



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 147803

(13) U

(51) МПК

G01N 33/49 (2006.01)

НАЦІОНАЛЬНИЙ ОРГАН
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
ДЕРЖАВНЕ ПІДПРИЄМСТВО
"УКРАЇНСЬКИЙ ІНСТИТУТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ"

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2020 06762**

(22) Дата подання заявки: **21.10.2020**

(24) Дата, з якої є чинними
права інтелектуальної
власності: **17.06.2021**

(46) Публікація відомостей
про державну
реєстрацію: **16.06.2021, Бюл.№ 24**

(72) Винахідник(и):

Ушенко Олександр Григорович (UA),
Ушенко Юрій Олександрович (UA),
Ушенко Володимир Олександрович (UA),
Дуболазов Олександр Володимирович
(UA),
Томка Юрій Ярославович (UA),
Присяжнюк Василь Петрович (UA),
Савка Іван Григорович (UA),
Горський Михайло Петрович (UA),
Марчук Юлія Федорівна (UA),
Пашковська Наталія Вікторівна (UA)

(73) Володілець (володільці):

ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА,
вул. Коцюбинського, 2, м. Чернівці, 58002
(UA)

(54) СПОСІБ ОЦІНЮВАННЯ СТУПЕНЯ КРИСТАЛІЗАЦІЇ ТА ОПТИКО-АНІЗОТРОПНОЇ СТРУКТУРИ ЗА 3D КАРТОГРАФУВАННЯМ МОДУЛЯ ЕЛЕМЕНТІВ МАТРИЦІ ДЖОНСА ПОЛІКРИСТАЛІЧНИХ ПЛІВОК КРОВІ

(57) Реферат:

Заявлений спосіб оцінювання ступеня кристалізації та оптико-анізотропної структури за 3D картографуванням модуля елементів матриці Джонса полікристалічної плівки крові. Для оцінки змін оптичної анізотропії полікристалічної плівки крові використовують гелій- неоновий лазер з довжиною хвилі 0,6328 мкм, випромінювання якого за допомогою світлоподільника розділяють на опромінюючий та опорний пучки, формують для кожного з них два лінійно поляризованих стани з азимутами (0°-0°) і (90°-90°), за допомогою поляризаційного мікрооб'єктива проектують зображення полікристалічних плівок крові в площину світлочутливої площадки цифрової камери, накладають на них опорне випромінювання, послідовно реєструють парціальні інтерференційні картини крізь лінійний поляризатор для кутів повороту площини пропускання 0° і 90°, за допомогою прямого і зворотного Фур'є перетворення відтворюють пошарові розподіли комплексних амплітуд об'єктного поля, за якими обчислюють пошарові координатні розподіли величини модуля комплексних елементів матриці Джонса. Розраховують статистичні моменти, які характеризують такі розподіли, за значеннями яких здійснюють диференціацію оптико-анізотропної структури зразків полікристалічної плівки крові.

UA 147803 U

Корисна модель належить до фізичної оптики і може бути використана для об'єктивної діагностики ступеня кристалізації полікристалічних плівок крові людини, що актуально у об'єктивній диференційній діагностиці неалкогольної жирової хвороби печінки та хронічного гепатиту невірусної етіології.

Наш спосіб, що заявляється, дозволяє значно об'єктивізувати оцінювання ступеня кристалізації полікристалічних плівок плазми крові людини та отримати точні дані, які не залежать від суб'єктивної оцінки.

Відомий ряд оптичних способів, які досліджують координатний розподіл фазових зсувів між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання, перетвореного біологічними об'єктами.

Спосіб-аналог, описаний в [A.G. Ushenko, and V.P. Pishak. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications // in Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science / ed. V. Tuchin. - Kluwer Academic Publishers, 2004. - P. 67.], заснований на аналізі картини розподілу фазових зсувів в лазерному випромінюванні, розсіяному зразком крові людини.

Недоліком способу є низька точність вимірювання фазових зсувів у полі розсіяного лазерного випромінювання.

Також аналогом способу, що заявляється, є спосіб визначення оптико-анізотропної структури біологічних рідин шляхом оцінки координатних розподілів фазових зсувів між ортогональними компонентами поляризації лазерного випромінювання [O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, Ye.G. Ushenko, Yu.Ya. Tomka, V.P. Pishak. Polarization-correlation mapping of biological tissue coherent images // J. Biomed. Opt. - 2005. - Vol. 10, № 6. - P. 064025.].

У способі-аналогі за допомогою чвертьхвильової пластинки і поляризатора вимірюють координатний розподіл азимутів і еліптичності поляризації у площині лазерного зображення, за яким обчислюють двовимірний розподіл фаз у лазерному зображенні мазку крові.

Основним недоліком способу-аналога є неможливість прямого вимірювання та необхідність операції математичного обчислення координатного розподілу фазових зсувів у лазерних зображеннях зразків крові, а також неоднозначність при диференціації типу запальних процесів.

Прототипом корисної моделі є спосіб діагностики запальних процесів за оцінкою статистичної структури обчислених фазових зображень плівок плазми крові людини [Ushenko, V.A., Prysyazhnyuk, V.P., Dubolazov, O.V., Karachevtsev, A.O., Olar, O.I., Olar, O.V., Marchuk, Y.F., Savich, V.O. Polarization-correlation microscopy of human liquid polycrystalline films in infertility diagnosis (2015) Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering, 9599, art. no. 959922.], при якому стан запалення визначається за діагностикою зміни фазових зображень полікристалічних плівок плазми крові людини. При цьому ступінь запальних змін оцінюються шляхом обчислення середнього і дисперсії розподілів фазових зсувів у лазерних зображеннях полікристалічних плівок плазми крові.

Недоліками прототипу є погана відтворюваність експериментальних даних внаслідок їх азимутальної залежності від повороту зразка відносно напрямку опромінення. Окрім цього метод є непридатним за умов деполяризації лазерного випромінювання форменими елементами крові.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлена задача удосконалити спосіб оцінювання ступеня кристалізації та оптико-анізотропної структури за 3D картографуванням модуля елементів матриці Джонса полікристалічної плівки крові шляхом оцінки змін оптичної анізотропії. Відповідно до корисної моделі, для оцінки змін оптичної анізотропії за допомогою світлоподільника розділяють випромінювання гелій-неонового лазера з довжиною хвилі 0,6328 мкм на опромінюючий та опорний пучки, формують для кожного з них два лінійно поляризованих стани з азимутами (0° - 0°) і (90° - 90°), за допомогою поляризаційного мікрооб'єктива проектують зображення полікристалічних плівок крові в площину світлочутливої площадки цифрової камери, накладають на них опорне випромінювання, послідовно реєструють парціальні інтерференційні картини крізь лінійний поляризатор для кутів повороту площини пропускання 0° і 90° , за допомогою прямого і зворотного Фур'є перетворення відтворюють пошарові розподіли комплексних амплітуд об'єктного поля, за якими обчислюють пошарові координатні розподіли величини модуля комплексних елементів матриці Джонса, розраховують статистичні моменти, які характеризують такі розподіли, за значеннями яких здійснюють диференціальну оцінку ступеня кристалізації та оптико-анізотропної структури.

Спільними ознаками прототипу та рішення, що заявляється, є використання зміни оптичної анізотропії полікристалічних плівок біологічних рідин.

Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що для оцінки змін фазової анізотропії обчислюють пошарові координатні розподіли величини модуля комплексних елементів матриці Джонса, розраховують статистичні моменти, які характеризують такі розподіли, за значеннями яких здійснюють розрізнення полікристалічних плівок біологічних рідин.

Спосіб здійснюється наступним чином. Для цього беруть краплю крові і наносять її на оптично однорідне скло. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення з накладанням опорної хвилі на мікроскопічне зображення дослідного зразка полікристалічної плівки крові, вимірюючи пошарові розподіли величини модуля комплексних елементів матриці Джонса. За оцінкою величини набору обчислених статистичних і кореляційних моментів у кожній фазовій площині здійснюють порівняння між величинами статистичних та кореляційних моментів між собою.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані.

В основу поставлено використання опорної хвилі лазерного випромінювання, яка в схемі оптичного інтерферометра накладається на поляризаційно-неоднорідне зображення біологічного шару [Sakhnovskiy, M.Y., Dubolazov, A.V., Ushenko, V.A., Sokolnuik, S.O., Grygoryshyn, P.M., Vanchuliak, O.Y., Sidor, M.I., Besaga, R.M. Diffusive laser tomography of multilateral biological tissues(2018) Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering, 10977, art. no. 109773Q]. Одержана інтерференційна картина реєструється за допомогою цифрової камери. За допомогою прямого та зворотного Фур'є перетворення відбувається операція цифрового голографічного відтворення розподілів комплексних амплітуд об'єктного поля біологічного шару [Ushenko, Y.A., Dubolazov, A.V., Bodnar, O.B., Bodnar, B.M., Pidkamin, L., Prydiy, O., Sidor, M.I., Martseniak, I.V., Tsyhykalo, O. Holographic reconstruction of optical anisotropy of blood films and diagnostics of prostate cancer (2018) Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering, 10977, art. no. 109773S].

- Спосіб поляризаційно-кореляційного визначення сукупності елементів матриці Джонса полягає у наступній сукупності дій:

- Одночасне формування в "опромінюючому" та "опорному" паралельних лазерних пучках двох станів поляризації $((0^\circ-0^\circ), (90^\circ-90^\circ))$

- Реєстрацію кожної парціальної інтерференційної картини крізь поляризатор-аналізатор з орієнтацією площини пропускання під кутами $\Theta = 0^\circ$ $\Theta = 90^\circ$.

- Відновлення для кожного парціального інтерференційного розподілу за допомогою інтегрального дифракційного перетворення координатних розподілів комплексних амплітуд $(E_x(x,y), E_y(x,y))$ об'єктного поля у площині біологічного шару.

Аналітичний алгоритм обчислення значень елементів матриці Джонса описують наступні співвідношення

$$E^*(0^\circ) = \begin{pmatrix} E_x^* \\ E_y^* \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} j_{11} & j_{12} \\ j_{21} & j_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{pmatrix} j_{11} \\ j_{21} \end{pmatrix}. \quad (1)$$

Пучок з вектором Джонса $E^*(0^\circ)$ проходить крізь поляризатор-аналізатор** з орієнтацією площини пропускання $\Omega = 0^\circ; 90^\circ$

$$E_x^*(0^\circ) = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} j_{11} \\ j_{21} \end{pmatrix} \Rightarrow j_{11};$$

$$E_y^*(0^\circ) = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} j_{11} \\ j_{21} \end{pmatrix} \Rightarrow j_{21}; \quad (2)$$

$$E_x^*(90^\circ) = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} j_{12} \\ j_{22} \end{pmatrix} \Rightarrow j_{12}; \quad (3)$$

$$E_y^*(90^\circ) = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} j_{12} \\ j_{22} \end{pmatrix} \Rightarrow j_{22}. \quad (4)$$

Пучок з вектором Джонса $E^*(90^\circ)$ проходить крізь поляризатор-аналізатор з орієнтацією площини пропускання $\Omega = 0^\circ; 90^\circ$

$$E_x^*(90^\circ) = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} j_{12} \\ j_{22} \end{pmatrix} \Rightarrow j_{12};$$

$$E_y^*(90^\circ) = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} j_{12} \\ j_{22} \end{pmatrix} \Rightarrow j_{22}. \quad (5)$$

$$E_x^*(0^\circ) = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} j_{11} \\ j_{21} \end{pmatrix} \Rightarrow j_{11}; \quad (6)$$

В основу експериментального вимірювання модуля R_{ik} комплексних елементів j_{ik} , покладений підхід, який базується на наступній сукупності дій. Шляхом варіації азимута опромінюючого пучка ($\alpha_0 = 0^\circ, 90^\circ$) і поворотів площини пропускання лінійного поляризатора ($\Omega = 0^\circ, 90^\circ$) значення модуля R_{ik} визначаються, згідно із співвідношеннями

$$\begin{cases} R_{12} = \sqrt{\frac{I_{00}^{90}}{I_{90}^{90}}}; \\ R_{21} = \sqrt{\frac{I_{00}^{90}}{I_{00}^{90}}}; \\ R_{22} = \sqrt{\frac{I_{90}^{90}}{I_{90}^{90}}}. \end{cases} \quad (7)$$

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом. Як біологічний препарат використали полікристалічні плівки крові пацієнтів з неалкогольною жировою хворобою печінки та хронічним гепатитом.

Параметри	$R_{11;22}$		$R_{12;21}$	
	Статистичні Моменти		Статистичні Моменти	
Асиметрія	0,11	0,39	0,34	0,78
Ексцес	0,26	0,47	0,67	1,81
Кореляційні моменти	норма	патологія	норма	патологія
Дисперсія	0,08	0,05	0,07	0,03
Ексцес	1,72	2,31	1,89	2,93

Статистичні моменти, що характеризують асиметрію та ексцес розподілів величини модуля комплексних елементів матриці Джонса полікристалічних плівок крові, максимально відрізняються в 3,54 рази.

Відмінності між кореляційними моментами досягають 2,2 рази.

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей диференціальної діагностики неалкогольної жирової хвороби та хронічного гепатиту печінки за 3D картографуванням модуля елементів матриці Джонса полікристалічних плівок крові. При цьому вперше використано обчислення пошарових розподілів величини модуля комплексних елементів матриці Джонса та здійснення статистичного і кореляційного моніторингу змін величини лінійного та циркулярного двопротинезаломлення.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб оцінювання ступеня кристалізації та оптико-анізотропної структури за 3D картографуванням модуля елементів матриці Джонса полікристалічної плівки крові, який відрізняється тим, що для оцінки змін оптичної анізотропії полікристалічної плівки крові використовують гелій-неоновий лазер з довжиною хвилі 0,6328 мкм, випромінювання якого за допомогою світлоподільника розділяють на опромінюючий та опорний пучки, формують для кожного з них два лінійно поляризованих стани з азимутами ($0^\circ-0^\circ$) і ($90^\circ-90^\circ$), за допомогою поляризаційного мікрооб'єктива проєктують зображення полікристалічних плівок крові в площину світлочутливої площадки цифрової камери, накладають на них опорне випромінювання, послідовно реєструють парціальні інтерференційні картини крізь лінійний поляризатор для кутів повороту площини пропускання 0° і 90° , за допомогою прямого і зворотного Фур'є перетворення відтворюють пошарові розподіли комплексних амплітуд об'єктного поля, за якими обчислюють пошарові координатні розподіли величини модуля комплексних елементів матриці Джонса, розраховують статистичні моменти, які характеризують такі розподіли, за значеннями яких здійснюють диференціацію оптико-анізотропної структури зразків полікристалічної плівки крові.