



УКРАЇНА

(19) UA (11) 159023 (13) U
(51) МПК (2025.01)
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 04401	(72) Винахідник(и): Заболотна Наталія Іванівна (UA), Павлов Сергій Володимирович (UA), Шолота Владислава Владиславівна (UA), Штофель Дмитро Хуанович (UA)
(22) Дата подання заявки: 10.09.2024	
(24) Дата, з якої є чинними права інтелектуальної власності: 17.04.2025	
(46) Публікація відомостей про державну реєстрацію: 16.04.2025, Бюл.№ 16	(73) Володілець (володільці): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ, вул. Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021 (UA)

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

(57) Реферат:

У способі вимірювання фазових томограм оптико-анізотропних шарів двошарових біологічних тканин із випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають його крізь поляризаційний опромінювач, що формує серію пучків з азимутами поляризації, якими зондують зразок біологічної тканини, 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 $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність 2 мкм. Пропускають зображення крізь поляризаційний фільтр. Для кожного типу поляризації зондувального пучка вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності шляхом використання паралельних каналів поляризаційного аналізу поляризаційного фільтра. На кожному θ_i -му кроці поляризаційний опромінювач обертають на кути від $\theta = 0 \div \pi$ з кроком $\Delta\theta = \frac{\pi}{180}$ і формують серію лінійно поляризованих лазерних пучків з азимутами $\alpha \equiv \theta$, якими на кожному кроці зондують біологічну тканину, 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 $0^\circ, 90^\circ, 45^\circ, 135^\circ$ 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 $(x = 1:M; y = 1:N)$, для яких сформовано оптимальний стан поляризації опромінюючого пучка при заданому поточному куті обертання θ_i поляризаційного опромінювача. На цій основі обчислюють шляхом алгоритмічної обробки значення фазової томограми зовнішнього шару та підповерхневого внутрішнього шару двошарової біологічної тканини.

UA 159023 U

Корисна модель належить до фізичної оптики, лазерної фізики, а також до вимірювальної техніки і може бути використана для вимірювання координатних розподілів фазових зсувів між ортогональними проекціями лазерної хвилі при її розповсюдженні через підповерхневі шари двошарових біологічних структур, що актуально у діагностиці їх фазової полікристалічної структури для біомедичних досліджень.

Відомий спосіб вимірювання фазових мап оптико-анізотропних шарів біологічних тканин, в якому із випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, яким зондують біологічну тканину, проєктують за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, зображення оптико-анізотропного шару в площину цифрової світлочутливої камери, що налічує $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність $2 \mu\text{м}$, вимірюють координатний розподіл інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом використання лівоциркулярно поляризованого фільтра та обчислюють шляхом алгоритмічної обробки величин інтенсивності значення фазового зсуву [патент України № 70125, МПК G01N 33/00, A61B 5/00. опубл. 25.05.2012, Бюл. № 10].

Недоліками способу є те, що вимірювання фазових 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".

Найбільш близьким аналогом корисної моделі є спосіб вимірювання фазових томограм полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів біологічних тканин, в якому із випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають його крізь три канали поляризаційного опромінювача, що формує серію зондувальних пучків з азимутами поляризації "0°", "90°", "права циркуляція", якими зондують зразок біологічної тканини, 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 $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$, 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 алгоритмічної обробки величин інтенсивностей значення фазового елемента матриці Мюллера, на основі чого одержують фазову томограму [патент України № 70756, МПК G01N 33/00, опубл. 25.06.2012, Бюл. № 12].

Недоліками способу є те, що вимірювання фазових 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 поставлена задача створити спосіб вимірювання фазових томограм оптико-анізотропних шарів двошарових біологічних тканин, в якому за рахунок вимірювання оптимального стану поляризації опромінюючого біологічну тканину лазерного пучка, сформованого при обертанні поляризаційного опромінювача на кути в межах $\theta = 0 \div \pi$ з

кроком $\Delta\theta = \frac{\pi}{180}$, шляхом стокс-поляриметричного аналізу на кожному кроці вимірює шість відфільтрованих різнополяризованих складових інтенсивностей зображень біологічної тканини, досягається розширення функціональних можливостей по визначенню фазових 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 фазових томограм її шарів.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі вимірювання фазових томограм оптико-анізотропних шарів двошарових біологічних тканин, в якому із випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають його

крізь поляризаційний опромінювач, що формує серію пучків з азимутами поляризації, якими зондують зразок біологічної тканини, проєктують лазерне зображення біологічної тканини за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіювання лазерного пучка, у площину цифрової світлочутливої камери, що налічує $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність $2 \mu\text{м}$, пропускають зображення крізь поляризаційний фільтр, для кожного типу поляризації зондувального пучка вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності шляхом використання паралельних каналів поляризаційного аналізу поляризаційного фільтра, згідно з корисною моделлю, на кожному θ_i -му кроці поляризаційний опромінювач обертають на кути від $\theta = 0 \div \pi$ з

кроком $\Delta\theta = \frac{\pi}{180}$ і формують серію лінійно поляризованих лазерних пучків з азимутами $\alpha \equiv \theta$, якими на кожному кроці зондують біологічну тканину, 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 $0^\circ, 90^\circ, 45^\circ, 135^\circ$ та за "правою циркуляцією" і "лівою циркуляцією" інтенсивностей зображень оптико-анізотропної двошарової тканини біологічної тканини, за якими шляхом стохастичного 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 поляризаційного опромінювача, та на цій основі обчислюють шляхом алгоритмічної обробки значення фазової томограми зовнішнього шару та підповерхневого внутрішнього шару двошарової біологічної тканини.

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

Спосіб реалізують за допомогою пристрою (фіг. 1), що містить напівпровідниковий низькокогерентний лазерний діод 1 з довжиною хвилі $0,64 \mu\text{м}$, оптичний вихід якого через коліматор 2 і чвертьхвильову фазову пластинку 3 оптично з'єднаний із поляризаційним опромінювачем 4, розміщеним в першому поворотному пристрої 5, оптичний вихід поляризаційного опромінювача 4 через досліджуваний зразок 6 з можливістю оптичного зв'язку з мікрооб'єктивом 7 з'єднаний із оптичним входом шестиканального поляризаційного фільтра 8, утвореного чотирма лінійними поляризаторами 9₁-9₄ та двома чвертьхвильовими фазовими пластинками 10₁-10₂ та розміщеного в другому поворотному пристрої 11. Вихід шестиканального поляризаційного фільтра 8 оптично з'єднаний з входом цифрової світлочутливої камери 12, підключеної до комп'ютера 13, який через блок мікроконтролерного керування 14 здійснює керування першим та другим поворотними пристроями 5 і 11, відповідно, поляризаційного опромінювача 4 та шестиканального поляризаційного фільтра 8 відносно їх осей.

Спосіб здійснюють таким чином. Опромінювання проводять паралельним, сформованим за допомогою коліматора 2, пучком низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода 1. За допомогою чвертьхвильової фазової пластинки 3 формують паралельний правоциркулярний поляризований лазерний пучок і послідовно пропускають його крізь поляризаційний опромінювач 4, який розміщений в першому поворотному пристрої 5 з фіксованими кутами

обертання на кути в межах $\theta = 0 \div \pi$ з кроком $\Delta\theta = \frac{\pi}{180}$, утворюючи серію лінійно поляризованих пучків з довільним азимутом θ . Кожним сформованим лінійно поляризованим пучком із серії послідовно зондують двошаровий досліджуваний зразок 6 (двошарову біологічну тканину) та проєктують розсіяне двошаровою 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 $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$ через шестиканальний поляризаційний фільтр 8, що обертається послідовно в межах $\theta = 0 \div \pi$ з кроком 60° на другому поворотному пристрої 11. За шість послідовних поворотів поляризаційного фільтра 8 формують послідовно шість поляризаційно відфільтрованих за азимутами лінійної поляризації $0^\circ, 90^\circ, 45^\circ, 135^\circ$ та за "правою циркуляцією" і "лівою циркуляцією" зображень оптико-анізотропної двошарової біологічної тканини шляхом використання його лінійних поляризаторів 9₁-9₄ та чвертьхвильових фазових пластинок 10₁ та 10₂, відповідно.

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

5 Шляхом алгоритмічної обробки для кожного кроку обертання $\theta_i = \theta_0 + i\Delta\theta$ поляризаційного опромінювача 4 за допомогою комп'ютера 13 визначають координатні розподіли параметрів вектора Стокса, перетвореного двошаровою біологічною тканиною випромінювання за шістьма поляризаційно відфільтрованими зображеннями. На основі комп'ютерного аналізу вимірних значень елементів вектора Стокса S_2, S_3, S_4 знаходять координатний розподіл точок (x, y)

10 зображення двошарової біологічної тканини $(x = 1:M; y = 1:N)$ для яких сформовано оптимальний стан поляризації опромінюючого пучка при заданому поточному куті обертання θ поляризаційного опромінювача 4, тобто, для яких виконується співвідношення:

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

15 Шляхом алгоритмічної обробки для кожного кроку θ_i та розподілу точок (x, y) зображення двошарової біологічної тканини 6 визначають відповідні значення фазової томограми зовнішнього $\delta_A^{(x,y)}(\theta_i)$ шару та підповерхневого внутрішнього шару $\delta_B^{(x,y)}(\theta_i)$ двошарової біологічної тканини 6 на основі співвідношень:

$$\begin{cases} \delta_B^{(x,y)} = \arccos(S_4^{(x,y)}); \\ \delta_A^{(x,y)}(\theta_i) = \arccos \left(\pm \sqrt{1 + \frac{1 - \cos(\delta_B^{(x,y)})}{\cos^2 \left(2 \left(0,25\pi + \theta - 0,5 \arctan \left(\frac{S_3^{(x,y)}(\theta)}{S_2^{(x,y)}(\theta)} \right) \right) (1 + \delta_B^{(x,y)}) \right)}} \right). \end{cases} \quad (2)$$

20 Здійснюючи повне обертання площини поляризації опромінюючого пучка на виході поляризаційного опромінювача 4 в межах $0 \leq \theta_i \leq \pi$, за допомогою першого поворотного пристрою 5 одержують серію фазових томограм $R_A(\theta_i)$, $R_B(\theta_i)$ кожного шару двошарової біологічної тканини:

$$\begin{cases} \theta = \theta_0 = 0^0 \Rightarrow \delta_A^{(m \times n)}(\theta_0) \equiv R_A(\theta_0); \delta_B^{(m \times n)}(\theta_0) \equiv R_B(\theta_0); \\ \theta_1 = \theta_0 + \Delta\theta \Rightarrow \delta_A^{(m \times n)}(\theta_1) \equiv R_A(\theta_1); \delta_B^{(m \times n)}(\theta_1) \equiv R_B(\theta_1); \\ \theta_k = \theta_{k-1} + k\Delta\theta \Rightarrow \delta_A^{(m \times n)}(k) \equiv R_A(\theta_k); \delta_B^{(m \times n)}(k) \equiv R_B(\theta_k); \end{cases}$$

25 де $\delta_A^{(m \times n)}(\theta)$ - фазова томограма розмірністю $m \times n$ зовнішнього шару двошарової біологічної тканини при куті обертання θ поляризаційного опромінювача 4;

$\delta_B^{(m \times n)}(\theta)$ - фазова томограма розмірністю $m \times n$ внутрішнього шару двошарової біологічної тканини при куті обертання θ поляризаційного опромінювача 4.

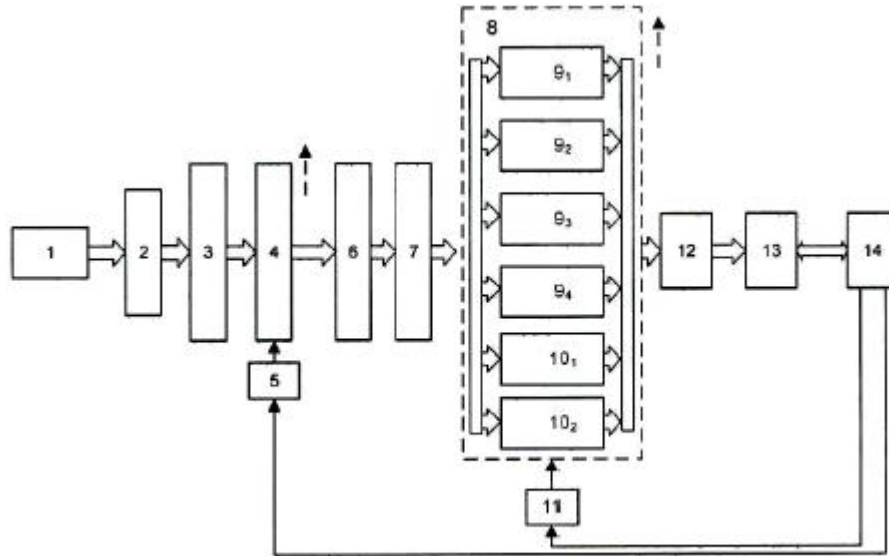
ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

30

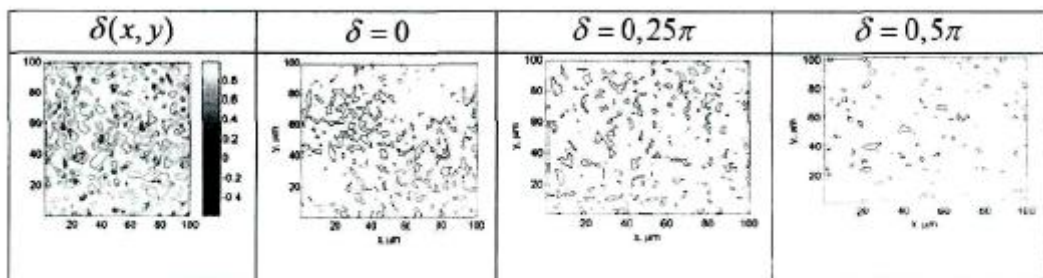
Спосіб вимірювання фазових томограм оптико-анізотропних шарів двошарових біологічних тканин, в якому із випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають його крізь поляризаційний опромінювач, що формує серію пучків з азимутами поляризації, якими зондують зразок біологічної тканини, 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 $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$, кожний з яких має просторову роздільну здатність $2 \mu\text{м}$, пропускають зображення крізь поляризаційний фільтр, для кожного типу поляризації зондувального пучка вимірюють координатні розподіли різнополяризованих складових інтенсивності шляхом використання паралельних каналів поляризаційного аналізу поляризаційного фільтра, який **відрізняється** тим, що на кожному θ_i -му кроці поляризаційний опромінювач обертають на кути від $\theta = 0 \div \pi$ з кроком $\Delta\theta = \frac{\pi}{180}$ і формують серію лінійно поляризованих лазерних пучків з азимутами $\alpha \equiv \theta$, якими на кожному кроці зондують біологічну

40

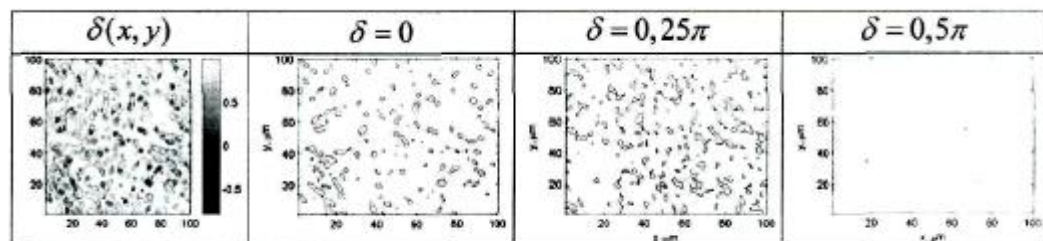
- тканину, шляхом використання шестиканального поляризаційного фільтра, який обертається в межах $\theta=0\div 2\pi$ з кроком 60° , отримують на виході кожного каналу послідовно шість поляризаційно відфільтрованих за азимутами лінійної поляризації $0^\circ, 90^\circ, 45^\circ, 135^\circ$ та за "правою 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 $(x=1:M; y=1:N)$, для яких сформовано оптимальний стан поляризації опромінюючого пучка при заданому поточному куті обертання θ_i поляризаційного опромінювача, та на цій основі обчислюють шляхом алгоритмічної обробки значення фазової томограми зовнішнього шару та підповерхневого внутрішнього шару двошарової біологічної тканини.



Фиг. 1



Фиг. 2



Фиг. 3

