



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **70756** (13) **U**
(51) МПК (2012.01)
G01N 33/00

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

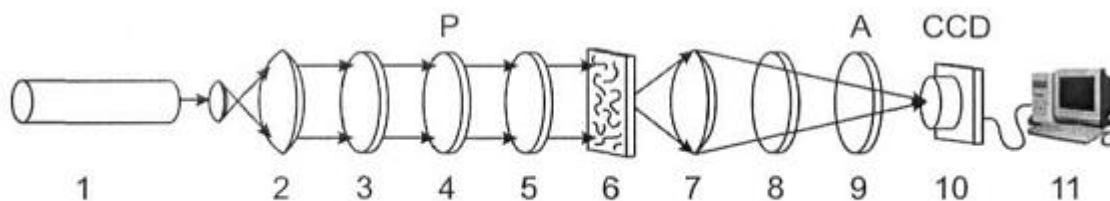
(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2011 14314	(72) Винахідник(и): Заболотна Наталія Іванівна (UA), Шолота Владіслав Васильович (UA), Чередник Олександр Геннадійович (UA)
(22) Дата подання заявки: 05.12.2011	(73) Власник(и): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ, вул. Хмельницьке шосе, 95, м.Вінниця, 21021 (UA)
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 25.06.2012	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 25.06.2012, Бюл.№ 12	

(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ ФАЗОВИХ ТОМОГРАМ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ МЕРЕЖ ОПТИКО-АніЗОТРОПНИХ ШАРІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

(57) Реферат:

Спосіб вимірювання фазових томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних шарів, в якому формують різнополяризовані лазерні пучки зондування зразка біологічної тканини, проектують лазерне зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивностей. Зразок біологічної тканини зондують випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають його крізь три канали поляризаційного фільтра-опромінювача, що формує серію зондувальних пучків з азимутами поляризації "0°"; "90°"



Фіг. 1

UA 70756 U

Корисна модель належить до фізичної оптики, лазерної фізики, а також до вимірювальної техніки і може бути використана для вимірювання координатних розподілів фаз, сформованих двопронезаломлюючими шарами біологічних тканин, що актуально у діагностиці їх полікристалічної структури.

5 Відомий оптичний спосіб вимірювання розподілу фаз оптично анізотропних шарів біологічних шарів, описаний в [A.G. Ushenko, "Laser polarimetry of polarization-phase statistical moments of the object field of optically anisotropic scattering layers," Optics and Spectroscopy, vol. 91(2), pp. 313-316, 2001], заснований на аналізі кутових змін інтенсивності пучків різнополяризованого лазерного розсіяного лазерного випромінювання у далекій зоні дифракції
10 Фраунгофера.

Недоліками способу 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 фазової томограми і знижує інформативність способу та обмежує його функціональні
15 можливості.

Прототипом корисної моделі є спосіб визначення координатних розподілів фазового елемента матриці Мюллера біологічних тканин (фазової томограми), який включає формування різнополяризованих лазерних пучків зондування зразка біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що
20 обертається, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності [O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, V.P. Pishak, "Statistical and Fractal Structure of Biological Tissue Mueller Matrix Images", in Optical Correlation Techniques and Applications, Oleg V. Angelsky, Ed. Washington: Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, 2007, pp. 213-266], при якому двопронезаломлюючу структуру оптико-анізотропної складової визначають шляхом порядкового аналізу гістограм випадкових значень фазової томограми, що характеризує ступінь двопронезаломлення.

Недоліками прототипу є низька точність вимірювання, обумовлена використанням одноканального опромінення та поляризаційного аналізу лазерних зображень, а також формуванням розвиненого спекл-фону у зображенні біологічної тканини за рахунок
30 використання висококогерентного джерела зондувального випромінювання, що спотворює координатний розподіл фазової томограми і знижує інформативність методу та обмежує функціональні можливості.

В основу корисної моделі поставлена задача створення способу вимірювання фазових томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин, в якому за
35 рахунок використання низькокогерентного багатоканального поляризаційного зондування оптико-анізотропних шарів біологічних тканин та аналізу їх лазерних зображень досягається підвищення точності, що приводить до розширення функціональних можливостей діагностики оптичної анізотропії.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі вимірювання фазових томограм
40 полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних шарів, в якому формують різнополяризовані лазерні пучки зондування зразка біологічної тканини, проектують лазерне зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності, причому зразок біологічної тканини зондують випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з
45 довжиною хвилі 0,64 мкм, формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають його крізь три канали поляризаційного фільтра-опромінювача, що формує серію зондувальних пучків з азимутами поляризації "0°"; "90°" і "права циркуляція", в межах кожного каналу зондування за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-
50 анізотропного шару в площині цифрової світлочутливої камери, що налічує $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність 2 $\mu\text{м}$, для кожного типу поляризації зондувального пучка вимірюють два координатні розподіли інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом використання двох паралельних каналів ортогонального поляризаційного аналізу "права циркуляція" і "ліва циркуляція" та обчислюють шляхом
55 алгоритмічної обробки величин інтенсивностей значення фазового елемента матриці Мюллера, на основі чого одержують фазову томограму.

На фіг. 1 представлено оптичну схему пристрою, який реалізує запропонований спосіб, на фіг. 2 представлено приклад фазової томограми гістологічного зрізу тканини дерми шкіри.

Пристрій, який реалізує запропонований спосіб, містить напівпровідниковий лазер 1,
60 оптичний вихід якого через коліматор 2 і чвертьхвильову пластинку 3 оптично з'єднаний із

триканальним поляризаційним опромінювачем, утвореним поляризатором 4 і чвертьхвильовою пластинкою 5, оптичний вихід якого з'єднаний через біоб'єкт 6 і мікрооб'єктив 7 з оптичним входом двоканального блока поляризаційного аналізу, утвореного чвертьхвильовою пластинкою 8 і аналізатором 9. Вихід двоканального блока поляризаційного аналізу оптично з'єднаний з входом цифрової світлочутливої камери 10, вихід якої з'єднаний з входом персонального комп'ютера 11.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані. У результаті багатоканального зондування зразка біологічної тканини лінійно поляризованими з різними азимутами (0° ; 90°) і правоциркулярно поляризованими (\otimes) пучками ($s=0^\circ$; 90° ; \otimes) і поляризаційного аналізу право- (\otimes) і ліво- (\oplus) циркулярними фільтрами ($j=\otimes, \oplus$) визначається 4-й параметр вектора Стокса зображення анізотропного шару $\{S_4^i\}$ на основі отриманих шести інтенсивностей I_j^i зображень

$$\begin{cases} S_4^0 = I_{\otimes}^0 - I_{\oplus}^0; \\ S_4^{90} = I_{\otimes}^{90} - I_{\oplus}^{90}; \\ S_4^{\otimes} = I_{\otimes}^{\otimes} - I_{\oplus}^{\otimes}. \end{cases} \quad (1)$$

Враховуючи зв'язок між фазовим елементом матриці Мюллера z_{44} і значеннями 4-го параметра вектора Стокса

$$z_{44} = S_4^{\otimes} - 0,5(S_4^0 + S_4^{90}),$$

матричний елемент можна записати у нормованому вигляді так:

$$Z_{44} = \frac{I_{\otimes}^{\otimes} - I_{\oplus}^{\otimes}}{I_{\otimes}^{\otimes} + I_{\oplus}^{\otimes}} - 0,5 * \left(\frac{I_{\otimes}^0 - I_{\oplus}^0}{I_{\otimes}^0 + I_{\oplus}^0} + \frac{I_{\otimes}^{90} - I_{\oplus}^{90}}{I_{\otimes}^{90} + I_{\oplus}^{90}} \right). \quad (2)$$

Тоді фазова томограма полікристалічної мережі оптико-анізотропного шару біологічної тканини визначається за таким співвідношенням:

$$\delta = \arccos Z_{44}. \quad (3)$$

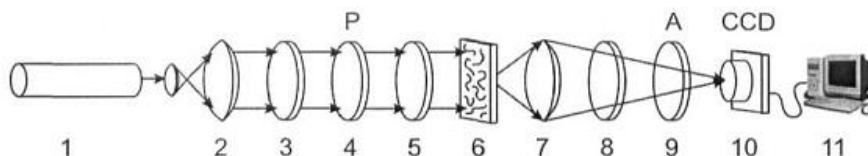
Спосіб здійснюється наступним чином. Опромінювання проводять паралельним, сформованим за допомогою коліматора 2, пучком ($\varnothing=10^4$ мкм) напівпровідникового лазера ($\lambda=0,64$ мкм) 1. За допомогою чвертьхвильової пластинки 3 формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, який послідовно пропускають через три канали поляризаційного фільтра-опромінювача, утвореного поляризатором 4 і чвертьхвильовою пластинкою 5. На виході поляризаційного фільтра-опромінювача послідовно формують серію поляризаційних лазерних пучків з азимутами поляризації « 0° », « 90° » і «права циркуляція», якими послідовно зондують біологічний об'єкт 6. Зображення анізотропного шару 6 проєктують в межах кожного каналу зондування за допомогою мікрооб'єктива 7 через два канали блока поляризаційного аналізу, утвореного чвертьхвильовою пластинкою 8 і аналізатором 9, в площину світлочутливої площадки $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$ цифрової світлочутливої CCD камери 10. При цьому шляхом обертання площини пропускання аналізатора 9 на кути $\Theta = \pm 45^\circ$ відносно осі найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки 8 формують умови пропускання право-, і лівоциркулярно поляризованих коливань точок лазерного зображення біологічного об'єкта 6.

Розподіли інтенсивності I_j^i таких коливань реєструють сукупністю пікселів CCD-камери 10. Далі шляхом алгоритмічної обробки величин шести вимірних інтенсивностей за допомогою персонального комп'ютера 11 згідно з співвідношенням (2) розраховують значення фазового елемента z_{44} матриці Мюллера, на основі яких одержують координатні розподіли фазових зсувів $S(m \times n)$ (фазові томограми) анізотропного шару біологічної тканини (фіг. 2).

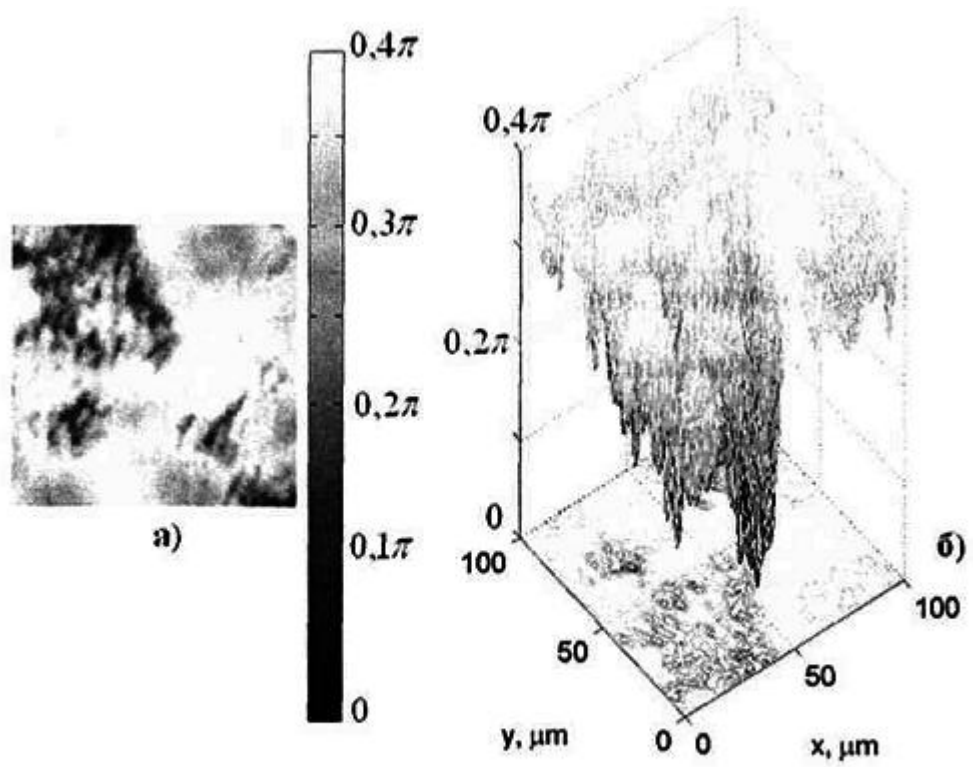
Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до покращення точності вимірювання фазової тограми шляхом багатоканального зондування і поляризаційного аналізу серії лазерних зображень, а також до розширення функціональних можливостей діагностики анізотропії фазово-неоднорідних шарів. При цьому вперше використано низькокогерентне лазерне випромінювання із довжиною хвилі $0,64$ мкм та проведення багатоканального моніторингу змін координатних розподілів інтенсивності різнополяризованих лазерних зображень анізотропного шару.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб вимірювання фазових томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних шарів, в якому формують різнополяризовані лазерні пучки зондування зразка біологічної тканини, проєктують лазерне зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності, який **відрізняється** тим, що зразок біологічної тканини зондують випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають його крізь три канали поляризаційного фільтра-опромінювача, що формує серію зондувальних пучків з азимутами поляризації "0°"; "90°" і "права циркуляція", в межах кожного каналу зондування за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару в площині цифрової світлочутливої камери, що налічує $m \times n$ $pix \times 600$ pix , кожний з яких має просторову роздільну здатність $2/\mu m$, для кожного типу поляризації зондувального пучка вимірюють два координатні розподіли інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом використання двох паралельних каналів ортогонального поляризаційного аналізу "права циркуляція" і "ліва циркуляція" та обчислюють шляхом алгоритмічної обробки величин інтенсивностей значення фазового елемента матриці Мюллера, на основі чого одержують фазову томограму.



Фіг. 1



Фиг. 2

Комп'ютерна верстка І. Скворцова

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