



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **86607** (13) **U**
(51) МПК (2013.01)
G01N 33/48 (2006.01)
A61B 5/00

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2013 06576	(72) Винахідник(и): Заболотна Наталія Іванівна (UA), Павлов Сергій Володимирович (UA), Костюк Сергій Володимирович (UA), Колотченко Ірина Володимирівна (UA)
(22) Дата подання заявки: 27.05.2013	
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 10.01.2014	(73) Власник(и): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021 (UA)
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 10.01.2014, Бюл.№ 1	

(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЇ ОРІЄНТАЦІЙНОЇ ТОМОГРАМИ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ МЕРЕЖ ОПТИКО-АНІЗОТРОПНИХ ШАРІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

(57) Реферат:

Спосіб вимірювання Мюллер-матричної орієнтаційної томограми полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин, в якому формують різнополяризовані лазерні пучки зондування шару біологічної тканини, проектують лазерне зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності. Шар біологічної тканини зондують випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діоду з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають його крізь триканальний поляризатор, що формує серію зондувальних пучків з азимутами поляризації "0°"; "90°" і "45°", в межах кожного каналу зондування за допомогою мікрооб'єктиву, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару в площині цифрової світлочутливої камери, для кожного типу поляризації зондувального пучка вимірюють два координатні розподіли інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом використання паралельних каналів ортогонального поляризаційного аналізу "права циркуляція" і "ліва циркуляція" та обчислюють шляхом алгоритмічної обробки величин інтенсивностей значення орієнтаційних елементів матриці Мюллера, на основі чого одержують Мюллер-матричну орієнтаційну томограму.

UA 86607 U

Корисна модель належить до фізичної оптики, лазерної фізики, а також до вимірювальної техніки і може бути використана для вимірювання орієнтаційної томограми розподілів напрямів оптичних осей оптико-анізотропних шарів біологічних тканин, що актуально у діагностиці їх полікристалічної структури.

5 Відомий оптичний спосіб вимірювання напрямів орієнтаційних осей полікристалічних мереж оптично анізотропних шарів, описаний в [Alexander G. Ushenko and Vasiliï P. Pishak, "Laser Polarimetry of Biological Tissue: Principles and Applications", in Handbook of Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science, Vol. 1, pp. 93-138, edited by Valery V. Tuchin, Kluwer Academic Publishers, 2004], заснований на аналізі кутових змін
10 інтенсивності пучків різнополяризованого лазерного розсіяного лазерного випромінювання у далекій зоні дифракції Фраунгофера.

Недоліком способу є низька точність вимірювання, обумовлена ефектом просторово-частотної фільтрації - втратою високих частот у далекій зоні дифракції, а також формування розвиненого спекл-фону у зображенні біологічної тканини, що приводить до обмеження
15 функціональних можливостей відтворення орієнтаційної структури полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних шарів.

Найближчим аналогом корисної моделі є спосіб вимірювання Мюллер-матричної орієнтаційної томограми полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин, який включає формування різнополяризованих лазерних пучків зондування зрізу біологічної
20 тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності [O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, "Polarization reconstruction of orientation structure of biological tissues birefringent architectonic nets by using their Mueller-matrix speckle-images, "
25 орієнтаційну структуру полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних шарів визначають шляхом порядкового аналізу гістограм випадкових значень орієнтаційних елементів матриці Мюллера.

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

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

40 Поставлена задача вирішується тим, що у способі вимірювання Мюллер-матричної орієнтаційної томограми полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин, в якому формують різнополяризовані лазерні пучки зондування шару біологічної тканини, проектують лазерне зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності,
45 згідно з корисною моделлю шар біологічної тканини зондують випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діоду з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають його крізь триканальний поляризатор, що формує серію зондувальних пучків з азимутами поляризації "0°"; "90°" і "45°", в межах кожного каналу зондування за допомогою мікрооб'єктиву,
50 кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару в площині цифрової світлочутливої камери, що налічує $m \times n = 800 \text{ pix} \times 600 \text{ pix}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність 2 μm , для кожного типу поляризації зондувального пучка вимірюють два координатні розподіли інтенсивності лазерного зображення оптико анізотропного шару шляхом використання паралельних каналів
55 ортогонального поляризаційного аналізу "права циркуляція" і "ліва циркуляція" та обчислюють шляхом алгоритмічної обробки величин інтенсивностей значення орієнтаційних елементів матриці Мюллера, на основі чого одержують Мюллер-матричну орієнтаційну томограму.

На фіг. 1 представлено оптичну схему пристрою, який реалізує запропонований спосіб, на фіг. 2 представлено приклад орієнтаційної томограми гістологічного зрізу м'язової тканини.

Пристрій, який реалізує запропонований спосіб, містить напівпровідниковий низькокогерентний лазер 1, оптичний вихід якого через коліматор 2 і чвертьхвильову пластинку 3 оптично з'єднаний із триканальним поляризатором 4, оптичний вихід якого через мікрооб'єктив 6 з'єднаний з оптичним входом двоканального блоку поляризаційного аналізу, утвореного чвертьхвильовою пластинкою 7 і аналізатором 8. Вихід двоканального блоку поляризаційного аналізу оптично з'єднаний з входом цифрової світлочутливої камери 9, вихід якої з'єднаний з входом персонального комп'ютера 10. Цифрою 5 позначено шар біологічної тканини.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані.

У результаті багатоканального зондування зразка біологічної тканини лінійно поляризованими з різними азимутами ($0^\circ, 90^\circ, 45^\circ$) лазерними пучками ($i = 0^\circ; 90^\circ; 45^\circ$) і поляризаційного аналізу право - (\otimes) і ліво - (\oplus) циркулярними фільтрами ($j = \otimes, \oplus$) визначається 4-й параметр вектора Стокса зображення анізотропного шару $\{S_i\}$ на основі отриманих шести інтенсивностей I_j^i зображень:

$$\begin{cases} S_4^0 = I_{\otimes}^0 - I_{\oplus}^0; \\ S_4^{90} = I_{\otimes}^{90} - I_{\oplus}^{90}; \\ S_4^{45} = I_{\otimes}^{45} - I_{\oplus}^{45}. \end{cases}$$

Враховуючи зв'язок між орієнтаційними $Z_{41;42;43}$ елементами матриці Мюллера і значеннями 4-го параметра вектора Стокса

$$z_{41} = 0,5(S_4^0 + S_4^{90})$$

$$z_{42} = 0,5(S_4^0 - S_4^{90}),$$

$$z_{43} = S_4^{45} - z_{41}$$

матричні елементи $Z_{41;42;43}$ можна записати у нормованому вигляді так:

$$z_{41} = 0,5 \left(\frac{I_{\otimes}^0 - I_{\oplus}^0}{I_{\otimes}^0 + I_{\oplus}^0} + \frac{I_{\otimes}^{90} - I_{\oplus}^{90}}{I_{\otimes}^{90} + I_{\oplus}^{90}} \right), \quad (1)$$

$$z_{42} = 0,5 \left(\frac{I_{\otimes}^0 - I_{\oplus}^0}{I_{\otimes}^0 + I_{\oplus}^0} - \frac{I_{\otimes}^{90} - I_{\oplus}^{90}}{I_{\otimes}^{90} + I_{\oplus}^{90}} \right), \quad (2)$$

$$z_{43} = \frac{I_{\otimes}^{45} - I_{\oplus}^{45}}{I_{\otimes}^{45} + I_{\oplus}^{45}} - z_{41}. \quad (3)$$

Мюллер-матрична орієнтаційна томограма полікристалічної мережі оптико-анізотропного шару біологічної тканини визначається як

$$\rho(jk) = 0,5 \operatorname{arccctg} \left[\frac{z_{34;43}(jk)}{z_{24;42}(jk)} \right], \quad (4)$$

що з урахуванням (1)-(3) дозволяє отримати співвідношення, покладене в основу запропонованого способу:

$$\rho(jk) = 0,5 \operatorname{arccctg} \left[\frac{\frac{I_{\otimes}^{45} - I_{\oplus}^{45}}{I_{\otimes}^{45} + I_{\oplus}^{45}} - 0,5 \left(\frac{I_{\otimes}^0 - I_{\oplus}^0}{I_{\otimes}^0 + I_{\oplus}^0} + \frac{I_{\otimes}^{90} - I_{\oplus}^{90}}{I_{\otimes}^{90} + I_{\oplus}^{90}} \right) (jk)}{0,5 \left(\frac{I_{\otimes}^0 - I_{\oplus}^0}{I_{\otimes}^0 + I_{\oplus}^0} + \frac{I_{\otimes}^{90} - I_{\oplus}^{90}}{I_{\otimes}^{90} + I_{\oplus}^{90}} \right) (jk)} \right]. \quad (5)$$

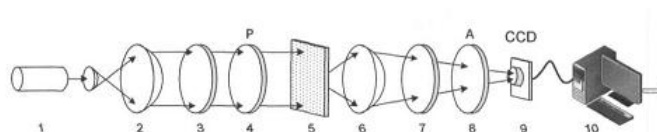
Спосіб здійснюється наступним чином. Опроміювання проводять паралельним, сформованим за допомогою коліматора 2, пучком напівпровідникового лазера 1. За допомогою чвертьхвильової пластинки 3 формують паралельний правоциркулярний поляризований лазерний пучок і послідовно пропускають його крізь триканальний поляризатор 4, що формує серію зондувальних пучків з азимутами поляризації "0°", "90°" і "45°", яким послідовно зондують шар біологічної тканини 5. Зображення анізотропного шару біологічної тканини 5 проєктують в межах кожного каналу зондування за допомогою мікрооб'єктива 6 через два канали блоку поляризаційного аналізу, утвореного чвертьхвильовою пластинкою 7 і аналізатором 8, в

площину світлочутливої площадки $m \times n=800 \text{ пік} \times 600 \text{ пік}$ цифрової світлочутливої CCD камери 9. При цьому шляхом обертання площини пропускання аналізатора 8 на кути $\Theta = \pm 45^\circ$ відносно осі найбільшої швидкості чвертьхвильові пластинки 7 формують умови пропускання право- і лівоциркулярно поляризованих коливань точок лазерного зображення шару біологічної тканини

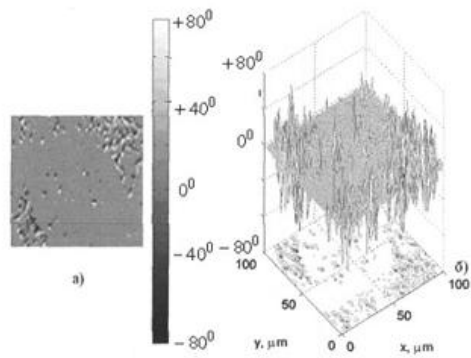
- 5 5. Розподіли інтенсивності I_j^i таких коливань реєструють сукупністю пікселів CCD-камери 9. Далі шляхом алгоритмічної обробки величин шести вимірних інтенсивностей за допомогою персонального комп'ютера 10 згідно співвідношень (1)-(3) розраховують значення орієнтаційних елементів $Z_{41;42;43}$ матриці Мюллера, на основі яких за співвідношенням (5) одержують Мюллер-матричні орієнтаційні томограми шару біологічної тканини (фіг. 2).
- 10 Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей діагностики орієнтаційної будови двоприменезаломлюючої мережі анізотропних шарів і покращення точності вимірювання Мюллер-матричних орієнтаційних томограм шляхом багатоканального зондування і поляризаційного аналізу серії лазерних зображень. При цьому вперше використано
- 15 низькокогерентне лазерне випромінювання із довжиною хвилі $0,64 \text{ мкм}$ та проведення багатоканального моніторингу змін координатних розподілів інтенсивності різнополяризованих лазерних зображень анізотропного шару.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

- 20 Спосіб вимірювання Мюллер-матричної орієнтаційної томограми полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин, в якому формують різнополяризовані лазерні пучки зондування шару біологічної тканини, проектують лазерне зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірюють координатні
- 25 розподіли різнополяризованих складових інтенсивності, який **відрізняється** тим, що шар біологічної тканини зондують випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діоду з довжиною хвилі $0,64 \text{ мкм}$, формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають його крізь триканальний поляризатор, що формує серію зондувальних пучків з азимутами поляризації "0°", "90°" і "45°", в межах
- 30 кожного каналу зондування 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 $m \times n = 800 \text{ пік} \times 600 \text{ пік}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність 2 мкм , для кожного типу поляризації зондувального пучка вимірюють два координатні розподіли інтенсивності лазерного зображення оптико-
- 35 анізотропного шару шляхом використання паралельних каналів ортогонального поляризаційного аналізу "права циркуляція" і "ліва циркуляція" та обчислюють шляхом алгоритмічної обробки величин інтенсивностей значення орієнтаційних елементів матриці Мюллера, на основі чого одержують Мюллер-матричну орієнтаційну томограму.



Фіг. 1



Фіг. 2

Комп'ютерна верстка Л. Бурлак

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