізу, одержаної в межах даного напрямку, інформації (координатні розподіли азимутів і еліптичності поляризації, елементів матриць Мюллера і Джонса [5 - 7]) використовують такий модельний підхід:

1. Все різноманіття біологічних тканин (БТ) людини можна представити у вигляді чотирьох основних типів - сполучна, м'язова, епітеліальна та нервова тканини.
2. Морфологічна будова будь якого типу БТ розглядається у вигляді двокомпонентної аморфно-кристалічної (ізотропної і оптико-анізотропної складових) структури.

3. Кристалічна компонента або позаклітинна матриця являє собою архітектонічну сітку, що складається з коаксіальних циліндричних протейінових (колаген, міозин, еластин та ін.) фібрил.
4. З оптичної точки зору протейінові фібрили володіють властивостями одноосних двоприменезаломлюючих кристалів.
5. Взаємодія лазерного випромінювання з БТ розглядається у наближенні одноразового розсіяння, коли коефіцієнт ослаблення її шару відповідає умові $\tau \leq 0,1$.

Даний модельний підхід у наближенні одноразового розсіювання виявився ефективним у знаходженні взаємозв'язків між набором статистичних моментів 1 – 4 порядків, що характеризують орієнтаційно-фазову будову (імовірнісні розподіли напрямів (ρ) оптичних осей та фазових зсувів (δ) сіток протейінових фібрил) двоприменезаломлюючої архітектоніки БТ та сукупністю відповідних статистичних моментів 1-го – 4-го порядку двовимірних розподілів азимутів(α) і еліптичностей (β) їх поляризаційно-неоднорідних зображень.

Установлено [5,6,8], що найбільш чутливими до зміни орієнтаційно-фазової будови сіток протейінових кристалів є 3-й та 4-й статистичні моменти координатних розподілів азимутів і еліптичності поляризації (поляризаційні мапи) всіх основних типів БТ.

Виявлено[7,9-11], що процеси формування нових (онкологічних) напрямків оптичних осей двоприменезаломлюючих фібрил архітектонічних сіток зумовлюють ріст величин 3-го та 4-го статистичних моментів двовимірних розподілів азимутів і еліптичностей поляризації зображення БТ.

На цій основі сформульовані критерії і розроблені методи для статистичної диференціації поляризаційних властивостей фізіологічно нормальної та зміненої архітектоніки БТ, які виявилися ефективними у ранній діагностиці м'язової дистрофії, передракових станів сполучної тканини, колагенозів та ін.

Таке успішне діагностичне застосування методів лазерної поляриметрії у діагностиці структури оптично тонких шарів БТ об'єктивно стимулює подальший розвиток і розповсюдження таких методів на більш широке коло об'єктів біологічного походження, а саме оптично товстих ($\tau \geq 0,1$) БТ або багат шарової структури, сформованої парціальними шарами основних типів біологічних тканин людини.

Оскільки математично процес взаємодії лазерного пучка з біооб'єктом записується у вигляді у матричного рівняння[2] $\mathbf{S}^* = \mathbf{Z} \times \mathbf{S}^0$, де \mathbf{S}^* , \mathbf{S}^0 – відповідно вхідний та вихідний вектори Стокса (описують інтенсивність та поляризацію лазерного пучка), \mathbf{Z} – матриця Мюллера (описує оптико-анізотропні властивості об'єкту), то актуальними постають завдання виявлення сценаріїв формування та аналізу структури Мюллер-матричних зображень (ММЗ) багат шарових сіток біологічних кристалів для діагностики фізіологічного стану основних типів БТ та БР людини.

Мета роботи – розробка Мюллер-матричної моделі процесів трансформації параметрів лазерного випромінювання оптично-товстими БТ (багат шаровими полікристалічними мережами БТ) з аналізом у межах статистичного підходу взаємозв'язків між Мюллер-матричними зображеннями (ММЗ) і оптико-геометричною структурою БТ для дослідження діагностичних можливостей моделі.

МЮЛЛЕР-МАТРИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ОПТИКО-АНІЗОТРОПНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БАГАТОШАРОВИХ БТ

Оптично товста біологічна тканина (багат шарова БТ). Узагальнимо Мюллер-матричний підхід на більш загальний і, головне реальний випадок оптично – товстої біологічної тканини. Представимо шар такого біологічного об'єкту сукупністю послідовно розташованих оптично тонких парціальних шарів. Поляризаційні властивості двоприменезаломлюючих сіток кожного окремого шару БТ описуються матрицею Мюллера $\{Z\}_j$ (рис.1).

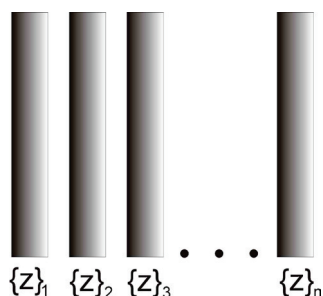


Рис.1. До аналізу моделювання поляризаційних властивостей анізотропної складової оптично товстої біологічної тканини

Відомо [12], що анізотропна складова кожного з таких шарів сформована сітками протеїнових фібрил, які характеризуються матричним оператором Мюллера оптично одноосного двоприменезаломлюючого кристалу

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

де

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

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

Сукупність елементів матриці Мюллера $(z_{ik})_j$ архітектонічної сітки біологічних кристалів парціального шару модельної тканини визначають за такими алгоритмами:

- для скінченної (N) кількості фібрил

$$\bar{z}_{ik} = \sum_{u=1}^N \sum_{u=1}^N z_{ik}(\rho_u, \delta_u) \quad (3)$$

- для "нескінченної" ($N \rightarrow \infty$) кількості фібрил

$$\tilde{z}_{ik} = \int_0^{\pi} \int_0^{2\pi} Q_\rho W_\delta z_{ik}(\rho, \delta) d\rho d\delta. \quad (4)$$

Тут Q_ρ і W_δ - функції розподілу орієнтаційного (ρ) і фазового (δ) параметрів сітки парціального шару біологічних кристалів.

Загальна матриця Мюллера, яка характеризує поляризаційні властивості всього шару оптично товстої біологічної тканини, визначається добутком парціальних матричних операторів

$$\{Z\} = \{Z\}_n \{Z\}_{n-1} \dots \{Z\}_2 \{Z\}_1, \quad (5)$$

елементи яких визначаються співвідношеннями (1) – (4).

В подальшому процесі комп'ютерного моделювання для спрощення (без зниження повноти аналізу) обмежимося випадком двошарової біологічної тканини

$$\{Z\} = \{Y\}\{X\}. \quad (6)$$

Аналіз співвідношень (5) показує, що оптичні властивості анізотропної складової двошарової БТ (z_{ik}) описуються складною суперпозицією орієнтаційних і фазових параметрів сіток біологічних кристалів окремих парціальних шарів ($x_{ik}(\rho_x, \delta_x); y_{ik}(\rho_y, \delta_y)$). Проте, система рівнянь (6) допускає

однозначний розв'язок "прямої" задачі – знаходження сукупності елементів матриці Мюллера, що описують поляризаційні властивості двошарової БТ, за відомими оптико-геометричними параметрами сіток біологічних кристалів її парціальних шарів. Строгий розв'язок оберненої задачі - виявлення орієнтаційно-фазової структури сітки біологічних кристалів внутрішнього шару (x_{ik}) на фоні зовнішнього (y_{ik}) - на основі співвідношень (6) є математично некоректним і фізично неоднозначним.

Тому актуальним є розробка сукупності наближених, модельних методів розв'язання такої діагностичної задачі шляхом використання статистичного підходу до аналізу процесів перетворення поляризаційних (розподіли азимута і еліптичності) і фазових (різниця ходу між ортогональними складовими амплітуди) параметрів лазерного випромінювання багатошаровими сітками біологічних кристалів.

З метою деталізації уявлень про такі процеси проводилось комп'ютерне моделювання поляризаційних властивостей багатошарових БТ з статистично розподіленими орієнтаційними і фазовими параметрами сіток парціальних оптично-тонких шарів біологічних кристалів.

В межах статистичного або імовірнісного підходу будемо вважати орієнтаційний (ρ) та фазовий (δ) параметри парціального двопроренезаломлюючого циліндру випадковими, незалежними величинами, значення яких розподілені за певними статистичними законами Q_ρ і W_δ .

Поняття незалежності ρ і δ з математичної точки зору означає, що спільна функція $F_{\rho,\delta}$ їх розподілу визначається так:

$$F_{\rho,\delta} = Q_\rho W_\delta. \quad (7)$$

Виходячи з цього, вирази для сукупності статистичних моментів $M_{j=1,2,3,4}[z_{ik}(\rho,\delta)]$, які характеризують імовірнісні розподіли елементів матриці Мюллера сітки оптично одновісних кристалів, набувають вигляду

$$\left\{ \begin{aligned} M_1(z_{ik}) &= \int_{-1}^{+1} z_{ik} F^{(1)}_{ik} dz_{ik} = \int_0^\pi \int_0^{2\pi} z_{ik}(\rho,\delta) Q_\rho^{(1)} W_\delta^{(1)} d\rho d\delta; \\ M_2(z_{ik}) &= \int_{-\infty}^{+\infty} z_{ik}^2 F^{(2)}_{ik} dz_{ik} = \int_0^\pi \int_0^{2\pi} z_{ik}^2(\rho,\delta) Q_\rho^{(2)} W_\delta^{(2)} d\rho d\delta; \\ M_3(z_{ik}) &= \int_{-\infty}^{+\infty} z_{ik}^3 F^{(3)}_{ik} dz_{ik} = \int_0^\pi \int_0^{2\pi} z_{ik}^3(\rho,\delta) Q_\rho^{(3)} W_\delta^{(3)} d\rho d\delta; \\ M_4(z_{ik}) &= \int_{-\infty}^{+\infty} z_{ik}^4 F^{(4)}_{ik} dz_{ik} = \int_0^\pi \int_0^{2\pi} z_{ik}^4(\rho,\delta) Q_\rho^{(4)} W_\delta^{(4)} d\rho d\delta. \end{aligned} \right. \quad (8)$$

Тут $Q_\rho^{k=1,2,3,4}$ і $W_\delta^{k=1,2,3,4}$ функції розподілу випадкових значень ρ і δ , які є аргументами функціоналів для елементів матриці Мюллера (2): $z_{ik}(\rho,\delta)$, $z_{ik}^2(\rho,\delta)$, $z_{ik}^3(\rho,\delta)$, $z_{ik}^4(\rho,\delta)$ двопроренезаломлюючої архітектонічної сітки.

Явний вигляд $Q_\rho^{k=1,2,3,4}$ і $W_\delta^{k=1,2,3,4}$ визначається відповідно до алгоритму

$$\left\{ \begin{aligned} y &= w(x) \rightarrow x = w^{-1}(y); \\ P_y &= \sum_{m=1}^M P[w^{-1}(y)] \left| \frac{dw^{-1}(y)}{dy} \right|. \end{aligned} \right. \quad (9)$$

Тут P - закон розподілу випадкової величини x , що функціонально w визначає другу випадкову величину y , для якої формується закон розподілу P_y на основі кількості M розв'язків оберненої функції w^{-1} .

Результати обчислень згідно (9) проілюструємо на прикладі двох елементів матриці Мюллера

оптично одноосного кристалу: “орієнтаційного” $f_{23} = 0,25 \sin 4\rho \cos^2 0,5\delta$ і “фазового” $f_{44} = \cos \delta$.

Припускалося, що орієнтаційні ρ і фазові δ параметри сітки біологічних кристалів розподілені за експоненціальним і гаусовим ймовірнісними законами,

$$\begin{aligned} Q_\rho &= \exp(-\Lambda\rho); \\ W_\delta &= \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_\delta} \exp\left(-\frac{\delta^2}{2\sigma_\delta^2}\right). \end{aligned} \quad (10)$$

Функції розподілу випадкових значень матричних елементів $f_{23}(\rho, \delta)$ і $f_{44}(\delta)$ знаходилися згідно співвідношень (2), (7), (9) і (10)

$$\begin{cases} F_{23}^{(1)}(\rho, \delta) = R_\rho(\sin 4\rho)Q_\delta(\cos^2 0,5\delta); \\ F_{44}^{(1)}(\delta) = Q_\delta(\cos \delta). \end{cases} \quad (11)$$

$$F_{23}^{(1)}(\rho, \delta) = \frac{2 \exp\{-[0,25\Lambda \arcsin(f_{23})] + 2\sigma_f^{-1} \arccos \sqrt{f_{23}}\}}{\pi\sigma_f \sqrt{f_{23}(16 + \arcsin(f_{23}))(1 + f_{23})}}; \quad (12)$$

$$F_{44}^{(1)}(\delta) = \frac{\exp\{-2\sigma_f^{-1} [\arccos(f_{44})]^2\}}{\sqrt{1 + \arccos(f_{44})}}. \quad (13)$$

Кількісно координатні розподіли “орієнтаційного” і “фазового” елементів матриці Мюллера багат шарової віртуальної двоприменезаломлюючої кристалічної сітки характеризують статистичні моменти (табл.1), що описують такі розподіли.

Таблиця 1

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів Мюллер – матричних зображень елементів f_{23} і f_{44} багат шарових мереж прямолінійних оптично одноосних циліндрів

q	1		5		15	
f_{ik}	f_{23}	f_{44}	f_{23}	f_{44}	f_{23}	f_{44}
$M^{(1)}$	0,37	0,39	0,42	0,47	0,53	0,62
$M^{(2)}$	0,11	0,09	0,23	0,21	0,36	0,33
$M^{(3)}$	3,14	2,77	1,75	1,93	0,83	1,17
$M^{(4)}$	2,81	2,17	1,27	1,03	0,58	0,84

Порівняльний аналіз одержаних статистичних даних виявив:

- збільшення кількості шарів біологічних кристалів виявляється у збільшенні дисперсії розподілів $f_{23}(X, Y)$, $f_{44}(X, Y)$ практично у 2-3 рази і навпаки зменшенні асиметрії та ексцесу у 2-4 рази;
- найбільш чутливими до зміни кратності світлорозсіяння, що визначається кількістю шарів кристалічних сіток, виявилися статистичні моменти 3-го і 4-го порядків ММЗ елементів $f_{23}(X, Y)$, $f_{44}(X, Y)$.

Діагностичні можливості такого аналізу ілюструють дані наступного комп’ютерного моделювання. Розглядалися два типи багат шарової ($q = 10$) віртуальної БТ: “А - здорова” (орієнтаційні і фазові параметри всіх шарів розподілені за законами (10) і “Б - патологічна” (значення ρ і δ сіток кристалів внутрішніх шарів ($q = 4; 5; 6$) розподілені рівноймовірно) (рис.2). Порівняльний аналіз одержаних даних про статистичну структуру ММЗ оптично товстих БТ різних типів показав, що трансформація орієнтаційно (Q_ρ) – фазової (W_δ) структури двоприменезаломлюючих сіток деяких шарів виявляється у значних (в межах 2,5 – 3,1 разів) змінах асиметрії та ексцесу розподілів “орієнтаційних” і “фазових елементів” матриці Мюллера.

Таблиця 2

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів Мюллер – матричних зображень елементів f_{23} і f_{44} багат шарових ($q = 10$) мереж прямолінійних оптично одноосних циліндрів А і Б – типів

Тип	А		Б	
	f_{23}	f_{44}	f_{23}	f_{44}
$M^{(1)}$	0,34	0,37	0,31	0,34
$M^{(2)}$	0,18	0,15	0,33	0,18
$M^{(3)}$	1,27	1,39	0,49	2,81
$M^{(4)}$	1,02	1,14	0,41	1,42

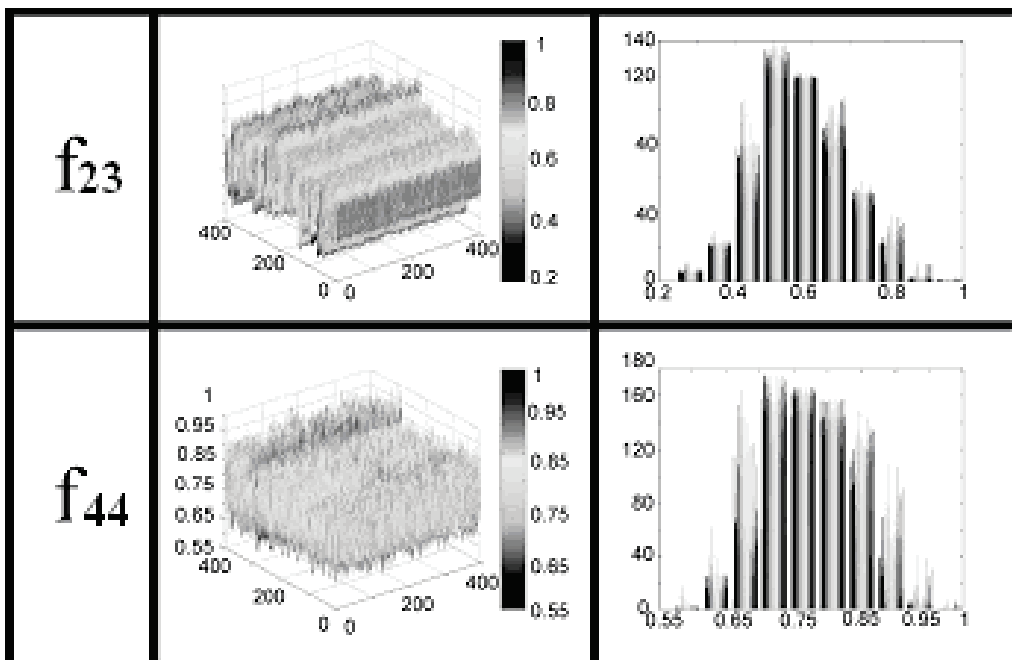


Рис. 2. Гістограми розподілів елементів матриці Мюллера багат шарової віртуальної “здорової” і “патологічної” біологічної тканини

ВИСНОВКИ

На основі запропонованої Мюллер-матричної моделі оптико-анізотропної полікристалічної мережі двопробенезаломлюючих протеїнових фібрил виявлені та обґрунтовані взаємозв'язки між методами статистичного аналізу процесів трансформації станів поляризації лазерного випромінювання багат шаровими біологічними тканинами: зі збільшенням дисперсії орієнтацій оптичних осей σ_ρ (або дисперсії фазових зсувів σ_δ) кристалічної сітки, сукупність статистичних моментів, які характеризують розподіли значень матричних елементів f_{ik} , азимутів і еліптичності поляризації зазнає наступних змін: $M_{ik}^{(2)} \uparrow \downarrow \Leftrightarrow M_{ik}^{(3)} \downarrow \uparrow; M_{ik}^{(4)} \downarrow \uparrow$. Чутливість Мюллер – матричного методу діагностики багат шарових полікристалічних мереж суттєво вища у порівнянні з методами лазерного поляриметричного картографування – величини і діапазони відмінностей відповідних статистичних моментів 1-го – 4-го порядків, які описують Мюллер – матричні зображення $f_{ik}(X, Y)$ значно більші (у 2 – 5 разів) за аналогічні параметри поляризаційних мап $\alpha(X, Y)$ і $\beta(X, Y)$.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Тучин В. В. Исследование биотканей методами светорассеяния / В. В. Тучин // Успехи физических наук. — 1997. — Т.167, №5. — С. 517—539.

2. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія світлорозсіюючих об'єктів і середовищ: дис... доктора фіз.-мат. наук: 01.04.05 / Ушенко Олександр Григорович. – Чернівці, 2001. – 334 с.
3. Максимова И. Л. Поляризационные характеристики роговой оболочки глаза / И. Л. Максимова, В. В. Тучин, Л. П. Шубочкин // Опт. и спектр. — 1986. — Т.60, №4. — С. 801—806.
4. Johannes F. De Boer. Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography / J.F. de Boer, T.E. Milner, M.J.C. van Gemert [et. al.] // Opt. Lett. — 1997. — V.22. — P. 308—315.
5. Ushenko Alexander G. Laser Polarimetry of Biological Tissue: Principles and Applications// Alexander G. Ushenko, Vasilii P. Pishak// Handbook of Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science; – edited by Valery V. Tuchin. - Kluwer Academic Publishers, 2004. - Vol.1. - P. 93-138.
6. Angelsky O.V. Statistical and Fractal Structure of Biological Tissue Mueller Matrix Images/O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, V.P. Pishak // Optical Correlation Techniques and Applications; -edited Oleg V. Angelsky- Washington: Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, 2007/ - P. 213-266.
7. Ushenko Alexander G. Polarization structure of laser scattering fields/ Alexander G. Ushenko // Optical Engineering. - Vol. 34(4). – 1995. - P. 1088-1093.
8. Angelsky V.O. Polarization reconstruction of orientation structure of biological tissues birefringent architectonic nets by using their Mueller-matrix speckle-images/ V.O. Angelsky V.O., A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko ///Journal of Holography and Speckle. - Vol. 2(2). – 2002. – P. 72-79.
9. Ushenko A.G. Polarization Microstructure of Laser Radiation Scattered by Optically Active Biotissues / A.G. Ushenko, S.B. Ermolenko, D.N. Burkovets [et al] //Optics and Spectroscopy. - Vol. 87(3). – 1999. - P. 434-439.
10. Angel'skii O.V. Laser Polarimetry of Pathological Changes in Biotissues/ O.V. Angel'skii, A.G. Ushenko A.D. Arheluk[et al] // Optics and Spectroscopy. - Vol. 89(6).- 2000. - P.973-976.
11. Ushenko A.G. Laser probing of biological tissues and the polarization selection of their images / A.G. Ushenk// Optics and Spectroscopy. - Vol. 91(6). – 2001. - P.932-936.
12. Ushenko A.G. Evolution of Statistic Moments of 2D-Distributions of Biological Liquid Crystal Net Mueller Matrix Elements in the Process of Their Birefringent Structure Changes/ A.G. Ushenko, I. Z.Misevich, V. Istratiy, // Advances in Optical Technologies. -2010. - Article ID 423145.

Надійшла до редакції 20.10.2010р.

УШЕНКО О.Г. – д.ф.-м.н., професор, проректор з наукової роботи, завідувач кафедри оптики і спектроскопії, Чернівецький національний університет ім. Ю. Федьковича, Чернівці, Україна.

ЗАБОЛОТНА Н.І. – к.т.н., доц., декан факультету функціональної електроніки та лазерної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.