



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **70125** (13) **U**
(51) МПК (2012.01)
G01N 33/00
A61B 5/00

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

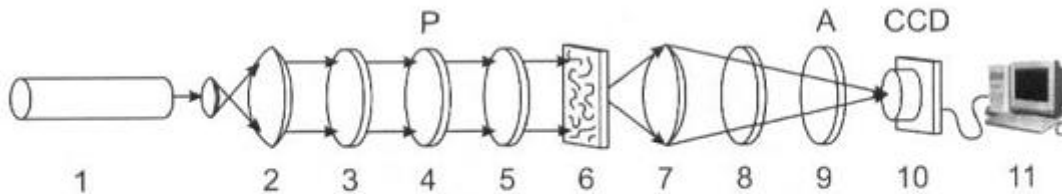
(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2011 13973	(72) Винахідник(и): Заболотна Наталія Іванівна (UA), Ушенко Олександр Григорович (UA), Олійниченко Богдан Петрович (UA)
(22) Дата подання заявки: 28.11.2011	(73) Власник(и): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021 (UA)
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 25.05.2012	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 25.05.2012, Бюл.№ 10	

(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ ФАЗОВИХ МАП ОПТИКО-АніЗОТРОПНИХ ШАРІВ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

(57) Реферат:

Спосіб вимірювання фазових мап оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів належить до фізичної оптики. Технічний результат корисної моделі полягає в використанні низько когерентного джерела випромінювання і зменшення кількості вимірювань.



Фіг. 1

UA 70125 U

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

5 Відомі способи вимірювання фазових зсувів лазерних полів є кореляційними по своїй природі і засновані на визначенні змін інтенсивності інтерференційних розподілів. Вся сукупність вимірних значень інтенсивності являє собою результат суперпозиції об'єктного і опорного лазерного поля.

10 Відомий оптичний спосіб вимірювання координатних розподілів фаз лазерних зображень оптико-анізотропних шарів [O.V. Angel'skii, A.G. Ushenko, A.D. Arheluk, S.B. Ermolenko, D.N. Burkovets, U.A. Ushenko, "Polarization-Phase Visualization and Processing of Coherent Images of Fractal Structures of Biotissues", Journal of Applied Spectroscopy, vol. 67(5), pp. 919-923, 2000], заснований на аналізі зміни інтенсивності інтерференційних розподілів лазерних зображень. Недоліком способу є низька точність вимірювання, обумовлена відсутністю достатньої

15 роздільної здатності у визначенні координатного розподілу фазових зсувів, що приводить до обмеження функціональних можливостей діагностики оптичної анізотропії.

Прототипом корисної моделі є спосіб прямого поляризаційного визначення координатних розподілів фаз оптико-анізотропного шару за аналізом двовимірних масивів значень азимутів і еліптичності поляризації лазерних зображень, який включає формування різнополяризованих

20 лазерних пучків зондування зразку біологічної тканини, в подальшому об'єкта, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності [A.G. Ushenko, D.N. Burkovets, Yu.A. Ushenko, "Polarization-Phase Mapping and Reconstruction of Biological Tissue Architectonics during Diagnosis of Pathological Lesions", Optics and Spectroscopy, vol. 93(3), pp. 449-456, 2002], при якому структура фазової мапи визначається

25 шляхом покрокового аналізу гістограм випадкових значень станів поляризації.

Недоліками прототипу є низька точність вимірювання, обумовлена великою кількістю вимірювань, пов'язаних із різнополяризованим зондуванням шарів біологічного об'єкта та аналізом різнополяризованих складових інтенсивностей їх лазерних зображень, а також

30 формуванням розвиненого спекл - фону у зображенні біологічної тканини за рахунок використання висококогерентного джерела зонduючого випромінювання, що спотворює координатний розподіл азимутів і еліптичностей поляризації і знижує інформативність методу.

В основу корисної моделі поставлена задача створення способу вимірювання фазових мап оптико-анізотропних шарів, в якому за рахунок використання низькокогерентного джерела

35 випромінювання і зменшення кількості вимірювань, пов'язаних тільки з використанням циркулярно поляризованого зондування шарів біологічного об'єкта та циркулярно поляризованої фільтрації та алгоритмічної обробки інтенсивності його лазерного зображення, досягається підвищення точності, що приводить до розширення функціональних можливостей діагностики оптичної анізотропії.

40 Поставлена задача вирішується тим, що у способі вимірювання фазових мап оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів, який включає формування поляризованого лазерного пучка зондування біологічного об'єкта, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, вимірювання координатних розподілів

45 поляризованих складових інтенсивності, який відрізняється тим, що об'єкт зонduють випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують паралельний правоциркулярно поляризований 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 $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$, кожний з яких володіє просторовою

50 роздільною здатністю 2 $\mu\text{м}$, вимірюють координатний розподіл інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом використання лівоциркулярно поляризованого фільтра, обчислюють шляхом алгоритмічної обробки величин інтенсивності значення фазового зсуву, на основі чого одержують фазову мапу оптико-анізотропного шару.

55 Спільними ознаками прототипу та рішення, що заявляється, є використання лазерного випромінювання та вимірювання координатних розподілів інтенсивності поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень для визначення їх фазової структури. Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що використовують циркулярно поляризоване низько когерентне лазерне випромінювання із наступним одноканальним лівоциркулярно поляризованим аналізом його лазерних зображень.

На Фіг.1 представлено оптичну схему пристрою, який реалізує запропонований спосіб; на Фіг.2 представлено приклад координатного розподілу фазових зсувів лазерного зображення біологічного об'єкта (плазми крові).

Пристрій, який реалізує запропонований спосіб, містить напівпровідниковий лазер 1, оптичний вихід якого через коліматор 2 і чвертьхвильову пластинку 3 оптично з'єднаний через поляризатор 4 з чвертьхвильовою пластинкою 5, оптичний вихід якої з'єднаний через біооб'єкт 6 і мікрооб'єктив 7 з оптичним входом поляризаційного фільтра, утвореного чвертьхвильовою пластинкою 8 і аналізатором 9. Вихід поляризаційного фільтра оптично з'єднаний з входом цифрової світлочутливої камери 10, вихід якої з'єднаний з входом персонального комп'ютера 11.

Теоретичним підґрунтям для використання способу та пристрою для його реалізації є наступні дані.

Розглянемо процес перетворення комплексної амплітуди ($E \rightarrow U$) лазерної хвилі, що пройшла крізь анізотропний шар ($\{M\}$), який розміщений між двох перехрещених фазових фільтрів - чвертьхвильових пластинок ($\{\Phi_1\}$ і $\{\Phi_2\}$) і поляризаторів ($\{P_1\}$ і $\{P_2\}$), площини пропускання яких складають кути з осями найбільшої швидкості $+45^\circ$ і -45° .

Амплітуда U перетвореного лазерного пучка визначається наступним матричним рівнянням $U = 0,25 \{P_2\} \{\Phi_2\} \{M\} \{\Phi_1\} \{P_1\} E$. (1)

Тут

$$\begin{cases} E = \begin{pmatrix} E_x \\ E_y \exp(-i\delta_0) \end{pmatrix}; U = \begin{pmatrix} E_x \\ E_y \exp(-i\delta) \end{pmatrix}; \\ \{P_1\} = \begin{vmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{vmatrix}; \{P_2\} = \begin{vmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{vmatrix}; \{\Phi_1\} = \begin{vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & i \end{vmatrix}; \{\Phi_2\} = \begin{vmatrix} i & 0 \\ 0 & 1 \end{vmatrix}. \end{cases} \quad (2)$$

Для часткового випадку плоскополяризованої хвилі $E (E_x = E_y; \delta_0 = 0) = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix}$ рівняння (1) набуває вигляду

$$U = 0,25 \begin{vmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{vmatrix} \begin{vmatrix} i & 0 \\ 0 & 1 \end{vmatrix} \times \begin{vmatrix} \cos^2 \rho + \sin^2 \rho \exp[-i\delta] & \cos \rho \sin \rho \{1 - \exp[-i\delta]\} \\ \cos \rho \sin \rho \{1 - \exp[-i\delta]\} & \sin^2 \rho + \cos^2 \rho \exp[-i\delta] \end{vmatrix} \times \begin{vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & i \end{vmatrix} \begin{vmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{vmatrix}$$

Розв'язком останнього матричного рівняння є значення комплексної амплітуди $U(\delta)$, що визначається фазовим зсувом δ . На цій основі можна записати

$$I(\delta) = U U^* = I_0 \sin^2 \left[\frac{\delta}{2} \right], \quad (3)$$

де I_0 - інтенсивність зонduючого лазерного пучка, $I(\delta)$ - мапа інтенсивностей лазерного зображення шару біологічного об'єкта.

Співвідношення (3) визначає алгоритм безпосереднього експериментального вимірювання координатного розподілу мапи фазових зсувів у лазерному зображенні оптико-анізотропного шару біологічного об'єкта.

Спосіб здійснюється наступним чином. Для формування поляризованого лазерного пучка для зондування біологічного об'єкта 6 із випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода 1 ($\lambda = 0,64$ мкм), що пройшло через коліматор 2 та чвертьхвильову пластинку 3, формують правоциркулярно поляризований пучок, який перетворюють за допомогою поляризатора 4 у лінійно поляризований пучок з азимутом 45° , який за допомогою чвертьхвильової пластинки 5 перетворюється на правоциркулярний пучок із стабільною інтенсивністю. Вісь найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки 5 орієнтується під кутом $\Theta = 45^\circ$ відносно площини пропускання поляризатора 4.

Зображення анізотропних шарів біологічного об'єкта 6 проєктують за допомогою мікрооб'єктива 7 через чвертьхвильову пластинку 8 та аналізатор 9 у площину світлочутливої площадки ($m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$) CCD камери 10. Шляхом розміщення площини пропускання аналізатора 9 під кутом $\Theta = -45^\circ$ відносно осі найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки 8 формують умови пропускання лівоциркулярно поляризованого випромінювання лазерного зображення анізотропного шару біологічного об'єкта.

Розподіл інтенсивності I_δ таких коливань реєструється сукупністю пікселів CCD-камери 10, який алгоритмічно обробляють за формулою (3) у персональному комп'ютері 11.

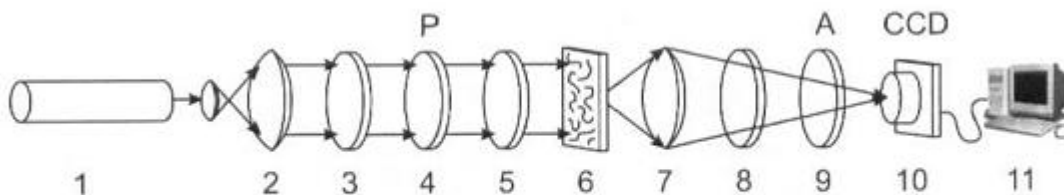
Таким чином, одержують двовимірний дискретний розподіл $I_\delta \begin{pmatrix} r_{11} & r_{1n} \\ r_{m1} & r_{mn} \end{pmatrix}$ інтенсивності, який алгоритмічно обробляють за формулою (3) у персональному комп'ютері 11, де

розраховують координатні розподіли (фазові мали) фазових зсувів $S(m \times n)$ лазерного зображення анізотропного шару біологічного об'єкта 6.

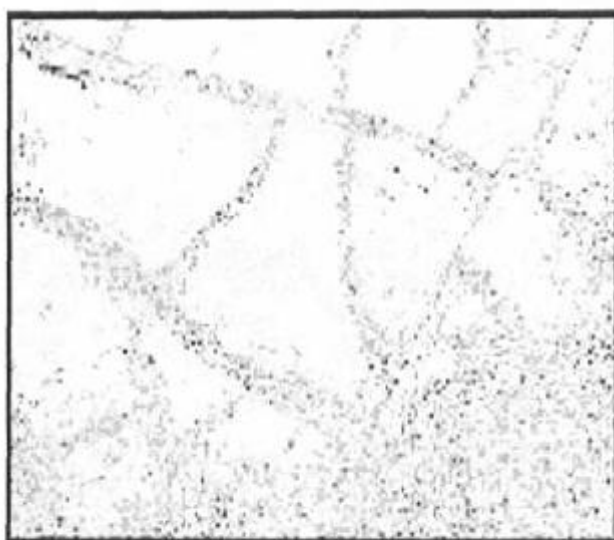
Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до підвищення точності вимірювання фазових карт анізотропних шарів і розширення функціональних можливостей шляхом одноканального зондування і поляризаційного аналізу лазерних зображень. При цьому вперше використано низько когерентне лазерне випромінювання із довжиною хвилі 0,64 мкм та проведення моніторингу змін координатних розподілів інтенсивності поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень анізотропного шару біологічного об'єкта.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб вимірювання фазових карт оптико-анізотропних шарів біологічних об'єктів, що включає формування поляризованого лазерного пучка зондування біологічного об'єкта, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, вимірювання координатних розподілів поляризованих складових інтенсивності, який **відрізняється** тим, що об'єкт зондують випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують паралельний правоциркулярно поляризований 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 $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$, кожний з яких володіє просторовою роздільною здатністю 2 $\mu\text{м}$, вимірюють координатний розподіл інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом використання лівоциркулярно поляризованого фільтра та обчислюють шляхом алгоритмічної обробки величин інтенсивності значення фазового зсуву.



Фіг. 1



Фіг. 2

Комп'ютерна верстка А. Рябко

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