УКРАЇНА **(19) UA** **(11) 156806** **(13) U**

(51) МПК (2024.01)
G01N 21/00
G01N 33/00

НАЦІОНАЛЬНИЙ ОРГАН ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ ДЕРЖАВНА ОРГАНІЗАЦІЯ "УКРАЇНСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ОФІС ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ ТА ІННОВАЦІЙ"

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2024 00038**
(22) Дата подання заявки: **02.01.2024**
(24) Дата, з якої є чинними права інтелектуальної власності: **08.08.2024**
(46) Публікація відомостей про державну реєстрацію: **07.08.2024, Бюл.№ 32**

(72) Винахідник(и):
Заболотна Наталія Іванівна (UA),
Павлов Сергій Володимирович (UA),
Шолота Владислава Владиславівна (UA)
(73) Володілець (володільці):
ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ,
вул. Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021 (UA)

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

(57) Реферат:

Спосіб вимірювання орієнтаційних томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин 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, який обертають на кути від $\theta = 0 \div \pi$ з кроком $\Delta\theta = \pi/180$, і формують серію лінійно поляризованих лазерних пучків з азимутами $\alpha = \theta$, якими на кожному кроці зондують біологічну тканину. Проєктують лазерне зображення біологічної тканини за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, у площину цифрової світлочутливої камери, що налічує m×n=800 піх×600 піх, кожний з яких має просторову роздільну здатність 2 μm, пропускають через поляризаційний фільтр, що обертається. Вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності зображення. При цьому на кожному θ_i-му кроці шляхом використання шестиканального поляризаційного фільтра, який обертається в межах $\theta = 0 \div 2\pi$ з кроком 60°, отримують на виході кожного каналу послідовно шість поляризаційно відфільтрованих за азимутами лінійної поляризації 0°, 90°, 45°, 135° та за "правою циркуляцією" і "лівою циркуляцією" інтенсивностей зображень оптико-анізотропної двошарової тканини біологічної тканини. Шляхом стокс-поляриметричного аналізу одержують координатний розподіл точок (x, y) зображення двошарової біологічної тканини ($x = \overline{1; M}$; $y = \overline{1; N}$), для яких сформовано оптимальний стан поляризації опромінюючого пучка при заданому поточному куті обертання θ_i поляризатора. Обчислюють шляхом алгоритмічної обробки значення орієнтаційної томограми зовнішнього шару та підповерхневого внутрішнього шару двошарової біологічної тканини.

UA 156806 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 підповерхневих шарів двошарових біологічних структур, що актуально у діагностиці їх орієнтаційної полікристалічної структури для біомедичних досліджень.

Відомий спосіб вимірювання Мюллер-матричної орієнтаційної томограми полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин, 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 "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×n=800 ріх×600 ріх, 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 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, опубл. 10.01.14, бюл. № 1].

Недоліками способу є те, що вимірювання орієнтаційних томограм можливе лише для оптично тонких одношарових біологічних тканин, що призводить до обмеження функціональних можливостей способу при діагностиці оптико-анізотропних підповерхневих шарів реальних двошарових біологічних структур, наприклад, типу "м'язова тканина - сполучна тканина".

Найближчим аналогом корисної моделі є спосіб вимірювання орієнтаційних томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин, 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, який обертають на кути від $\theta = 0 \div \pi$ з кроком $\Delta\theta = \pi/180$ і формують серію лінійно поляризованих лазерних пучків з азимутами α, якими зондують шар біологічної тканини, проєктують 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×n=800 ріх×600 ріх, кожний з яких має просторову роздільну здатність 2 μm, пропускають через схрещений поляризаційний фільтр з площиною пропускання, орієнтованою під кутом α+0,5π, синхронно обертають систему поляризатор - аналізатор на кути від $\theta = 0 \div \pi$ з кроком $\Delta\theta = \pi/180$, для кожного кроку $\Delta\theta$ вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності зображення оптико-анізотропного шару та координатний розподіл його нульового рівня інтенсивності, на основі чого одержують координатний розподіл однакових орієнтацій оптичних осей полікристалічної мережі шару біологічної тканини або орієнтаційну томограму [Патент № 102237 Україна, МПК G01N 33/48, G01N 21/00, опубл. 26.10.2015, бюл. № 20].

Недоліками цього способу є те, що вимірювання орієнтаційних томограм можливе лише для оптично тонких одношарових біологічних тканин, що призводить до обмеження функціональних можливостей способу при діагностиці оптико-анізотропних підповерхневих шарів реальних двошарових біологічних структур, наприклад, типу "м'язова тканина - сполучна тканина".

В основу корисної моделі поставлено задачу створення способу вимірювання орієнтаційних томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів двошарових біологічних тканин, в якому за рахунок вимірювання оптимального стану поляризації опромінюючого біологічну тканину лазерного пучка, сформованого при обертанні лінійного поляризатора на кути в межах $\theta = 0 \div \pi$ з кроком $\Delta\theta = \pi/180$, шляхом стокс-поляриметричного аналізу на кожному кроці виміряних шести відфільтрованих різнополяризованих складових інтенсивностей зображень біологічної тканини, досягається розширення функціональних можливостей по визначенню орієнтаційних томограм як зовнішнього, так і підповерхневого внутрішнього шару двошарової біологічної тканини.

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей способу по визначенню орієнтаційних томограм як зовнішнього, так і внутрішнього шару двошарової біологічної тканини. При цьому вперше виконано проведення моніторингу оптимального стану поляризації опромінюючого пучка за змінами координатних розподілів векторів Стокса в точках поляризаційно-неоднорідного зображення двошарової біологічної тканини для визначення орієнтаційних томограм її шарів.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі вимірювання орієнтаційних томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин, 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, який обертають на кути від $\theta = 0 \div \pi$ з кроком $\Delta\theta = \pi/180$ і формують серію лінійно поляризованих лазерних пучків з азимутами $\alpha = \theta$, якими на кожному кроці зондують біологічну тканину, проєктують лазерне зображення біологічної тканини за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, у площину цифрової світлочутливої камери, що налічує m×n=800 pix×600 pix, кожний з яких має просторову роздільну здатність 2 μm, пропускають через поляризаційний фільтр, що обертається, вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності зображення, згідно з корисною моделлю, на кожному θ_i-му кроці шляхом використання шестиканального поляризаційного фільтра, який обертається в межах $\theta = 0 \div 2\pi$ з кроком 60°, отримують на виході кожного каналу послідовно шість поляризаційно відфільтрованих за азимутами лінійної поляризації 0°, 90°, 45°, 135° та за "правою циркуляцією" і "лівою циркуляцією" інтенсивностей зображень оптико-анізотропної двошарової тканини біологічної тканини, за якими шляхом стокс-поляриметричного аналізу одержують координатний розподіл точок (x, y) зображення двошарової біологічної тканини ($x = \overline{1; M}$; $y = \overline{1; N}$), для яких сформовано оптимальний стан поляризації опромінюючого пучка при заданому поточному куті обертання θ_i поляризатора, та на цій основі обчислюють шляхом алгоритмічної обробки значення орієнтаційної томограми зовнішнього шару та підповерхневого внутрішнього шару двошарової біологічної тканини.

На фіг. 1 представлено структурну схему пристрою, який реалізує запропонований спосіб, на фіг. 2 представлено приклад орієнтаційних томограм полікристалічної мережі зовнішнього шару дерми шкіри двошарової біологічної структури "дерма шкіри - м'язова тканина", на фіг. 3 представлено приклад орієнтаційних томограм полікристалічної мережі підповерхневого внутрішнього шару м'язової тканини двошарової біологічної структури "дерма шкіри - м'язова тканина".

Спосіб реалізується за допомогою пристрою, який містить напівпровідниковий низькокогерентний лазерний діод 1 з довжиною хвилі 0,64 мкм, оптичний вихід якого через коліматор 2 і чвертьхвильову фазову пластинку 3 оптично з'єднаний із поляризатором 4, розміщеним в поворотному пристрої 5, оптичний вихід поляризатора через досліджуваний зразок з можливістю оптичного зв'язку з мікрооб'єктивом 7 з'єднаний із оптичним входом шестиканального поляризаційного фільтра 8, утвореного чотирма лінійними поляризаторами 9_1-9_4 та двома чвертьхвильовими фазовими пластинками 10_1-10_2 та розміщеного в поворотному пристрої 11. Вихід шестиканального поляризаційного фільтра оптично з'єднаний з входом цифрової світлочутливої камери 12, підключеної до комп'ютера 13, який через блок мікроконтролерного керування 14 здійснює керування поворотними пристроями 5 і 11, відповідно, поляризатора 4 та шестиканального поляризаційного фільтра 8 відносно їх осей. Позицією 6 позначено зразок.

Спосіб здійснюється таким чином. Опромінювання проводять паралельним, сформованим за допомогою коліматора 2, пучком напівпровідникового лазера. За допомогою чвертьхвильової фазової 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 $\Delta\theta = \pi/180$, утворюючи серію лінійно поляризованих пучків з довільним азимутом θ. Кожним сформованим лінійно поляризованим пучком із серії послідовно зондують зразок - двошарову біологічну тканину 6 та проектують розсіяне біологічною тканиною поляризоване випромінювання за допомогою мікрооб'єктива 7, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіювання лазерного пучка, у площину цифрової світлочутливої камери 12 роздільною здатністю m×n=800 pix×600 pix

через шестиканальний поляризаційний фільтр 8, що обертається послідовно в межах $\theta = 0 \div 2\pi$ з кроком 60° на поворотному пристрої 11. За шість послідовних поворотів поляризаційного фільтра 8 формують послідовно шість поляризаційно відфільтрованих за азимутами лінійної поляризації 0°, 90°, 45°, 135° та за "правою циркуляцією" і "лівою циркуляцією" зображень оптико-анізотропної біологічної тканини шляхом використання його лінійних поляризаторів 9_1-9_4 та фазових чвертьхвильових пластинок 10_1 та 10_2, відповідно.

Цифрова світлочутлива камера 12, підключена до комп'ютера 13, який зберігає утворені зображення, і через блок мікроконтролерного керування 14 здійснює керування обертанням поворотними пристроями 5 і 11, відповідно, поляризатора 4 та шестиканального поляризаційного фільтра 8.

Шляхом алгоритмічної обробки для кожного кроку обертання $\theta_i = \theta_0 + i\Delta\theta$ поляризатора 4 за допомогою комп'ютера 13 визначають координатні розподіли параметрів вектора Стокса перетвореного біологічною тканиною випромінювання за шістьома поляризаційно відфільтрованими зображеннями. На основі комп'ютерного аналізу виміряних значень елементів вектора Стокса S_2, S_3, S_4 знаходять координатний розподіл точок (x, y) зображення біологічної тканини ($x = \overline{1; M}$; $y = \overline{1; N}$), для яких сформовано оптимальний стан поляризації опромінюючого пучка при заданому поточному куті обертання θ_i поляризатора 4, тобто для яких виконується співвідношення:

$$\left(S_2^{(x,y)}(\theta_i)\right)^2 + \left(S_3^{(x,y)}(\theta_i)\right)^2 + \left(S_4^{(x,y)}(\theta_i)\right)^2 \to 1. \quad (1)$$

Шляхом алгоритмічної обробки для кожного кроку θ_i та розподілу точок (x, y) зображення біологічної тканини визначають відповідні значення орієнтаційної томограми зовнішнього шару $\rho_A^{(x,y)}(\theta_i)$ та підповерхневого внутрішнього шару $\rho_B^{(x,y)}(\theta_i)$ двошарової біологічної тканини на основі співвідношень:

$$\begin{cases} \rho_A^{(x,y)}(\theta_i) = 0{,}25\pi + 0; \\ \rho_B^{(x,y)}(\theta_i) = 0{,}5\operatorname{arctg}\left(\left(S_3^{(x,y)}(\theta_i)\right) \middle/ \left(S_2^{(x,y)}(\theta_i)\right)\right) \end{cases}. \quad (2)$$

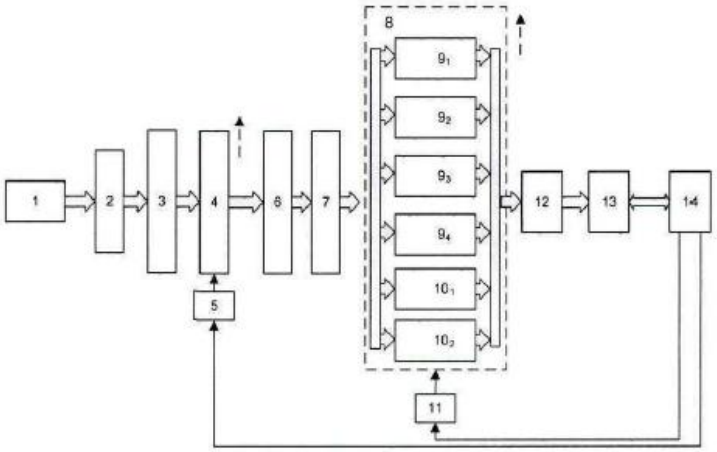
Здійснюючи повне обертання площини поляризації опромінюючого пучка на виході поляризатора 4 в межах $0 \le \theta_i \le \pi$ за допомогою поворотного пристрою 5, одержують серію орієнтаційних томограм $\rho_A^{(m\times n)}(\theta_i) \equiv R_A(\theta_i)$, $\rho_B^{(m\times n)}(\theta_i) \equiv R_B(\theta_i)$ кожного шару двошарової біологічної тканини:

$$\begin{cases} \theta = \theta_0 = 0^\circ \Rightarrow \rho_A^{(m\times n)}(\theta_0) \equiv R_A(\theta_0),\ \rho_B^{(m\times n)}(\theta_0) \equiv R_B(\theta_0), \\ \theta_1 = \theta_0 = \Delta\theta \Rightarrow \rho_A^{(m\times n)}(\theta_1) \equiv R_A(\theta_1),\ \rho_B^{(m\times n)}(\theta_1) \equiv R_B(\theta_1), \\ \dots \\ \theta_k = \theta_{k-1} + k\Delta\theta \Rightarrow \rho_A^{(m\times n)}(k) \equiv R_A(\theta_k),\ \rho_B^{(m\times n)}(k) = R_B(\theta_k). \end{cases} \quad (3)$$

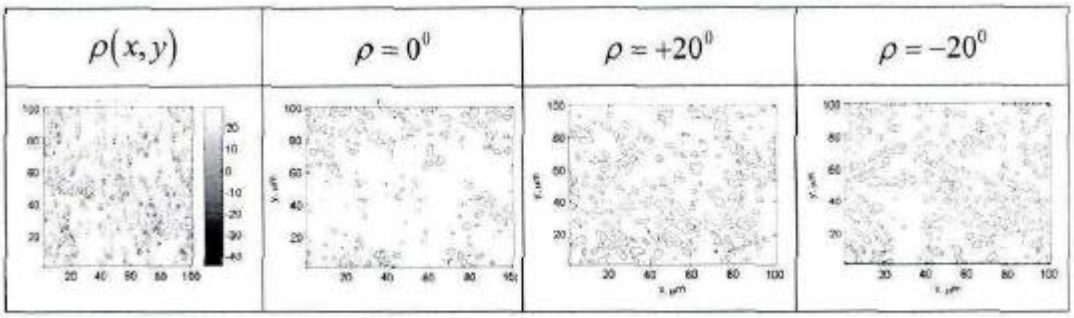
ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб вимірювання орієнтаційних томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин, 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, який обертають на кути від $\theta = 0 \div \pi$ з кроком $\Delta\theta = \pi/180$, і формують серію лінійно поляризованих лазерних пучків з азимутами $\alpha = \theta$, якими на кожному кроці зондують біологічну тканину, проєктують лазерне зображення біологічної тканини за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, у площину цифрової світлочутливої камери, що налічує m×n=800 піх×600 піх, кожний з яких має просторову роздільну здатність 2 μm, пропускають через поляризаційний фільтр, що обертається, вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності зображення, який **відрізняється** тим, що на кожному θ_i-му кроці шляхом використання шестиканального поляризаційного фільтра, який обертається в межах $\theta = 0 \div 2\pi$ з кроком 60°, отримують на виході кожного каналу послідовно шість поляризаційно відфільтрованих за азимутами лінійної поляризації 0°, 90°, 45°, 135° та за "правою циркуляцією" і "лівою циркуляцією" інтенсивностей зображень оптико-анізотропної двошарової тканини біологічної тканини, за якими шляхом стокс-поляриметричного аналізу одержують координатний

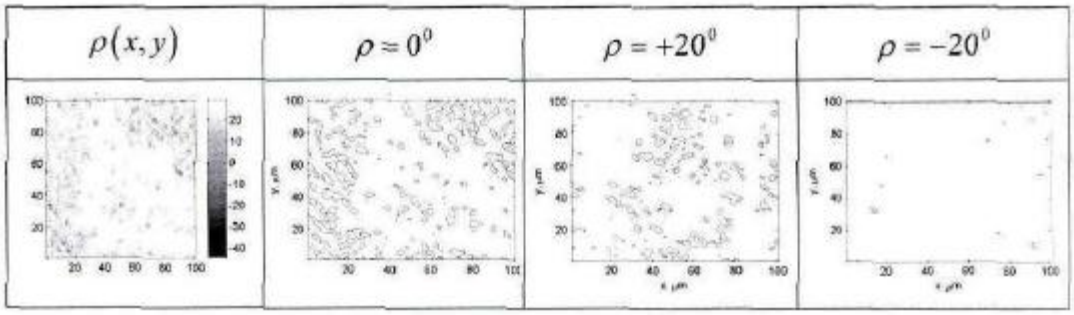
розподіл точок (x, y) зображення двошарової біологічної тканини ($x = \overline{1; M}$; $y = \overline{1; N}$), для яких сформовано оптимальний стан поляризації опромінюючого пучка при заданому поточному куті обертання θ_i поляризатора, та на цій основі обчислюють шляхом алгоритмічної обробки значення орієнтаційної томограми зовнішнього шару та підповерхневого внутрішнього шару двошарової біологічної тканини.



Фіг. 1



Фіг. 2



Фіг. 3

Комп'ютерна верстка І. Скворцова

ДО "Український національний офіс інтелектуальної власності та інновацій", вул. Дмитра Годзенка, 1, м. Київ – 42, 01601