

УДК 615.47:616.073

Н.І. ЗАБОЛОТНА, К.О. РАДЧЕНКО

МУЛЬТИФУНКЦІОНАЛЬНА СИСТЕМА ДВОВИМІРНОЇ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ ДЛЯ ВІДТВОРЕННЯ ТА АНАЛІЗУ АНІЗОТРОПНОЇ СТРУКТУРИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

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

Анотація. У роботі показано розширення функціональних можливостей системи двовимірної лазерної поляриметрії за рахунок реалізації нового методу поляризаційного відтворення Мюллер-матричних зображень екранованих біологічних шарів двошарових біологічних тканин.

Аннотация. В работе показано расширение функциональных возможностей системы двумерной лазерной поляриметрии за счет реализации нового метода поляризационного воспроизведения Мюллер-матричных изображений экранированных биологических слоев двухслойных биологических тканей.

Abstract. The paper presents the extending the functionality of the system of two-dimensional laser polarimetry through the implementation of a new method of polarization reproduction Mueller-matrix imaging of biological layers shielded two-layer biological tissues shown.

Ключові слова: система двовимірної лазерної поляриметрії, поляризаційне картографування, Мюллер-матрична томографія, екранований підповерхневий біологічний шар, відтворення структури біологічного шару.

ВСТУП

Постчорнобильські захворювання, порушення екологічної рівноваги у промислових районах, розширення обсягів медичних послуг від фізіотерапевтичних процедур до хірургічного втручання в разі онкозахворювань, поглиблення діагностики захворювань на ранніх стадіях зумовило розвиток нових напрямів у діагностиці біологічних тканин (БТ) людини з використанням когерентного випромінювання – лазерної поляриметрії. В процесі взаємодії зондуючого оптичного випромінювання із фазово-неоднорідним біологічним шаром відбувається одночасна зміна фотометричних, спектральних, поляризаційних, кореляційних параметрів оптичного випромінювання, що несуть інформацію про морфологічну, біохімічну, оптико-анізотропну структуру біологічного об'єкту. Виходячи з цього, актуальною є побудова нових систем діагностики, що максимально використовують інформаційну повноту експериментальних вимірювань, дозволяють відтворювати розподіли параметрів структури біологічних шарів, забезпечують багатопараметричний об'єктивний комплексний математичний аналіз одержаних даних [1-3].

Нові потенційні можливості надає запропонована в роботах [4-6] концепція створення системи комплексної двовимірної (2D) Мюллер-матричної томографії, що включає методи Мюллер-матричного картографування біологічних шарів (прямі задачі двовимірної Мюллер-матричної томографії) та методи поляризаційно-фазової реконструкції параметрів оптичної анізотропії структури БТ (обернена задача Мюллер-матричної томографії) із запровадженням багатопараметричного об'єктивного комплексного аналізу на основі наборів статистичних, кореляційних та спектральних моментів 1-го – 4-го порядків.

Метою даної роботи є розширення функціональних можливостей системи двовимірної лазерної поляриметрії, що включає можливість як «прямого» двовимірного Мюллер-матричного картографування біологічних шарів БТ із селекцією інформації про їх орієнтаційно-фазову структуру, так і Мюллер-матричного відтворення структури екранованих підповерхневих шарів та визначення сукупності їх об'єктивних параметрів.

АРХІТЕКТУРА СИСТЕМИ ДВОВИМІРНОЇ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ ТА ЇЇ ФУНКЦІОНАЛЬНІ МОЖЛИВОСТІ

В роботі [6] було продемонстровано архітектуру (рис. 1) системи двовимірної лазерної поляриметрії, яка реалізувала функції:

- «прямого» двовимірного Мюллер-матричного картографування багат шарової БТ із формуванням серії «орієнтаційних», «орієнтаційно-фазових», «фазових» томограм та визначенням сукупності об'єктивних параметрів, що їх характеризують;
- відтворення структури шарів біологічної тканини на основі запропонованих прямих методів двовимірної орієнтаційної та фазової томографії двопронезаломлюючих біологічних мереж із визначенням сукупності об'єктивних параметрів, що їх характеризують.

Зазначена система формує поляризаційне відтворення структури двопронезаломлюючих шарів у вигляді координатних розподілів:

- «орієнтаційних» $\{x_{22;33}^* (m \times n)\}$;
- «орієнтаційно-фазових» $\{x_{23;32;24;42;34;43}^* (m \times n)\}$;
- «фазових» томограм $\{x_{44}^* (m \times n)\}$
- фазових мап $\{\delta^* (m \times n)\}$;
- орієнтаційних мап $\{\rho^* (m \times n)\}$;
- мап показника двопронезаломлення $\{\Delta n^* (m \times n)\}$.

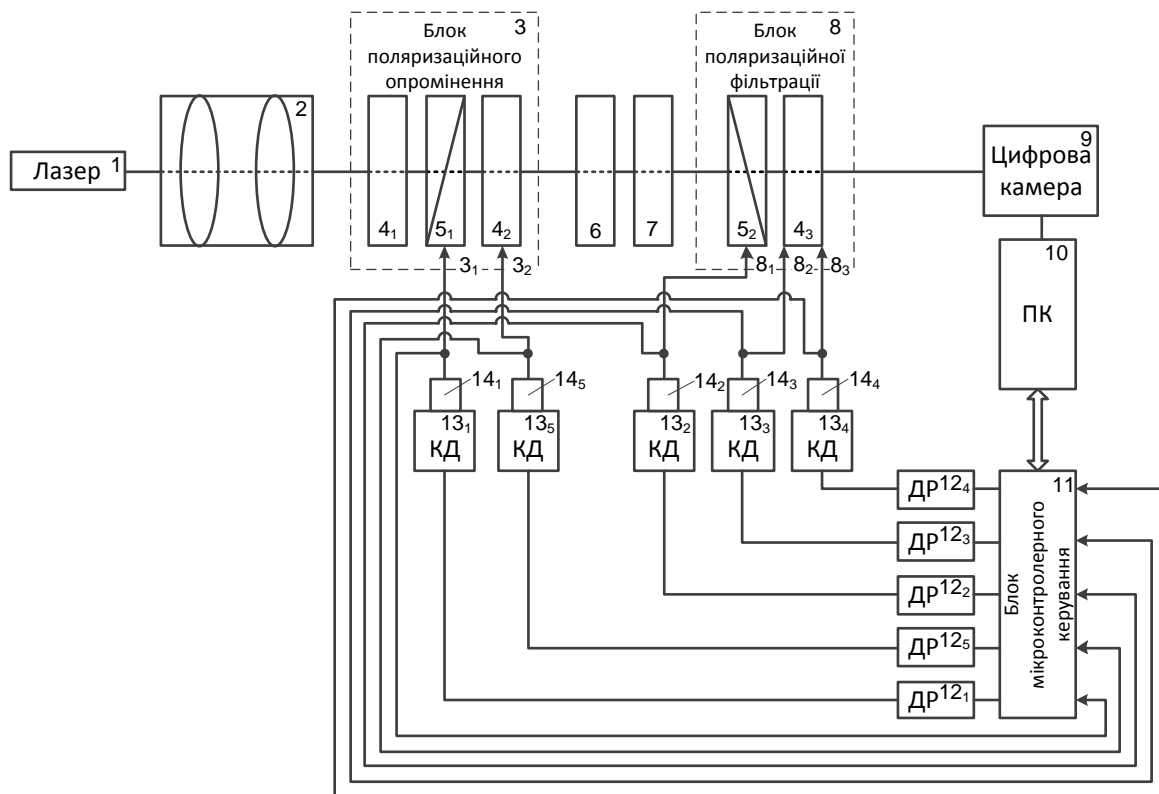


Рис.1. Архітектура системи двовимірної лазерної поляриметрії

Основними структурними блоками системи є лазер 1 довжиною хвилі $\lambda = 0,638$ мкм, який випромінює пучок, що потрапляє через коліматор 2, який формує розширений пучок променів, до блоку поляризаційного опромінення 3. Цей блок 3 повинен формувати: серію зондуючих пучків із необхідними

азимутами поляризації шляхом обертання площини пропускання лінійного поляризатора 5_1 у межах $0^0 \leq \Theta \leq 180^0$ при усуненні із шляху розповсюдження відфільтрованого випромінювання чвертьхвильової пластинки 4_2 ; за наявності чвертьхвильової пластинки 4_2 при організації зондуючого лазерного пучка із поляризацією “права циркуляція”. Отже, лазерним пучком, сформованим блоком 3, зондують об’єкт 6 і за допомогою проєкційного блоку 7, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико - анізотропного шару об’єкту 6, які попередньо відфільтровані блоком поляризаційної фільтрації 8, в площині цифрової світлочутливої камери 9. Блок поляризаційної фільтрації 8 складається із лінійного поляризатора 5_2 з обертанням площини пропускання на необхідні кути (наприклад, 0^0 ; 90^0 ; 45^0 ; 135^0 або інший заданий кут) і чвертьхвильової пластинки 4_3 , оптична вісь якої може бути орієнтована під кутом $+45^0$ відносно лінійного поляризатора 5_2 (режим правої циркуляції “ \otimes ”) та під кутом -45^0 відносно лінійного поляризатора 5_2 (режим лівої циркуляції “ \oplus ”). При застосуванні багатофункціонального поляризаційного фільтру – аналізатора 8 вимірюють координатні розподіли значень інтенсивностей поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень оптико-анізотропного шару 6, які через захоплювач кадрів відеокамери 9 передаються до комп’ютера 10 і зберігаються там.

Керування положенням вказаних поляризаційних елементів здійснюється за допомогою спеціального блоку мікроконтролерного керування 11. Для організації обміну між основною програмою комп’ютера 10 та блоком 11 застосовується командний режим. Основними функціями блоку 11 є керування поворотами та позиціонування двигунів $13_1 - 13_5$ через драйвери двигунів $12_1 - 12_5$. Обертальні пристрої рухомих поляризаційних елементів схеми оснащені позиційними датчиками $14_1 - 14_4$ (оптопарами), через які організовано зворотний зв’язок із блоком мікроконтролерного керування 11.

В той же час, в роботі [7] було запропоновано метод поляризаційного відтворення «екранованих» зовні шарів біологічних тканин, який полягає у варіації стану поляризації $(\alpha_0; \beta_0)$ зондуючого лазерного пучка і моніторингу змін параметрів вектора Стокса $S_{i=1;2;3;4}(r)$ у точках (r) її зображення. Реалізуючи зазначений метод, на архітектурі системи, що подана на рисунку 1, розширимо її функціональні можливості та область застосування.

Шляхом повного обертання $(0 \leq \vartheta \leq \pi)$ площини поляризації зондуючого двошарову біологічну тканину 6 лазерного пучка, сформованого блоком 3, і вимірювання (в кожному пікселі світлочутливої площадки цифрової камери 9) сукупності параметрів вектора Стокса $S_{i=1;2;3;4}(r)$ для кожного значення ϑ за умови [7]

$$S_2^2(\vartheta^*) + S_3^2(\vartheta^*) + S_4^2(\vartheta^*) \rightarrow 1, \quad (1)$$

одержимо наступні алгоритми поляризаційного відтворення орієнтаційних $(\rho(m \times n))$ і фазових $(\delta(m \times n))$ параметрів сіток біологічних кристалів підповерхневого шару оптико анізотропного об’єкту [7]

$$\begin{cases} \rho_x = 0,25\pi + \vartheta^*; \\ \rho_y = 0,5 \arccos \left(\frac{S_3(\vartheta^*)}{S_2(\vartheta^*)} \right). \end{cases} \quad (2)$$

$$\begin{cases} \delta_x = \arccos\left(\frac{-a_2 \pm \sqrt{a_2^2 - 4a_1a_3}}{2a_1}\right); \\ \delta_y = \arccos[S_4(\mathcal{G}^*)] \end{cases} \quad (3)$$

де

$$\begin{aligned} a_1 &= \cos \delta_y; \\ a_2 &= \sin^2 \delta_y \cos^2 2(\rho_x - \rho_y) - 2 \cos^2 \delta_y; \\ a_3 &= \cos^2 \delta_y - \sin^2 \delta_y \cos^2 2(\rho_x - \rho_y). \end{aligned} \quad (4)$$

Таким чином, розширення функціональних можливостей системи за рахунок методу поляризаційного відтворення «екранованих» зовні шарів біологічних тканин досягається організацією зворотного поляризаційного (співвідношення (1)) зв'язку для визначення оптимального стану поляризації $(\alpha_0^*(\mathcal{G}); \beta_0^*(\mathcal{G}))$ зонduючого двошаровий біологічний об'єкт лазерного пучка з метою поляризаційного відтворення сукупності «орієнтаційних», «орієнтаційно-фазових» і «фазових» Мюллер - матричних томограм екранованих двоприменезаломлюючих структур і мереж підповерхневих шарів. Цей зворотний зв'язок реалізується алгоритмічно за допомогою комп'ютерної програми, яка виробляє відповідну ознаку, виконання якої призводить до певного налаштування поляризаційних елементів блоку 3 через команди блоку мікроконтролерного керування 11 і пов'язаної з ним сукупності крокових двигунів, їх драйверів та датчиків позиціонування.

Отже, розглянута мультифункціональна система двовимірної лазерної поляриметрії включає можливість багатопараметричного аналізу даних на чотирьох етапах досліджень:

- «пряме» Мюллер – матричне картографування багатшарової структури біологічної тканини та визначення сукупності об'єктивних параметрів, які характеризують серію «орієнтаційних», «орієнтаційно-фазових» і «фазових» томограм;
- алгоритмічне формування поляризаційно відтворюючого зонduючого лазерного пучка (співвідношення (1));
- відтворення «орієнтаційних», «орієнтаційно-фазових» і «фазових» томограм екранованого підповерхневого біологічного шару та визначення сукупності їх об'єктивних параметрів
- обчислення (співвідношення (2) - (4)) координатних розподілів орієнтацій оптичних осей та фазових зсувів двоприменезаломлюючих кристалів оптично анізотропної мережі поляризаційно відтвореного підповерхневого шару.

На рис. 2 приведена серія поляризаційно відтворених Мюллер – матричних фазових томограм шару здорової (ліва частина) і онкологічно зміненої (права частина) гладкої м'язової тканини, що екранувався непрозорим оптично тонким (коефіцієнт ослаблення $\tau = 0.98$) шаром епітеліальної тканини.

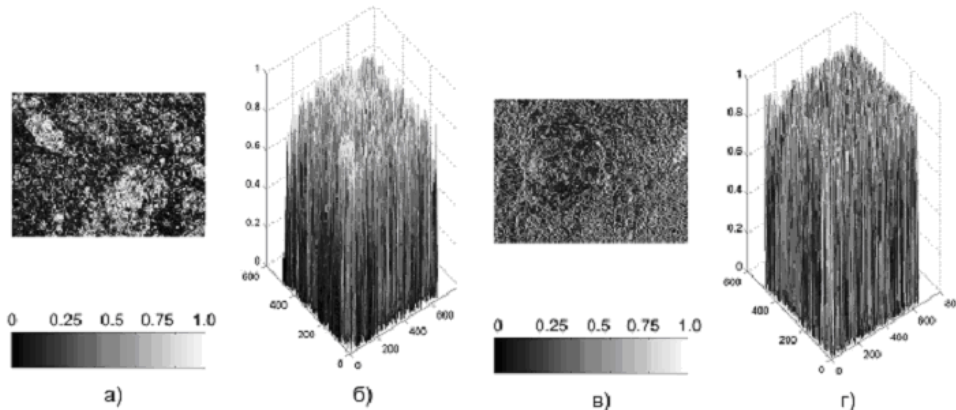


Рис. 2. Поляризаційно відтворені Мюллер – матричні фазові томограми здорової (ліва частина) і патологічно зміненої (права частина) тканини гладкого м'яза шийки матки

Таким чином, розглянута двовимірною системою лазерної поляриметрії є найбільш загальною реалізацією принципів дослідження та відтворення параметрів анізотропії планарних біологічних тканин, що охоплює весь комплекс розроблених раніше методів і систем, і при цьому реалізує нову можливість поляризаційного відтворення Мюллер-матричних зображень екранованих ззовні біологічних шарів. При цьому система дозволяє одержати комплекс об'єктивних показників, які характеризують особливості і ступінь випадковості, координатної однорідності та масштабної самоподібності поляризаційно відтворених двовимірних розподілів, що обчислюються за статистичними, кореляційними та фрактальними моментами 1-4 - го порядків.

ВИСНОВКИ

Показано розширення функціональних можливостей системи двовимірної лазерної поляриметрії за рахунок реалізації нового методу поляризаційного відтворення Мюллер-матричних зображень екранованих біологічних шарів двошарових біологічних тканин. Це досягається шляхом здійснення повного обертання площини поляризації зондуємого лазерного пучка для визначення його оптимального стану поляризації з метою поляризаційного відтворення сукупності «орієнтаційних», «орієнтаційно-фазових» і «фазових» Мюллер-матричних зображень екранованих двоприменезаломлюючих структур.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Оптическая биомедицинская диагностика: [в 2 т.]. Т.1/ Пер. с англ. под. ред. В.В. Тучина. – М.: Физматлит, 2007. – 560 с.
2. Основи лазерної поляриметрії. Ч.1: Біологічні тканини людини / [Ушенко О.Г., Ушенко Ю.О., Томка Ю.Я. та ін.]; під ред. О.Г.Ушенко . – Чернівці: Чернів. нац. ун-т, 2010. – 588 с.
3. Аналіз оптичних і поляризаційно-кореляційних приладів і систем для діагностики фазово-неоднорідної структури шарів біологічних тканин і рідин / Н.І. Заболотна, О.Г. Ігнатенко, К.О. Радченко, А. К. Краснощока // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології.-2012. - №2(24). –С.95-107.
4. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини / [Ушенко О.Г., Бойчук Т.М., Заболотна Н.І. та ін.]; під ред. О.Г. Ушенка. – Чернівці: Чернівецький нац. ун-т, 2011. – 656 с.
5. Заболотна Н.І. Система орієнтаційної томографії полікристалічних мереж біологічних тканин / Н.І. Заболотна // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. -2011. - №2. – С.157-162.
6. Заболотна Н.І. Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин / Заболотна Н.І. // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології.-2013. - №1(25). –С.54-65.
7. Заболотна Н.І. Метод та система поляризаційного відтворення координатних розподілів елементів матриці Мюллера двошарових сіток біологічних кристалів / Заболотна Н.І. // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології.-2012. - №1(23). –С.99-109.

Надійшла до редакції 17.06.2014р.

ЗАБОЛОТНА НАТАЛІЯ ІВАНІВНА – к.т.н., доцент, доцент кафедри лазерної та оптико-електронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна, E-mail: Natalia.zabolotna@gmail.com .

РАДЧЕНКО КОСТЯНТИН ОЛЕГОВИЧ – магістрант кафедри лазерної та оптико-електронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.