



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **102237** (13) **U**
(51) МПК (2015.01)
G01N 33/48 (2006.01)
G01N 21/00

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

| | |
|---|--|
| (21) Номер заявки: u 2015 03161 | (72) Винахідник(и): Заболотна Наталія Іванівна (UA) |
| (22) Дата подання заявки: 06.04.2015 | (73) Власник(и): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021 (UA) |
| (24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 26.10.2015 | |
| (46) Публікація відомостей про видачу патенту: 26.10.2015, Бюл.№ 20 | |

(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ ОРІЄНТАЦІЙНИХ ТОМОГРАМ ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ МЕРЕЖ ОПТИКО-АНІЗОТРОПНИХ ШАРІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

(57) Реферат:

Спосіб вимірювання орієнтаційних томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів включає формування поляризованого лазерного пучка у вигляді випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм, із якого формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, пропускають його через поляризатор, що формує серію різнополяризованих лазерних пучків з азимутами поляризації, якими зондують шар біологічної тканини, проектують лазерне зображення шару біологічної тканини за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, у площину цифрової світлочутливої камери, що налічує $m \times n = 800 \text{ріх} \times 600 \text{ріх}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність $2 \mu\text{m}$, пропускають крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності зображення. За допомогою лінійного поляризатора формують паралельний лінійно поляризований лазерний пучок з азимутом α , яким зондують шар біологічної тканини, лазерне зображення якого проектують крізь схрещений поляризаційний фільтр з площиною пропускання, орієнтованою під кутом $\alpha + 0,5\pi$, синхронно обертають систему поляризатор-аналізатор на кути від $\theta = 0 \div \pi$ з кроком $\Delta\theta = \frac{\pi}{180}$. Для кожного кроку $\Delta\theta$ вимірюють координатний розподіл нульового рівня інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару, на основі чого одержують координатний розподіл однакових орієнтацій оптичних осей полікристалічної мережі шару біологічної тканини або його орієнтаційну томограму.

UA 102237 U

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

5 Відомий оптичний спосіб вимірювання координатних розподілів напрямів оптичних осей мережі кристалів оптично анізотропних шарів, описаний в [Angel'skii O.V. Polarization-correlation analysis of anisotropic structures in bone tissue for the diagnostics of pathological changes [O.V. Angel'skii, A.G. Ushenko, D.N. Burkovets, Yu. A. Ushenko // Optics and Spectroscopy/ - 2001-Vol. 90(3). - P. 458-462], заснований на аналізі зміни розподілів азимутів поляризації лазерних зображень.

10 Недоліком способу є низька точність вимірювання та відсутність достатньої роздільної здатності у визначенні координатного розподілу орієнтацій оптичних осей полікристалічної мережі, що приводить до обмеження функціональних можливостей способу вимірювання орієнтаційних томограм.

15 Найближчим аналогом корисної моделі є спосіб вимірювання орієнтаційних томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів, який включає формування поляризованого лазерного пучка у вигляді випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діоду з довжиною хвилі 0,64 мкм, із якого формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, пропускають його через поляризатор, що формує серію різнополяризованих лазерних пучків з азимутами поляризації "0°", "90°" і "45°", якими зондують шар біологічної тканини, 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 $m \times n = 800 \text{pix} \times 600 \text{pix}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність $m \times n = 800 \text{pix} \times 600 \text{pix}$, 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 [Патент 86607 Україна, МПК G01N 33/48, A61B 5/00. Спосіб вимірювання Мюллер-матричної орієнтаційної томограми полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин / Заболотна Н.І., Павлов С.В., Костюк С.В., Колотченко Н.В.; заявник та патентовл. ВНТУ; заявл. 27.05.13; публ. 10.01.14, Бюл. № 1].

35 Недоліками найближчого аналога є низька точність вимірювання, обумовлена опосередкованим способом одержання орієнтаційних томограм на основі алгоритмічної обробки вимірюваних шести різнополяризованих інтенсивностей лазерного зображення оптико-анізотропного шару.

В основу корисної моделі поставлено задачу створення способу вимірювання орієнтаційних томограм полікристалічних мереж оптико - анізотропних шарів, в якому за рахунок використання поляризаційної фільтрації лазерних зображень шляхом синхронного обертання схрещених поляризатора та аналізатора із наступним вимірюванням координатних розподілів нульового рівня інтенсивності лазерного зображення досягається підвищення точності вимірювання.

45 Поставлена задача вирішується тим, що у способі вимірювання орієнтаційних томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів, який включає формування поляризованого лазерного пучка у вигляді випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм, із якого формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, пропускають його через поляризатор, що формує серію різнополяризованих лазерних пучків з азимутами поляризації, якими зондують шар біологічної тканини, проектують лазерне зображення шару біологічної тканини за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, у площину цифрової світлочутливої камери, що налічує $m \times n = 800 \text{pix} \times 600 \text{pix}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність $2 \mu\text{m}$, пропускають крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивностей зображення, згідно з корисною моделлю, за допомогою лінійного поляризатора формують паралельний лінійно поляризований лазерний пучок з азимутом α , яким зондують шар біологічної тканини, лазерне зображення якого проектують крізь схрещений поляризаційний фільтр з площиною пропускання, орієнтованою під кутом $\alpha + 0,5\pi$, синхронно обертають систему поляризатор-аналізатор на кути від $\theta = 0 \div \pi$ кроком $\Delta\theta = \frac{\pi}{180}$, для кожного кроку $\Delta\theta$ вимірюють координатний розподіл нульового рівня інтенсивності лазерного зображення оптико-

анізотропного шару, на основі чого одержують координатний розподіл однакових орієнтацій оптичних осей полікристалічної мережі шару біологічної тканини або його орієнтаційну томограму.

На фіг. 1 представлено структурну схему пристрою, який реалізує запропонований спосіб, на фіг. 2 представлено приклад орієнтаційних томограм полікристалічної мережі колагенової сітки дерми шкіри.

Пристрій, який реалізує запропонований спосіб, містить напівпровідниковий низькокогерентний лазерний діод 1 з довжиною хвилі 0,64 мкм, оптичний вихід якого через коліматор 2 і чвертьхвильову пластинку 3 оптично з'єднаний із поляризатором 4, розміщеним в поворотному пристрої 5, оптичний вихід поляризатора через досліджуваний зразок у вигляді шару біологічної тканини 6 та мікрооб'єktiv 7 з'єднаний із оптичним входом поляризаційного фільтра 8, розміщеного в поворотному пристрої 9, вихід поляризаційного фільтра оптично з'єднаний з входом цифрової світлочутливої камери 10, підключеної до комп'ютера 11, який через блок мікроконтролерного керування 12 здійснює керування поворотними пристроями 5 і 9 відповідно поляризатора 4 та лінійного поляризаційного фільтра 8 відносно їх осей.

Спосіб здійснюється таким чином. Опромінювання 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 поляризатор 4, який розміщений в поворотному пристрої 5 з фіксованими кутами обертання на кути в межах $\theta = 0 \div \pi$ з кроком $\Delta\theta = \frac{\pi}{180}$. Сформованим таким чином лінійно поляризованим з довільним азимутом α пучком зондують шар біологічної тканини 6. Мікрооб'єktiv 7 спрямовує розсіяне шаром біологічної тканини випромінювання на поляризаційний фільтр 8, оптична вісь якого орієнтована під кутом $\alpha + 0,5\pi$ до площини пропускання випромінювання, і який розміщений на поворотному пристрої 9 з фіксованими кутами обертання на кути в межах $\theta = 0 \div \pi$, з кроком $\Delta\theta = \frac{\pi}{180}$. Відфільтроване на виході поляризаційного фільтра 8 зображення анізотропного шару біологічної тканини 5 потрапляє на цифрову світлочутливу камеру 10, підключену до комп'ютера 11, який зберігає утворене зображення і через блок мікроконтролерного керування 12 здійснює керування синхронним обертанням поворотними пристроями 5 і 9 відповідно поляризатора 4 та лінійного поляризаційного фільтра 8 відносно їх осей. Шляхом алгоритмічної обробки для кожного кроку обертання $\theta_i = \theta_0 + i\Delta\theta$ за допомогою комп'ютера 11 визначають координатний розподіл нульового рівня інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару, на основі чого одержують координатний розподіл однакових орієнтацій $\rho^i = R(\theta_i)$ оптичних осей полікристалічної мережі шару біологічної тканини або його орієнтаційну томограму. Здійснюючи синхронні обертання схрещених поляризатора і поляризаційного фільтра в межах $0^\circ \leq \theta \leq 180^\circ$, можна одержати серію орієнтаційних томограм $R(\theta_k)$.

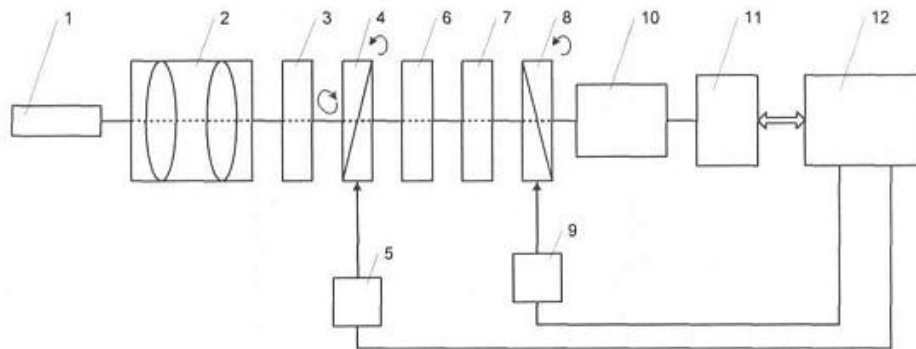
$$\left\{ \begin{array}{l} \theta = \theta_0 = 0^\circ \Rightarrow \rho^{(0)}(m \times n) \equiv R(\theta_0); \\ \theta_1 = \theta_0 + \Delta\theta \Rightarrow \rho^{(1)}(m \times n) \equiv R(\theta_1) = R(\theta_0 + \Delta\theta); \\ \vdots \\ \theta_k = \theta_{k-1} + k\Delta\theta \Rightarrow \rho^{(k)}(m \times n) \equiv R(\theta_k) = R(\theta_0 + k\Delta\theta). \end{array} \right. \quad (1)$$

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до підвищення точності вимірювання орієнтацій оптичних осей полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин. При цьому вперше виконано проведення моніторингу змін координатних розподілів нульових значень інтенсивності поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень анізотропного шару.

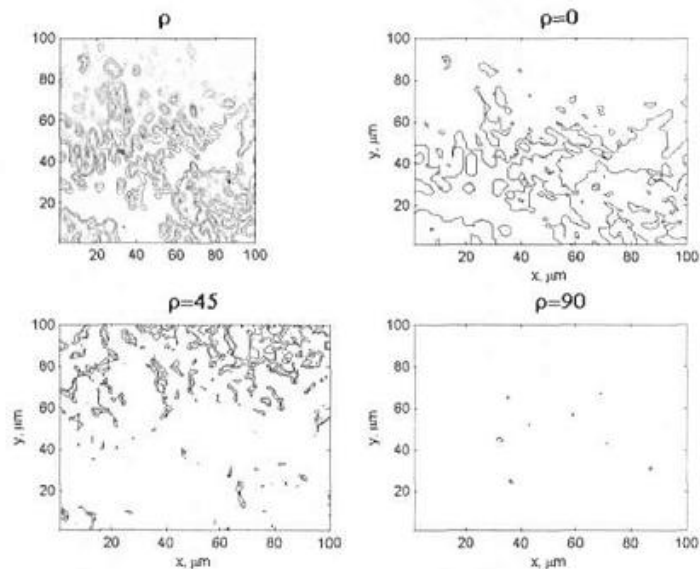
ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб вимірювання орієнтаційних томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів, який включає формування поляризованого лазерного пучка у вигляді випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм, із якого формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, пропускають його через поляризатор, що формує серію різнополяризованих лазерних пучків з азимутами поляризації, якими зондують шар біологічної тканини, проектують лазерне зображення шару

біологічної тканини за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, у площину цифрової світлочутливої камери, що налічує $m \times n = 800 \text{ріх} \times 600 \text{ріх}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність $2 \mu\text{м}$, пропускають крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності зображення, який **відрізняється** тим, що за допомогою лінійного поляризатора формують паралельний лінійно поляризований лазерний пучок з азимутом α , яким зондують шар біологічної тканини, лазерне зображення якого проєктують крізь схрещений поляризаційний фільтр з площиною пропускання, орієнтованою під кутом $\alpha + 0,5\pi$, синхронно обертають систему поляризатор-аналізатор на кути від $\theta = 0 \div \pi$ з кроком $\Delta\theta = \frac{\pi}{180}$, для кожного кроку $\Delta\theta$ вимірюють координатний розподіл нульового рівня інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару, на основі чого одержують координатний розподіл однакових орієнтацій оптичних осей полікристалічної мережі шару біологічної тканини або його орієнтаційну томограму.



Фіг. 1



Фіг. 2

Комп'ютерна верстка О. Гергіль

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

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