



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **67821** (13) **U**
(51) МПК (2012.01)
G01N 33/00
G01N 21/39 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

<p>(21) Номер заявки: u 2011 08691</p> <p>(22) Дата подання заявки: 11.07.2011</p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 12.03.2012</p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 12.03.2012, Бюл.№ 5</p>	<p>(72) Винахідник(и): Заболотна Наталія Іванівна (UA), Ушенко Олександр Григорович (UA), Олійниченко Богдан Петрович (UA)</p> <p>(73) Власник(и): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021 (UA)</p>
---	--

(54) СПОСІБ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ МЕРЕЖ ОПТИКО-АНІЗОТРОПНИХ ШАРІВ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

(57) Реферат:

Спосіб поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів включає зондування поляризованим лазерним пучком зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності.

UA 67821 U

Корисна модель належить до фізичної оптики, лазерної фізики, а також до вимірювальної техніки і може бути використана для вимірювання координатних розподілів азимутів і еліптичності поляризації лазерних зображень, сформованих двопронезаломлючими шарами оптико-анізотропних біологічних об'єктів, що актуально у діагностиці їх полікристалічної структури.

Відомий ряд оптичних способів вимірювання станів поляризації лазерного випромінювання, розсіяного полікристалічними мережами оптико-анізотропних шарів. Відомий спосіб, описаний в роботі [Ushenko A. G. Laser diagnostics of biofractals// Quantum Electronics.-1999. - Vol. 29(12) - P. 1078-1084], заснований на аналізі куткових змін азимута і еліптичності поляризації пучків розсіяного лазерного випромінювання у далекій зоні дифракції Фраунгофера. Недоліком способу є низька точність вимірювання, обумовлена формуванням розвиненого спекл-фону у зображенні біологічної тканини, що приводить до обмеження функціональних можливостей.

Найближчим аналогом корисної моделі є спосіб визначення координатних розподілів азимутів і еліптичності поляризації лазерного зображення анізотропного шару біологічних тканин [Ushenko Alexander G. Polarization structure of laser scattering fields// Optical Engineering.-1995. - Vol. 34(4). - P. 1088-1093], який включає зондування поляризованим лазерним пучком зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності, при якому розподіл поляризаційних параметрів поля лазерного випромінювання, розсіяного мережею двопронезаломлючих оптично одновісних кристалів визначається шляхом порядкового аналізу гістограм випадкових значень азимутів і еліптичності поляризації.

Недоліками найближчого аналога є низька точність вимірювання, обумовлена ефектом просторово - частотної фільтрації - втратою високих частот у далекій зоні дифракції, а також формуванням розвиненого спекл-фону у зображенні біологічної тканини, що спотворює координатний розподіл матричних елементів і знижує інформативність способу та обмежує його функціональні можливості.

В основу корисної моделі поставлено задачу створення способу поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів, в якому за рахунок використання низькокогерентного лазерного випромінювання для зондування оптико-анізотропних шарів біологічних тканин та наступного поляризаційного аналізу просторово-узгоджених лазерних зображень анізотропного шару досягається можливість усунення спекл-фону зображення шару, що приводить до підвищення точності вимірювання та розширення функціональних можливостей способу за рахунок здатності його застосування для вимірювань поляризаційних мап багатозарових та багаторазоворозсіюючих біологічних об'єктів.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів, який включає зондування поляризованим лазерним пучком зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності, об'єкт зондують випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діоду з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують лінійно поляризований з азимутом $\alpha_0 = 0^\circ$ лазерний пучок, за допомогою мікрооб'єктиву, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару в площині цифрової світлочутливої камери, що налічує $m \times n = 800 \text{ріх} \times 600 \text{ріх}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність $2 \mu\text{м}$, вимірюють зміни координатних розподілів інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом обертання площини пропускання поляризатора-аналізатора в межах від 0° до 180° , визначають для кожного пікселя екстремальні рівні зміни інтенсивності, на основі чого обчислюють локальні величини азимута і еліптичності поляризації та одержують поляризаційні мапи лазерного зображення анізотропного шару.

На фіг. 1 представлено оптичну схему пристрою, який реалізує запропонований спосіб, на фіг. 2 представлено приклад координатних розподілів азимутів (фрагмент (а)) і еліптичностей (фрагмент (б)) поляризації лазерного зображення шару плазми крові здорової людини.

Пристрій, який реалізує запропонований спосіб, містить напівпровідниковий лазер 1, оптичний вихід якого через коліматор 2 і чвертьхвильову пластинку 3 оптично з'єднаний із поляризатором 4, оптичний вихід якого через об'єкт дослідження 5 і мікрооб'єктив 6 з'єднаний з оптичним входом аналізатора 7. Оптичний вихід аналізатора 7 оптично з'єднаний з входом цифрової світлочутливої камери 8, вихід якої з'єднаний з входом персонального комп'ютера 9.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані.

Відомо, що анізотропна складова фазово неоднорідних шарів характеризується наступним матричним оператором:

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

5 де

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

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

10 лазерної хвилі довжиною λ , що проходить крізь фібрилу з лінійним розміром геометричного перерізу d та показником двоприменезаломлення Δn .

Показано, що процеси трансформації азимута і еліптичності поляризації лазерного випромінювання анізотропними шарами визначаються наступними алгоритмами

$$\alpha = 0,5 \arctg \left(\frac{z_{32} \cos 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + z_{33} \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + z_{34} \sin 2\beta_0}{z_{22} \cos 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + z_{23} \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + z_{24} \sin 2\beta_0} \right) \equiv u[z_{ik}(\rho, \delta), \alpha_0, \beta_0]$$

$$\beta = 0,5 \arcsin(z_{42} \cos 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + z_{43} \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + z_{44} \sin 2\beta_0) \equiv p[z_{ik}(\rho, \delta), \alpha_0, \beta_0]$$

15 де

α_0, β_0 - азимут і еліптичність електромагнітної хвилі, якою здійснюється зондування.

Спосіб поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів здійснюється таким чином. Опромінювання проводять поляризованим паралельним пучком (діаметром 10^4 мкм) напівпровідникового лазера ($\lambda = 0.64$ мкм) 1, який формують коліматором 2 і чвертьхвильовою пластинкою 3. За допомогою поляризатора 4 формується лінійно поляризований пучок з азимутом $\alpha_0 = 0^\circ$, яким зондують анізотропний шар біологічного об'єкту 5. Обертаючи вісь пропускання Θ аналізатора 7 в межах $\pm 0^\circ - 180^\circ$, зображення анізотропного шару біологічного об'єкта 5 проєктують за допомогою мікрооб'єктиву 6 в площин світлочутливої площадки ($m \times n = 800 \text{ріх} \times 600 \text{ріх}$) цифрової камери 8, а потім передають в комп'ютер 9.

Поляризаційні розподіли обчислювалися на основі визначення масивів мінімальних і

$$I_{\min} = \begin{pmatrix} r_{1, \dots, r_m} \\ \dots \\ r_{n, \dots, r_m} \end{pmatrix}; I_{\max} = \begin{pmatrix} r_{1, \dots, r_m} \\ \dots \\ r_{n, \dots, r_m} \end{pmatrix}$$

максимальних рівнів інтенсивності (mn) зображення анізотропного шару для кожного окремого пікселя (mn) світлочутливої камери і відповідних їм кутів повороту

$$\Theta \begin{pmatrix} r_{1, \dots, r_m} \\ \dots \\ r_{n, \dots, r_m} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_{1, \dots, r_m} \\ \dots \\ r_{n, \dots, r_m} \end{pmatrix} \equiv \min$$

30 За допомогою алгоритмічної обробки даних комп'ютером 9 розраховують координатні розподіли (поляризаційні мали) азимутів (фіг. 2,а) і еліптичностей поляризації (фіг. 2, б) зображення анізотропного шару біологічного об'єкту 5

$$\alpha \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} = \Theta(I(r_i) \equiv \min) - \frac{\pi}{2};$$

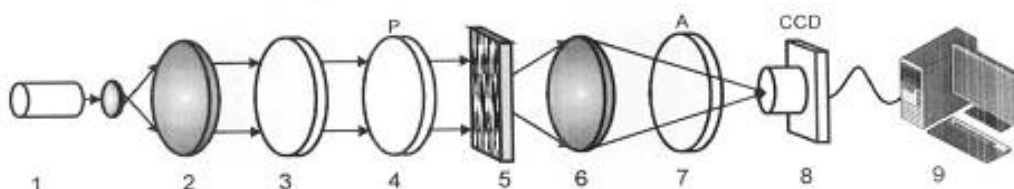
$$\beta \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} = \arctg \frac{I(r_i)_{\min}}{I(r_i)_{\max}}.$$

Технічний результат забезпечує нова послідовність операцій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до підвищення точності вимірювання шляхом поляризаційного аналізу просторово-частотно узгоджених лазерних зображень та розширення функціональних можливостей способу за рахунок здатності його застосування для вимірювань поляризаційних мап багат шарових та багаторазово розсіюючих біологічних об'єктів.

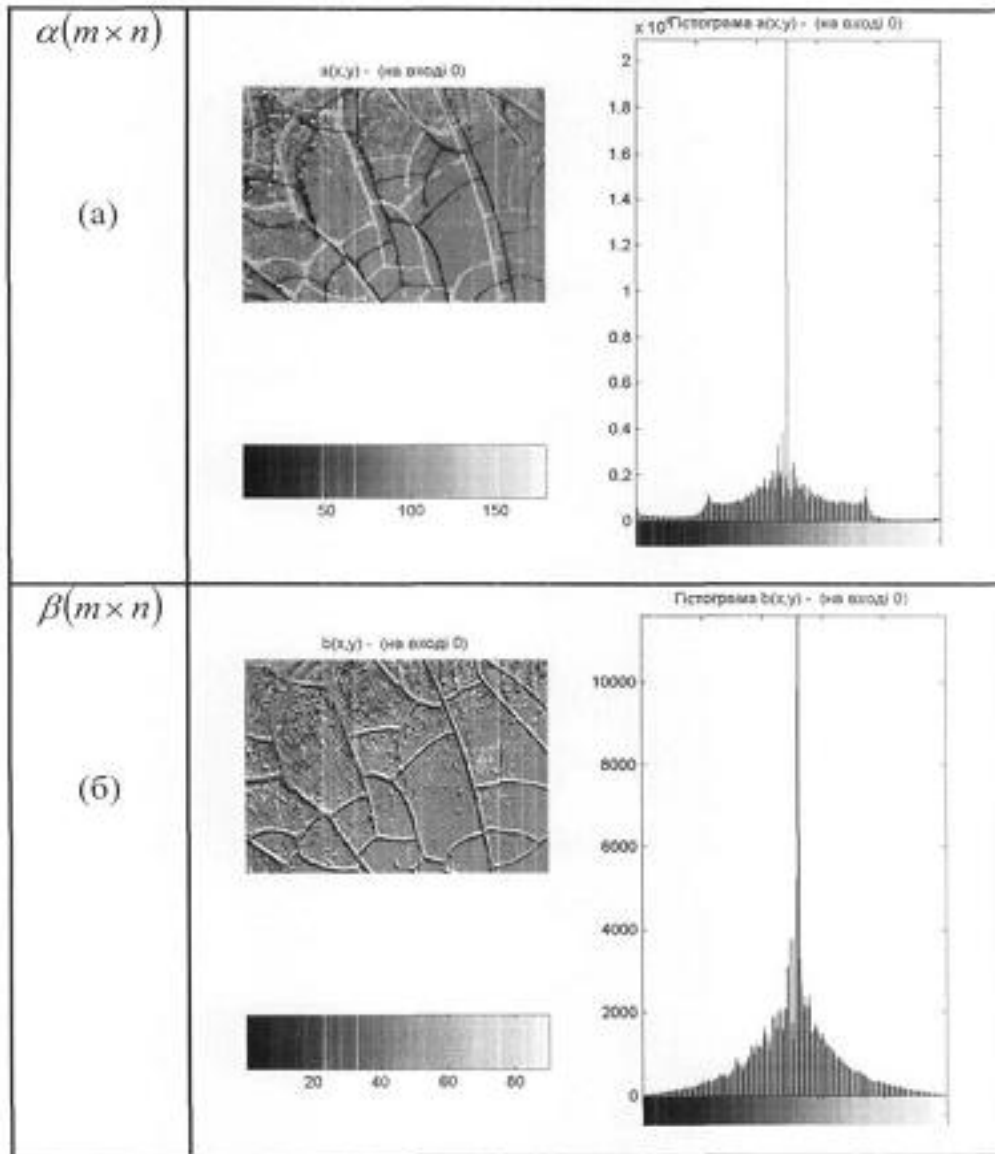
При цьому вперше використано низько когерентне лазерне випромінювання із довжиною хвилі 0,64 мкм та проведення моніторингу змін координатних розподілів екстремальних рівнів інтенсивності різнополяризованих лазерних зображень анізотропного шару.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів, що включає зондування поляризованим лазерним пучком зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності, який **відрізняється** тим, що об'єкт зондують випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діоду з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують лінійно поляризований з азимутом $\alpha_0 = 0^\circ$ лазерний пучок, за допомогою мікрооб'єктиву, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару в площині цифрової світлочутливої камери, що налічує $m \times n = 800 \text{ріх} \times 600 \text{ріх}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність $2 \mu\text{м}$, вимірюють зміни координатних розподілів інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом обертання площини пропускання поляризатора-аналізатора в межах від 0° до 180° , визначають для кожного пікселя екстремальні рівні зміни інтенсивності, на основі чого обчислюють локальні величини азимута і еліптичності поляризації та одержують поляризаційні мапи лазерного зображення анізотропного шару.



Фіг. 1



Фиг. 2

Комп'ютерна верстка Г. Паяльніков

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601