

УДК 615.47:616.073

Н.І. ЗАБОЛОТНА

АРХІТЕКТУРА І АЛГОРИТМИ ФУНКЦІОНУВАННЯ ТА АНАЛІЗУ ДАНИХ ДВОВИМІРНИХ СИСТЕМ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

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

Анотація. Удосконалено архітектуру оптико-електронної автоматизованої системи двовимірної лазерної поляриметрії за рахунок розширених функціональних можливостей по реалізації прямих та обернених задач Мюллер-матричної томографії із статистичним, кореляційним та фрактальним аналізом отриманих даних.

Аннотация. Усовершенствована архитектура оптико-электронной автоматизированной системы двумерной лазерной поляриметрии за счет расширенных функциональных возможностей по реализации прямых и обратных задач Мюллер-матричной томографии со статистическим, корреляционным и фрактальным анализом полученных данных.

Abstract. The architecture optoelectronic automated two-dimensional laser polarimetry through enhanced functionality to implement direct and inverse problems Mueller-matrix imaging of statistics, correlation and fractal analysis of the data have been improved.

Ключові слова: архітектура, поляризаційне картографування, Мюллер-матрична томографія, статистичний, кореляційний, фрактальний аналіз.

ВСТУП

Біологічні тканини (БТ) являють собою оптичні неоднорідні середовища з поглинанням. Розповсюдження світла в таких середовищах залежить від розсіювальних і поглинальних властивостей компонентів біотканини. Тому оптичні методи дослідження БТ і візуалізації їх структури займають одне із провідних місць завдяки їх високій інформативності, можливості здійснення багатофункціонального моніторингу досліджуваного середовища, а також їх відносній простоті і дешевизні. Серед них останнім часом зріс інтерес до поляризаційних методів дослідження БТ, які засновані на аналізі їх поляризаційних властивостей при зондуванні лазерним випромінюванням. Аналіз поляризаційних характеристик розсіяного БТ випромінювання в ряді випадків дозволяє отримувати якісно нові результати при дослідженнях морфологічного і функціонального стану БТ, на яких базуються нові системи сучасної медичної діагностики [1-4].

Одним із перспективних напрямків розвитку біомедичних систем оптичної поляризаційної діагностики є розробка автоматизованих систем двовимірної лазерної поляриметрії мікроскопічних зображень біологічних тканин [2,4]. На сьогоднішній день значна кількість світових та вітчизняних науково-дослідних організацій і фірм займаються розробкою та виробництвом систем поляриметрії біомедичних об'єктів. Найвідоміші з них: Axometrics, Texas A&M University, Johns Hopkins University, University of Toledo (США), Perkin Elmer, Саратовський державний університет ім. М. Г. Чернишевського, НТЦ унікального приладобудування РАН (Росія), Інститут фізики ім. Степанова НАН Республіки Беларусь, Чернівецький національний університет ім. Юрія Федьковича та інші.

Автоматизовані методи вимірювань та контролю поляризаційних характеристик неоднорідних анізотропних середовищ, до яких відносять велику кількість БТ, успішно реалізуються у двовимірних відеополяриметричних системах [2,4]. Комп'ютерна обробка зображень, яка здійснюється у двовимірних відеополяриметрах, дає можливість будувати координатні розподіли поляризаційних характеристик у площині відповідного кадру. В той же час, експериментальні методики та технічні реалізації зазначених систем є вузькоспеціалізованими, розроблені для окремих груп об'єктів і не можуть бути уніфікованими, оскільки відсутня загальна інформаційна база аналізу одержаних експериментальних даних.

Таким чином, існує необхідність забезпечення у комплексі багатофункціональності двовимірних

автоматизованих систем лазерної поляриметрії БТ із багатопараметричним об'єктивним комплексним аналізом одержаних даних, що дозволить підвищити достовірність оптичної діагностики структури поляризаційно-неоднорідних БТ.

Потенційні можливості вирішення вказаної проблеми надає запропонована в роботах [5,6] 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 розробка архітектури та алгоритмів роботи двовимірної системи лазерної поляриметрії БТ з розширеними функціональними можливостями, що реалізує методи двовимірного Стокс-поляриметричного картографування і двовимірного Мюллер-матричного картографування біологічних шарів із селекцією інформації про орієнтаційно-фазову структуру шарів БТ, доповнені новими методами прямої орієнтаційної та фазової томографії двопронезаломлюючих біологічних мереж, у комплексі із статистичним, кореляційним та фрактальним аналізом отриманих зображень для діагностичних завдань медицини.

АРХІТЕКТУРА 2D - ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ СТОКС-ПОЛЯРИМЕТРИЧНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ТА АНАЛІЗУ ЛАЗЕРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

Відома експериментальна методика вимірювань мап параметрів вектора Стокса на основі шести значень світлових потоків, отриманих після проходження крізь відповідні перетворювальні фільтри, утворені комбінаціями орієнтації поляризаційних елементів (поляризатора, аналізатора, двох фазових чвертьхвильових платівок), розташованих безпосередньо перед фотодетектором [2, 3, 6].

Архітектура двовимірної автоматизованої системи Стокс-поляриметричного картографування (рис.1), що реалізує дану методику, містить: 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.

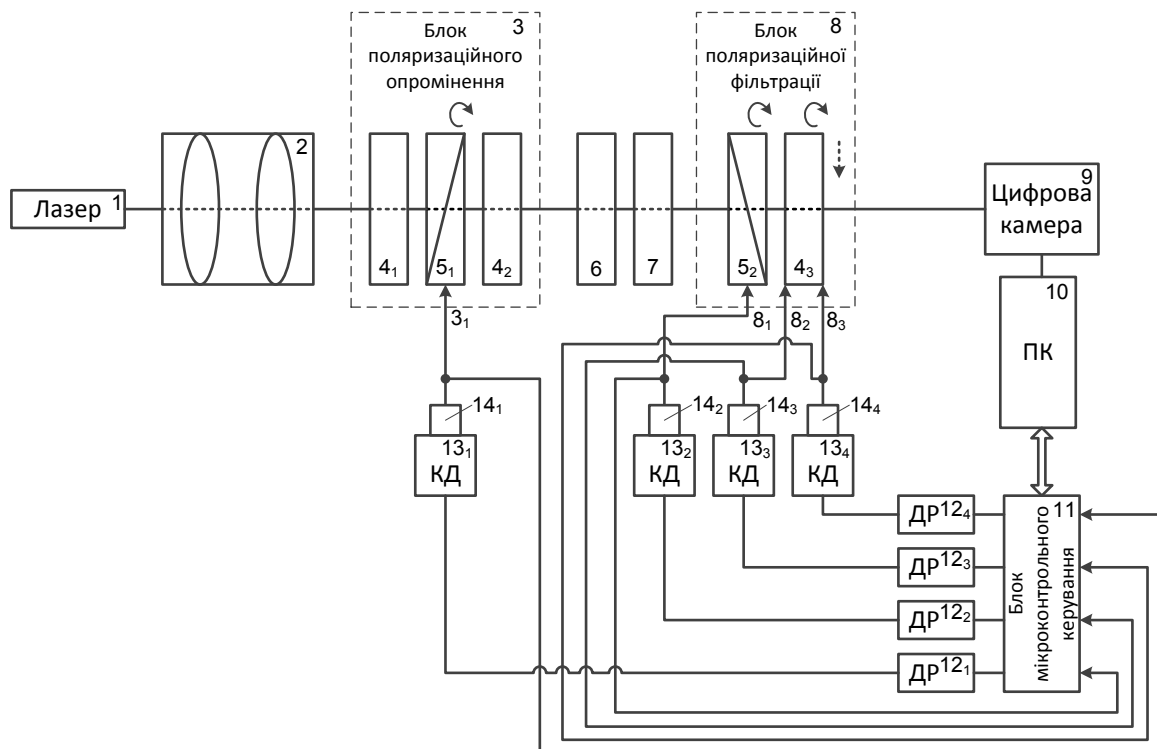


Рис.1. Архітектура 2-D оптико-електронної автоматизованої системи Стокс-поляриметричного картографування та аналізу лазерних зображень

Блок 3 формує лазерний пучок з довільним азимутом та еліптичністю поляризації $I(\alpha, \beta)$ за допомогою двох чвертьхвильових пластинок $4_1, 4_2$ та лінійного поляризатора 5_1 шляхом обертання площини пропускання лінійного поляризатора 5_1 у межах $0^0 \leq \Theta \leq 180^0$ або обертання оптичної осі чвертьхвильової пластинки 4_2 $0^0 \leq \Theta \leq \pm 45^0$ відносно нерухомого поляризатора 5_1 . Таким чином, довільно поляризованим (з азимутом $0^0 \leq \alpha_0 \leq 180^0$ і еліптичністю $0^0 \leq \beta_0 \leq 90^0$) 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 кути 0^0 ; 90^0 ; 45^0 ; 135^0 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 ”). Шляхом застосування багатофункціонального поляризаційного фільтру – аналізатора 8 вимірюють координатні розподіли значень інтенсивностей $I(0^0)$; $I(90^0)$; $I(45^0)$; $I(135^0)$; $I(\otimes)$; $I(\oplus)$; поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень оптико-анізотропного шару 6, які через захоплювач кадрів відеокамери 9 передаються до комп'ютера 10 і зберігаються там..

За допомогою комп'ютера 10 обчислюють у межах кожного пікселя цифрової камери значення параметрів вектора Стокса $\{S_{i=1;2;3;4}\}$ та азимутів α , еліптичності β поляризації і фазових зсувів δ у точках (r) дискретизованого $(m \times n)$ лазерного зображення за алгоритмами [3,6]

$$\begin{cases} S_1^0 = I(0) + I(90) \\ S_2^0 = I(0) - I(90) \\ S_3^0 = I(45) - I(135) \\ S_4^0 = I(\otimes) - I(\oplus) \end{cases} \quad (1)$$

$$\alpha = 0,5 \arctg\left(\frac{S_3}{S_2}\right); \quad (2)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin\left(\frac{S_4}{S_1}\right); \quad (3)$$

$$\delta = \arctg\left(\frac{\sin 2\alpha}{\cos 2\beta}\right) \quad (4)$$

та одержують мапи параметрів вектора Стокса $\{S_{i=1;2;3;4}\}(m \times n)$, азимутів $\alpha(m \times n)$, еліптичності $\beta(m \times n)$ і фазових зсувів $\delta(m \times n)$ дискретизованого $(m \times n)$ лазерного зображення біологічного шару.

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 $13_1 - 13_4$ через драйвери двигунів $12_1 - 12_4$. Обертальні рухи лінійних поляризаторів $5_1, 5_2$ та чвертьхвильової пластинки 4_3 відносно їх осей здійснюються за допомогою приводів від прецизійних крокових двигунів $13_1, 13_2, 13_3$ відповідно. Усунення із шляху розповсюдження відфільтрованого випромінювання, сформованого лінійним поляризатором 5_2 як $I(0^0)$; $I(90^0)$; $I(45^0)$; $I(135^0)$; , чвертьхвильової пластинки 4_3 здійснюється за допомогою привода від двигуна 13_4 . 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.

Аналітичний розрахунок мап параметрів вектора Стокса, азимутів, еліптичностей, фазових зсувів лазерних зображень біологічних шарів здійснюється у комп'ютері 10. Застосування комплексного статистичного, кореляційного та фрактального аналізу [3-6] дискретних двовимірних масивів параметрів вектора Стокса $\{S_{i=1,2,3,4}\}(m \times n)$, азимутів $\alpha(m \times n)$, еліптичності $\beta(m \times n)$ і фазових зсувів $\delta(m \times n)$ дискретизованого $(m \times n)$ лазерного зображення біологічного шару (рис. 2) дозволяє розширити функціональні можливості систем реєстрації класичних, поляризаційних і фазових мікроскопічних зображень біологічних шарів і одержати нові дані про:

- статистичні моменти вищих порядків розподілів $q(m \times n) = \begin{cases} S_{i=1,2,3,4}(m \times n); \\ \alpha(m \times n); \\ \beta(m \times n); \\ \delta(m \times n); \end{cases}$;
- кореляційну подібність розподілів $q(m \times n)$ та кількісні характеристики (кореляційні моменти) автокореляційної узгодженості;
- масштабну самоподібність, фрактальну розмірність та кількісні характеристики (фрактальна розмірність, спектральні моменти) просторово-частотної структури розподілів $q(m \times n)$.



Рис. 2. Функціональні можливості аналізу даних системи 2D – Стокс поляриметричного картографування

АРХІТЕКТУРА 2D - ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ СИСТЕМИ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ТА АНАЛІЗУ ЛАЗЕРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

Під Мюллер-матричним картографуванням будемо розуміти комплекс експериментальних кроків для вимірювання координатних розподілів сукупності елементів матриць Мюллера (Мюллер – матричних зображень) з подальшим аналітичним (статистичним, кореляційним, фрактальним) алгоритмічним аналізом масивів одержаних даних з метою визначення критеріїв (взаємозв'язків) діагностики, диференціації та класифікації параметрів анізотропії фазово-неоднорідних біологічних шарів. Зазначений алгоритм Мюллер – матричного картографування може бути реалізований на архітектурі двовимірної оптико-електронної автоматизованої системи, поданої на рис. 3.

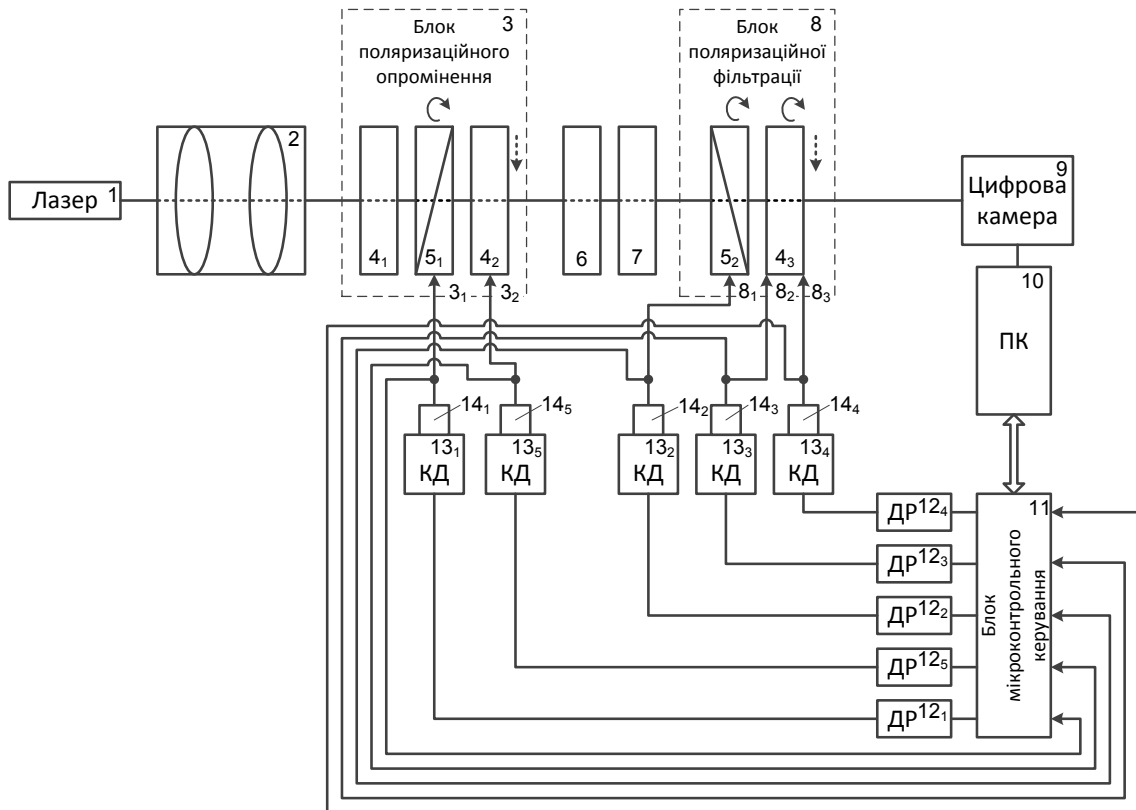


Рис.3. Архітектура 2-D оптико-електронної автоматизованої системи Мюллер-матричного картографування та аналізу лазерних зображень

Елементи матриці Мюллера біологічного шару визначаються за таким алгоритмом.

Послідовно опромінюємо біологічний шар 6 лазерними пучками світла чотирьох різних типів поляризації із азимутами α поляризації “ 0^0 ”, “ 90^0 ”, “ 45^0 ” і «права циркуляція \otimes », сформованими блоком 3. Для кожного типу поляризації зонduючого пучка вимірюємо шість координатних розподілів інтенсивності лазерного зображення анізотропного шару шляхом проведення поляризаційної фільтрації блоком 8 (“ 0^0 ”, “ 90^0 ”, “ 45^0 ”, “ 135^0 ” “права циркуляція” і “ліва циркуляція”) Одержуємо сукупність із 24 – х зображень , на основі яких по черзі визначаємо (співвідношення (1)) координатні розподіли 4 параметрів вектора Стокса для серії відповідних зонduючих лазерних зображень На їх основі формуємо елементи матриці Мюллера за співвідношеннями [2-6]

$$\begin{aligned}
 z_{11} &= 0,5(S_1^0 + S_1^{90}); & z_{21} &= 0,5(S_2^0 + S_2^{90}); & z_{31} &= 0,5(S_3^0 + S_3^{90}); & z_{41} &= 0,5(S_4^0 + S_4^{90}); \\
 z_{12} &= 0,5(S_1^0 - S_1^{90}); & z_{22} &= 0,5(S_2^0 - S_2^{90}); & z_{32} &= 0,5(S_3^0 - S_3^{90}); & z_{42} &= 0,5(S_4^0 - S_4^{90}); \\
 z_{13} &= S_1^{45} - z_{11}; & z_{23} &= S_2^{45} - z_{21}; & z_{33} &= S_3^{45} - z_{31}; & z_{43} &= S_4^{45} - z_{41}; \\
 z_{14} &= S_1^{\otimes} - z_{11}; & z_{24} &= S_2^{\otimes} - z_{21}; & z_{34} &= S_3^{\otimes} - z_{31}; & z_{44} &= S_4^{\otimes} - z_{41}.
 \end{aligned} \tag{5}$$

Архітектура двовимірної автоматизованої системи Мюллер-матричного картографування (рис.3), що реалізує дану методику, відрізняється від структури системи для Стокс-поляриметричного картографування (рис.1) розширеними функціональними можливостями блоку поляризаційного опромінення 3 і аналізом отриманих даних (рис.4). Цей блок повинен формувати серію зондуючих пучків: із азимутами поляризації “ 0^0 ”, “ 90^0 ”, “ 45^0 ” 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”. Обертальні рухи лінійного поляризатора 5_1 та чвертьхвильової пластинки 4_2 відносно їх осей здійснюються за допомогою приводів від прецизійних крокових двигунів $13_1, 13_5$ через драйвери двигунів $14_1, 14_5$, зв’язаних із блоком мікроконтролерного керування 11.

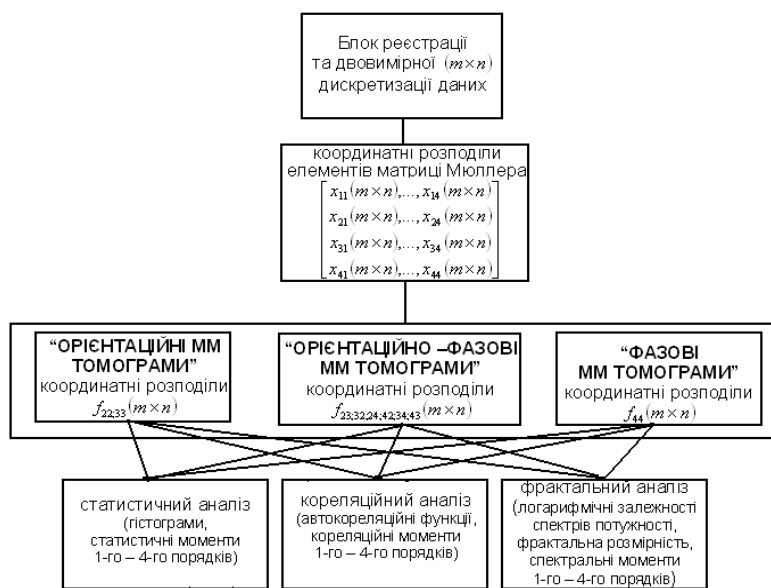


Рис. 4. Функціональні можливості аналізу даних системи 2D –Мюллер-матричного картографування

Подальше застосування комплексного статистичного, кореляційного та фрактального аналізу двовимірних Мюллер-матричних зображень дозволяє розширити функціональні можливості систем реєстрації класичних, поляризаційних, фазових і стоксполариметричних мікроскопічних зображень біологічних шарів і одержати нові та вичерпно повні інформаційні дані про:

- статистичні моменти вищих порядків розподілів $f_{ik}(m \times n)$;
- кореляційну подібність розподілів $f_{ik}(m \times n)$ та кількісні характеристики (кореляційні моменти) автокореляційної узгодженості;
- масштабну самоподібність, фрактальну розмірність та кількісні характеристики (фрактальна розмірність, спектральні моменти) просторово-частотної структури розподілів $f_{ik}(m \times n)$.

Структурно – логічна схема, подана на рисунку 4, ілюструє комплекс інформаційно – функціональних можливостей системи 2D – Мюллер – матричного картографування з питань селекції інформації про орієнтаційно-фазову структуру полікристалічних утворень або мереж планарних зразків біологічних тканин у вигляді [6]:

- “орієнтаційних” Мюллер-матричних мап $f_{22,33}(m \times n)$;
- “орієнтаційно-фазових” Мюллер-матричних мап $f_{23,32,24,42,34,43}(m \times n)$;
- “фазових” Мюллер-матричних мап $f_{44}(m \times n)$.

**РЕКОНСТРУКЦІЯ ОПТИЧНОЇ СТРУКТУРИ ШАРІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН
У 2D - СИСТЕМІ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЇ ТОМОГРАФІЇ І АНАЛІЗУ ТОМОГРАМ**

Мюллер – матрична «орієнтаційна» і «фазова» томографія. В результаті теоретичних досліджень встановлено, що геометрія фібрилярної архітекtonіки біологічних тканин має ієрархічну ниткоподібну будову, яка дискретна за своєю структурою і характеризується масштабною повторюваністю в діапазоні 3-х декад оптичних розмірів [3]. На основі цього аналітично розроблені та експериментально перевірені модельні уявлення про процеси взаємодії поляризованого випромінювання з такими геометричними структурами, згідно з якими фібрилярні елементи архітекtonіки біологічних тканин володіють властивостями одноосних кристалів. Напрямки оптичних осей визначають кутами укладання фібрил у шарі біологічної тканини (ρ), а величину анізотропії їх речовини – значенням показника двопронезаломлення (Δn).

В рамках одноразового розсіювання існує однозначний зв'язок між значеннями елементів матриці Мюллера і значеннями орієнтаційних (ρ) і фазових (δ) параметрів фібрилярної ґратки архітекtonічної сітки [3].

Подальше розширення функціональних можливостей розглянутої архітекtonіки системи Мюллер-матричного картографування (рис. 3) досягається за допомогою реалізації методів розв'язання обернених задач Мюллер-матричної томографії (відтворення параметрів координатних розподілів напрямів $\rho(m \times n)$ оптичних осей двопронезаломлюючих полікристалічних мереж шарів біологічних тканин та координатних розподілів фазових зсувів $\delta(m \times n)$) шляхом аналітичних розрахунків за формулами. Таким чином, з урахуванням розширених функціональних можливостей по відтворенню структури двопронезаломлюючих шарів біологічної тканини систему, подану на рис. 4, будемо називати системою 2D - Мюллер-матричної томографії і аналізу томограм.

Установлений алгоритм визначення напрямку оптичної осі одноосного двопронезаломлюючого кристалу, описаний в [6], дозволяє провести розрахунок за формулою

$$\rho(jk) = 0,5 \arctg \left[\frac{z_{34;43}(jk)}{z_{24;42}(jk)} \right] \quad (6)$$

Отримані двовимірні розподіли $\rho(m \times n)$ будемо називати Мюллер – матричними «орієнтаційними томограмами» двопронезаломлюючої мережі анізотропного шару.

На основі алгоритму, описаному в [6], розглядається можливість визначення у явному вигляді координатних розподілів фазових зсувів $\delta(m \times n)$, які виникають між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі за рахунок двопронезаломлення (Δn) полікристалічних протеїнових мереж шарів біологічних тканин за експериментально вимірними Мюллер – матричними «фазовими» мапами $z_{ik}(m \times n)$:

$$\delta(jk) = 0,5 \arccos \left[z_{44}(ik) \right] \quad (7)$$

Отримані двовимірні розподіли $\delta(m \times n)$ будемо називати Мюллер – матричними «фазовими томограмами» двопронезаломлюючої мережі анізотропного шару.

Подальше застосування комплексного статистичного, кореляційного та фрактального аналізу дискретних двовимірних масивів $\rho(m \times n), \delta(m \times n)$ дозволяє розширити функціональні можливості систем Мюллер-матричного картографування біологічних шарів і одержати нові дані про:

- статистичні моменти вищих порядків розподілів $\delta(m \times n)$ і $\rho(m \times n)$;
- кореляційну подібність розподілів $\delta(m \times n)$ і $\rho(m \times n)$ та кількісні характеристики автокореляційної узгодженості;
- масштабну самоподібність, фрактальну розмірність та кількісні характеристики просторово-частотної структури розподілів $\delta(m \times n)$ і $\rho(m \times n)$.

Проте розглянуті методи є методами опосередкованого вимірювання параметрів оптичної структури біологічних шарів, що володіють відповідними похибками. Зменшити ці похибки можна, розробивши методи прямого експериментального орієнтаційного та фазового томографування полікристалічних мереж біологічних шарів.

Система прямої 2D – орієнтаційної томографії двоприменезаломлюючих біологічних мереж. Теоретичним підґрунтям методу прямої реконструкції (томографії) двовимірних розподілів орієнтаційних параметрів полікристалічної мережі шару біологічної тканини, є розміщення біологічного шару між лінійними поляризаційними фільтрами (поляризатором та аналізатором) з перехрещеними площинами пропускання [6]

$$\alpha = \Theta + 90^0. \quad (8)$$

Якщо синхронно обертати таку систему взаємно схрещених поляризаційних фільтрів, то значення азимуту поляризації $\tilde{\alpha}$ в деякій (jk) точці співпадатиме з напрямом оптичної осі біологічного кристалу

$$\tilde{\alpha}(jk) = \rho(jk). \quad (9)$$

Таким чином, можна одержати серію координатних розподілів однакових орієнтацій оптичних осей полікристалічної мережі біологічних кристалів, або орієнтаційних томограм $R(\theta_k)$ [7], якщо проводити моніторинг змін координатних розподілів нульових значень інтенсивності поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень анізотропного шару при синхронному обертанні схрещених поляризаційних фільтрів з кроком $\Delta\theta$

$$\begin{cases} \theta = \theta_0 = 0^0 \Rightarrow \rho^{(0)}(m \times n) \equiv R(\theta_0); \\ \theta_1 = \theta_0 + \Delta\theta \Rightarrow \rho^{(1)}(m \times n) \equiv R(\theta_1) = R(\theta_0 + \Delta\theta); \\ \theta_k = \theta_{k-1} + k\Delta\theta \Rightarrow \rho^{(k)}(m \times n) \equiv R(\theta_k) = R(\theta_0 + k\Delta\theta). \end{cases} \quad (10)$$

Структурна схема автоматизованої системи 2D – поляризаційної орієнтаційної томографії, яка реалізує вказаний прямий метод, містить (рис. 5) лазер 1, коліматор 2, чвертьхвильову пластинку 3 із орієнтацією осі найбільшої швидкості під кутом 45^0 , які дозволяють утворити плоскополяризовану хвилю зі змінним азимутом, що потрапляє на лінійний поляризаційний фільтр 4. В процесі проходження право циркулярно поляризованої хвилі крізь фільтр 4, площина пропускання якого складає 0^0 з горизонтальною віссю, формується лінійно поляризована хвиля, якою зондують об'єкт 5.

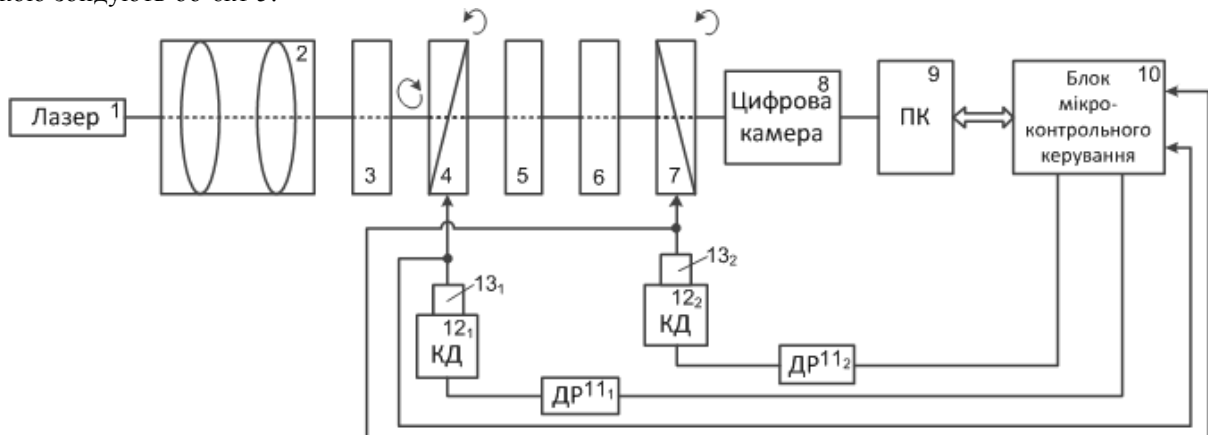


Рис. 5. Архітектура автоматизованої системи 2D – поляризаційної орієнтаційної томографії

В результаті взаємодії лінійно поляризованого випромінювання з полікристалічної протеїноюю мережею ($\rho(m \times n); \delta(m \times n)$) відбувається координатна модуляція станів поляризації відповідного лазерного зображення, яку за допомогою проєкційного блоку 6 і лінійного поляризаційного фільтру 7, ортогонально схрещеного з фільтром 4, фіксують в площині цифрової світлочутливої камери 8. Захоплене з камери зображення зберігається в комп'ютері 9, який через блок мікроконтролерного керування 10 та драйвери $11_1, 11_2$ здійснює керування кроковими двигунами $12_1, 12_2$, що здійснюють обертальні рухи схрещених лінійних поляризаційних фільтрів 4 і 7 відносно їх осей. Обертальні пристрої рухомих поляризаційних елементів схеми оснащені позиційними датчиками $13_1, 13_2$ (оптопарами), через які організовано зворотний зв'язок із блоком мікроконтролерного керування 10.

Алгоритм формування орієнтаційних томограм в результаті аналізу нульових значень інтенсивності поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень анізотропного шару при синхронному обертанні схрещених поляризаційних фільтрів подано на рисунку 6.

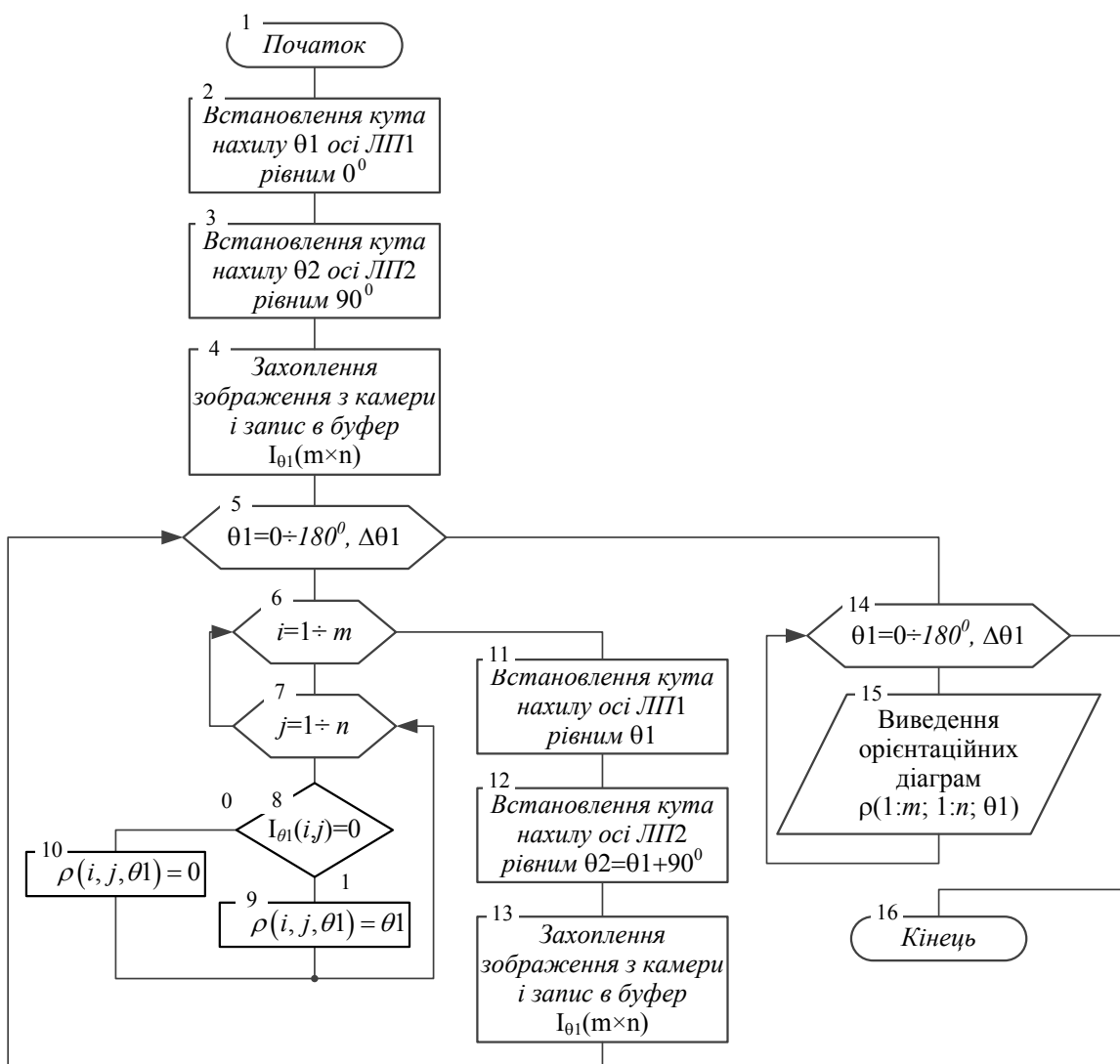


Рис. 6. Блок-схема алгоритму формування орієнтаційних томограм за прямим методом

Подальше застосування комплексного статистичного, кореляційного та фрактального аналізу дискретних двовимірних масивів нулів інтенсивності лазерних зображень за умов лінійної поляризаційної фільтрації дозволяє розширити функціональні можливості систем реєстрації класичних мікроскопічних зображень біологічних шарів і одержати шляхом операції прямого експериментального

відтворення нові, високоточні дані про:

- статистичні моменти вищих порядків розподілів $\rho(m \times n)$;
- кореляційну подібність розподілів $\rho(m \times n)$ та кількісні характеристики автокореляційної узгодженості;
- масштабну самоподібність, фрактальну розмірність та кількісні характеристики просторово-частотної структури розподілів $\rho(m \times n)$.

Система прямої 2D – фазової томографії двопронезаломлюючих біологічних мереж. Теоретичним підґрунтям для прямої реконструкції (томографії) двовимірних розподілів фазових параметрів полікристалічної мережі шару біологічної тканини, є такі дані. Якщо досліджуваний зразок розмістити між схрещеними поляризаційно – фазовими фільтрами, то інтенсивність пропущеного пучка визначається співвідношенням [3,6]

$$\tilde{I}(jk) = \tilde{S}_1(jk) = \cos^2 \delta(jk) \quad (11)$$

Тоді на основі (11) можна одержати координатний розподіл фазових зсувів полікристалічної мережі біологічних кристалів, або фазову томограму .

$$\begin{pmatrix} \delta_{11} & \dots & \delta_{1n} \\ & \delta_{jk} & \\ \delta_{m1} & \dots & \delta_{mn} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \arccos \sqrt{\tilde{I}_{11}} & \dots & \arccos \sqrt{\tilde{I}_{1n}} \\ & \arccos \sqrt{\tilde{I}_{jk}} & \\ \arccos \sqrt{\tilde{I}_{m1}} & \dots & \arccos \sqrt{\tilde{I}_{mn}} \end{pmatrix} \quad (12)$$

Архітектура системи 2D – поляризаційної фазової томографії, яка реалізує вказаний прямий метод, на відміну від попередніх схем може не мати системи автоматизованого обертання поляризаційних фільтрів (рис. 7). Схема містить лазер1, коліматор2, чвертьхвильову пластинку 3, що формують право циркулярно поляризовану хвилю. Площини пропускання і напрямки головних оптичних осей основних поляризаційних елементів – поляризаторів $4_1, 4_2$ і фазових пластинок $5_1, 5_2$ – орієнтують під кутами $(45^\circ + \Theta)$ і $(135^\circ + \Theta)$. Схема містить також об'єкт 6, проєкційний блок 7, цифрову камеру 9 і персональний комп'ютер 10, в якій здійснюється обчислення за формулами (11),(12).

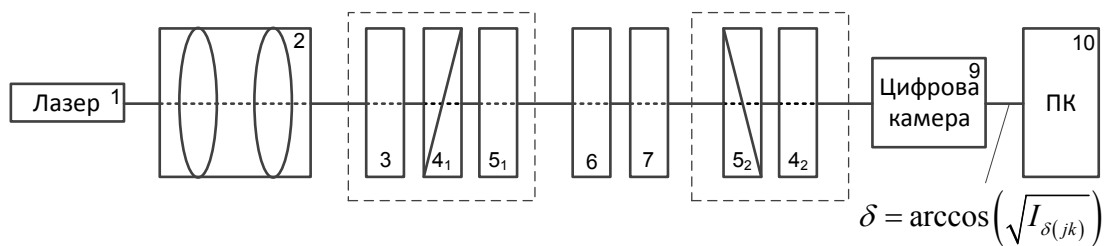


Рис. 7. Архітектура системи 2D – поляризаційної фазової томографії

Отже, результат прямого фазового томографування та відтворення двопронезаломлюючої структури біологічного шару забезпечує нова сукупність дій, що призводить до розширення функціональних можливостей вимірювання фазових мап анізотропних шарів і покращення точності вимірювання фаз шляхом одноканального зондування і поляризаційного аналізу лазерних зображень.

Подальше застосування комплексного статистичного, кореляційного та фрактального аналізу дискретних двовимірних масивів поляризаційно-фазово відфільтрованої інтенсивності лазерних зображень дозволяє підвищити експресність вимірювань та розширити функціональні можливості систем реєстрації класичних мікроскопічних, поляризаційних, фазових і стокс-поляриметричних зображень біологічних шарів і одержати шляхом операції прямого експериментального відтворення нові, високоточні дані про:

- статистичні моменти вищих порядків розподілів $\delta(m \times n)$;
- кореляційну подібність розподілів $\delta(m \times n)$ та кількісні характеристики автокореляційної узгодженості;
- масштабну самоподібність, фрактальну розмірність та кількісні характеристики просторово-частотної структури розподілів $\delta(m \times n)$.

Архітектури систем, поданих на рис. 5 і на рис. 7, мають право на самостійне існування. В той же час, система 2D - Мюллер-матричної томографії і аналізу томограм (рис. 3) може розширювати свої функціональні можливості за рахунок реалізації запропонованих методів прямого відтворення структури двопротенезаломлюючих шарів біологічних тканин та їх аналізу, що знайде відображення у зміні аналітичних обчислень, які реалізуються персональним комп'ютером, та зміною програми управління в блоці мікроконтролера.

Таким чином, оптико-електронна система 2D - Мюллер-матричної томографії і аналізу томограм є найбільш загальною реалізацією принципів дослідження та відтворення параметрів анізотропії планарних біологічних тканин, і при цьому реалізує можливості прямого поляризаційного відтворення структури двопротенезаломлюючих 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 двопротенезаломлення $\{\Delta n^*(m \times n)\}$.

Крім того, вона дозволяє одержувати комплекс об'єктивних показників, які характеризують особливості і ступень випадковості, координатної однорідності та масштабної самоподібності поляризаційно відтворених двовимірних розподілів

$$w = \begin{cases} \{x_{22;33}^*(m \times n)\}; \\ \{x_{23;32;24;42;34;43}^*(m \times n)\}; \\ \{x_{44}^*(m \times n)\}; \\ \{\delta^*(m \times n)\}; \\ \{\rho^*(m \times n)\}; \\ \{\Delta n^*(m \times n)\}. \end{cases}$$

за наступними критеріями:

- гістограми розподілів $H(w)$;
- статистичні моменти 1-го – 4-го порядків $M_{i=1;2;3;4}(w)$;
- автокореляційні функції $K(w)$;
- кореляційні моменти $Q_{i=2;4}(w)$;
- логарифмічні залежності $\log J(w) - \log \nu$ спектрів потужності $J(w)$ розподілів $w(m \times n)$;
- фрактальні розмірності розподілів $F(w)$;
- спектральні моменти $R_{i=2;4}(w)$.

ВИСНОВКИ

Вперше розроблено новий метод поляризаційної реконструкції (томографії) двовимірних розподілів орієнтаційних параметрів полікристалічної мережі шару біологічної тканини, який базується на прямому вимірюванні напрямів орієнтації оптичних осей біологічних кристалів оптично тонкого біологічного шару при його розміщенні між лінійними поляризаційними фільтрами з перехрещеними площинами пропускання, що синхронно обертаються. Це дозволить підвищити точність орієнтаційної томографії.

Вперше розроблено новий метод поляризаційної реконструкції (томографії) двовимірних розподілів фазових параметрів полікристалічної мережі шару біологічної тканини, який базується на обчисленні фазових зсувів лазерних зображень оптично тонкого біологічного шару через інтенсивність зареєстрованого пучка, що був пропущений через дослідний зразок в умовах ортогонально схрещених фазових фільтрів. Це дозволить підвищити точність фазової томографії.

Удосконалено архітектуру оптико-електронної автоматизованої системи двовимірної лазерної поляриметрії за рахунок розширених функціональних можливостей в порівнянні з Мюллер-поляриметричними системами, обумовлених застосуванням нових методів реконструктивної томографії структури шару біотканини та статистичному, кореляційному і фрактальному аналізу отриманих томограм. Це дозволяє підвищити точність системи та вірогідність контролю.

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. Тужанський С.Є. Системи лазерної відео - поляриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних біотканин: [монографія] / С.Є. Тужанський, Г.Л. Лисенко. – Вінниця: ВНТУ, 2011. – 156 с.
3. 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.
4. 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.
5. Заболотна Н.І. Аналітичні основи двовимірної Мюллер-матричної томографії оптично товстих багатошарових біологічних тканин. Кореляційний і фрактальний підходи / Н.І. Заболотна // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. -2010. - №2. – С.157-163.
6. 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.
7. 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.

Надійшла до редакції 04.11.2013 р.

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