



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **145300** (13) **U**
(51) МПК (2020.01)
G01N 33/00
G01J 4/00
A61B 5/00

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

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2020 04520	(72) Винахідник(и): Гараздюк Марта Славівна (UA), Бачинський Віктор Теодосович (UA), Ванчуляк Олег Ярославович (UA), Ушенко Олександр Григорович (UA), Ушенко Юрій Олександрович (UA), Дуболазов Олександр Володимирович (UA), Томка Юрій Ярославович (UA), Мотрич Артем Володимирович (UA)
(22) Дата подання заявки: 20.07.2020	
(24) Дата, з якої є чинними права інтелектуальної власності: 26.11.2020	
(46) Публікація відомостей про державну реєстрацію: 25.11.2020, Бюл.№ 22	(73) Володілець (володільці): ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА, вул. Коцюбинського, 2, м. Чернівці, 58002 (UA)

(54) СПОСІБ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-КОРЕЛЯЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ОПТИЧНОЇ АНІЗОТРОПІЇ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ ТКАНИНИ МОЗКУ**(57) Реферат:**

Спосіб поляризаційно-кореляційного картографування оптичної анізотропії гістологічних зрізів тканини мозку включає диференційну діагностику та визначення давності утворення крововиливів травматичного генезу, інфаркту мозку, ішемічного і геморагічного генезу шляхом оцінки біохімічних змін гістологічних зрізів тканин. Для оцінки таких змін опромінюють гістологічні зрізи тканини мозку зондуємим пучком низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода, формують чотири парціальні канали лазерних зондуємих пучків, проектують зображення гістологічних зрізів тканини мозку в площину цифрової світлочутливої камери. Для кожного каналу оптичного зондування реалізують багатопараметричну поляризаційну фільтрацію, вимірюють серію координатних розподілів величини інтенсивності цифрових лазерних зображень гістологічних зрізів тканини мозку. На цій основі в кожному пікселі цифрової камери обчислюють величину дійсної та уявної складової елементів матриці Джонса та визначають на цій основі координатні розподіли величини модуля комплексного ступеня взаємної анізотропії (КСВА) гістологічних зрізів мозку, обчислюють статистичні моменти 1-4-го порядків, визначають часову динаміку зміни їх величини, що використовують у диференційній діагностиці та визначенні давності утворення крововиливів травматичного генезу, інфаркту мозку ішемічного і геморагічного генезу.

UA 145300 U

UA 145300 U

Корисна модель належить до медицини, судової медицини, криміналістики та патологічної анатомії, а також фізичної оптики, і може бути використана для диференціації змін оптичної анізотропії та дослідження станів поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів та полікристалічних плівок біологічних шарів, що актуально у судово-медичній диференційній діагностиці та визначенні давності утворення крововиливів травматичного генезу, інфаркту мозку ішемічного і геморагічного генезу.

Відомий ряд оптичних способів поляриметрії, які досліджують координатний розподіл станів поляризації лазерного випромінювання біологічними тканинами. 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 азимутів поляризації в лазерному зображенні гістологічних зрізів сполучної і м'язової тканини.

Недоліком способу є низька точність вимірювання азимутів поляризації у зображенні та визначення їх топологічного розподілу, а також відсутність інформації про розподіли еліптичності поляризації.

Найбільш близьким аналогом до способу, що заявляється, є спосіб визначення оптико-геометричної структури біологічних тканин шляхом оцінки розподілів азимутів поляризації [Y. O. Ushenko, Y. Y. Tomka, I. Z. Misevich, A.-P. Angelsky, V. T. Bachinsky, "Polarization-singular Processing of Phase-inhomogeneous Layers Laser Images to Diagnose and Classify their Optical Properties", Advances in Electrical and Computer Engineering, 2011. - Vol. 11, № 1. - P. 3-10.].

У способі-аналогу за допомогою чвертьхвильової пластинки і поляризатора вимірюють координатний розподіл азимутів поляризації у площині лазерного зображення, за яким визначають наявність патологічних змін сполучної і м'язової біологічних тканин.

Основним недоліком способу-найближчого аналога, є відсутність даних про причини виникнення патології біологічних тканин, а також високий рівень шумів у лазерних зображеннях, обумовлений наявністю когерентного спекл-фону, який понижує точність діагностики.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлена задача удосконалити спосіб поляризаційно-кореляційного картографування оптичної анізотропії гістологічних зрізів тканини мозку у диференційній діагностиці та визначенні давності утворення крововиливів травматичного генезу, інфаркту мозку, ішемічного і геморагічного генезу шляхом оцінки біохімічних змін біологічних тканин для забезпечення розширення функціональних можливостей на основі обчислення статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли величини модуля ступеня взаємної анізотропії гістологічних зрізів тканини мозку і визначення часової динаміки зміни їх величини.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі поляризаційно-кореляційного картографування оптичної анізотропії гістологічних зрізів тканини мозку у диференційній діагностиці та визначенні давності утворення крововиливів травматичного генезу, інфаркту мозку, ішемічного і геморагічного генезу шляхом оцінки біохімічних змін біологічних тканин, згідно з корисною моделлю, для оцінки змін гістологічних зрізів тканини мозку використовують низькокогерентний напівпровідниковий лазерний діод з довжиною хвилі 0,405 мкм, формують чотири парціальні канали лазерних зондуючих пучків з азимутами поляризації "0°", "90°", "45°", і "права циркуляція", проектують зображення гістологічних зрізів тканини мозку в площину цифрової світлочутливої камери, для кожного каналу оптичного зондування реалізують багатопараметричну поляризаційну фільтрацію ("0°", "90°", "45°", "135°" "права циркуляція" і "ліва циркуляція"), вимірюють серію координатних розподілів величини інтенсивності цифрових лазерних зображень гістологічних зрізів тканини мозку, на цій основі в кожному пікселі цифрової камери обчислюють величину дійсної та уявної складової елементів матриці Джонса та визначають на цій основі координатні розподіли величини модуля комплексного ступеня взаємної анізотропії гістологічних зрізів мозку, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, визначені часової динаміки зміни їх величини, що використовують у диференційній діагностиці та визначенні давності утворення крововиливів травматичного генезу, інфаркту мозку ішемічного і геморагічного генезу.

Спільними ознаками найбільш близького аналога та корисної моделі є використання біохімічних змін полікристалічної структури тканин органів людини. Корисна модель відрізняється від найближчого аналога тим, що використовують низькокогерентний напівпровідниковий лазерний діод з довжиною хвилі 0,405 мкм, формують чотири парціальні канали лазерних зондуючих пучків з азимутами поляризації "0°", "90°", "45°", і "права циркуляція", проектують зображення гістологічних зрізів тканини мозку в площину цифрової

світлочутливої камери, для кожного каналу оптичного зондування реалізують багатопараметричну поляризаційну фільтрацію ("0°"; "90°"; "45°"; "135°" "права циркуляція" і "ліва циркуляція"), вимірюють серію координатних розподілів величини інтенсивності цифрових лазерних зображень гістологічних зрізів тканини мозку, на цій основі в кожному пікселі цифрової камери обчислюють величину дійсної та уявної складової елементів матриці Джонса та визначають на цій основі координатні розподіли величини модуля комплексного ступеня взаємної анізотропії (КСВА) гістологічних зрізів мозку, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, визначають часову динаміку зміни їх величини, що використовують у диференційній діагностиці та визначенні давності утворення крововиливів травматичного генезу, інфаркту мозку ішемічного і геморагічного генезу.

Спосіб здійснюється наступним чином.

У трупа забирають гістологічні зрізи тканини мозку. Використовують низькокогерентний напівпровідниковий лазерний діод з довжиною хвилі 0,405 мкм, формують чотири парціальні канали лазерних зондуючих пучків з азимутами поляризації "0°"; "90°"; "45°"; і "права циркуляція", проєктують зображення гістологічних зрізів тканини мозку в площину цифрової світлочутливої камери, для кожного каналу оптичного зондування реалізують багатопараметричну поляризаційну фільтрацію ("0°"; "90°"; "45°"; "135°" "права циркуляція" і "ліва циркуляція"), обчислюють величину дійсної та уявної складової елементів матриці Джонса та визначають на цій основі координатні розподіли величини модуля комплексного ступеня взаємної анізотропії гістологічних зрізів мозку, обчислюють статистичні моменти 1 -го - 4-го порядків, визначають часову динаміку зміни їх величини, що використовують у диференційній діагностиці та визначенні давності утворення крововиливів травматичного генезу, інфаркту мозку ішемічного і геморагічного генезу.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані. Для визначення аналітичного вигляду КСВА можемо скористатися наступним співвідношеннями [Ushenko Yu. A. Complex degree of mutual anisotropy of extracellular matrix of biological tissues / Yu. A. Ushenko, Yu. Ya. Tomka and A. V. Dubolazov // Optics and Spectroscopy. - 2011. - № 110(5) - P. 814-819].

$$W(r_1, r_2) = \frac{\{d_{11}(r_1, r_2) + d_{12}(r_1, r_2) + d_{21}(r_1, r_2) + d_{22}(r_1, r_2)\}^2}{I(d_{11}(r_1)I(r_2))}, \quad (1)$$

$$\begin{cases} d_{11}(r_1, r_2) = d_{11}(r_1)d_{11}(r_2); \\ d_{12}(r_1, r_2) = d_{12}(r_1)d_{12}(r_2); \\ d_{21}(r_1, r_2) = d_{21}(r_1)d_{21}(r_2); \\ d_{22}(r_1, r_2) = d_{22}(r_1)d_{22}(r_2); \end{cases} \quad (2)$$

де d_{ik} - елементи матриці Джонса $\{D\}$.

В основу експериментального вимірювання модуля комплексних елементів d_{ik} , а відповідно й модуля КСВА матрицю $\{D\}$ записують у вигляді дійсної R_{ik} та уявної (фазові кути) Θ_{ik} складових

$$\{D\} = \begin{pmatrix} R_{11}(r) \exp \Theta_{11}(r) & R_{12}(r) \exp \Theta_{12}(r) \\ R_{21}(r) \exp \Theta_{21}(r) & R_{22}(r) \exp \Theta_{22}(r) \end{pmatrix}, \quad (3)$$

Величини R_{ik} вимірюються наступним чином:

опромінують зразок лінійно-поляризованим пучком світла з азимутом $\alpha_0 = 0^\circ$;
 обертають площину пропускання поляризатора на кути $\Omega = 0^\circ; \Omega = 90^\circ$ і вимірюють інтенсивності пропущеного випромінювання $I_0^0; I_{90}^0$;
 опромінують зразок лінійно-поляризованим пучком світла з азимутом $\alpha_0 = 90^\circ$;
 обертають площину пропускання поляризатора на кути $\Omega = 0^\circ; \Omega = 90^\circ$ і вимірюють інтенсивності пропущеного випромінювання $I_0^{90}; I_{90}^{90}$;
 розраховують дійсні складові R_{ik}

$$\begin{cases} R_{11} = \sqrt{I_0^0}; \\ R_{12} = \sqrt{I_{90}^0}; \\ R_{21} = \sqrt{I_0^{90}}; \\ R_{22} = \sqrt{I_{90}^{90}}. \end{cases} \quad (4)$$

- Величини фазових кутів Θ_{ik} вимірюються наступним чином:
 опромінюють зразок право ($\otimes$) циркулярно-поляризованим пучком світла;
 5 обертають площину пропускання поляризатора на кути $\Omega = 0^\circ; \Omega = 90^\circ$ і вимірюють інтенсивності пропущеного випромінювання $I_0^\otimes; I_{90}^\otimes$;

розраховують різниці фазових кутів $\theta_{11} - \theta_{12}$ і $\theta_{22} - \theta_{21}$ елементів d_{ik}

$$\theta_{11} - \theta_{12} = 0,5 \arcsin \left(\frac{2I_0^\otimes - R_{11}^{0,5} - R_{12}^{0,5}}{R_{11}R_{12}} \right) \equiv A; \quad (5)$$

$$\theta_{22} - \theta_{21} = 0,5 \arcsin \left(\frac{2I_{90}^\otimes - R_{22}^{0,5} - R_{21}^{0,5}}{R_{22}R_{21}} \right) \equiv B. \quad (6)$$

- 10 опромінюють зразок лінійно-поляризованим пучком світла з азимутом $\alpha_0 = 45^\circ$.
 обертають площину пропускання поляризатора на кути $\Omega = 0^\circ; \Omega = 90^\circ$ і вимірюють інтенсивності пропущеного випромінювання $I_0^{45}; I_{90}^{45}$;

розраховують різниці фазових кутів $\theta_{11} - \theta_{21}$ і $\theta_{22} - \theta_{12}$ уявної частини елементів d_{ik}

$$\theta_{11} - \theta_{21} = 0,5 \arccos \left(\frac{2I_0^{45} - R_{11}^{0,5} - R_{12}^{0,5}}{R_{11}R_{12}} \right) \equiv C; \quad (7)$$

$$\theta_{22} - \theta_{12} = 0,5 \arccos \left(\frac{2I_{90}^{45} - R_{22}^{0,5} - R_{21}^{0,5}}{R_{22}R_{21}} \right) \equiv D. \quad (8)$$

- 15 із виразів (5)-(8) визначають сукупність фазових кутів Θ_{ik}
- $$\begin{cases} \Theta_{11} = 0,5(3C - A - 3B - D); \\ \Theta_{12} = 0,5(3C - A - 3B - D); \\ \Theta_{21} = 0,5(C - A - 3B - D); \\ \Theta_{22} = 0,5(C - A - B - D). \end{cases}$$

- Таким чином, розрахунок координатних розподілів значень модуля комплексного ступеня взаємної анізотропії (КСВА) полікристалічної плівки плазми крові здійснюється у відповідності з алгоритмом (4)-(9).
 20

В таблиці представлені величини статистичних моментів 1-го - 4-го порядків (Z_i), які характеризують розподіли величини модуля КСВА гістологічних зрізів тканини мозку з різною патологією.

Таблиця

Параметри	КСВА			
Z_i	Контрольна група	Черепно-мозкова травма	Ішемічний інсульт	Геморагічний інсульт
Z_1	0,11	0,09	0,08	0,07
Z_2	0,13	0,11	0,09	0,08
Z_3	0,77	0,97	1,24	1,46

Таблиця (продовження)

Параметри	КСВА			
	Контрольна група	Черепно-мозкова травма	Ішемічний інсульт	Геморагічний інсульт
Z_4	1,35	1,63	1,98	2,14
Г, год.		11	9	10

Відмінності між статистичними параметрами, які характеризують розподіли величини модуля КСВА складають 1,96 (Z_3) і 1,59 (Z_4), відповідно.

- 5 Технічний результат: використання запропонованого способу призводить до розширення функціональних можливостей поляризаційно-кореляційного картографування у диференційній діагностиці та визначенні давності утворення крововиливів травматичного генезу, інфаркту мозку ішемічного і геморагічного генезу. Нами вперше використано низькокогерентне циркулярно поляризоване лазерне випромінювання із наступним моніторингом зміни значень
- 10 статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, які характеризують розподіли значень модуля КСВА гістологічних зрізів тканини мозку.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

- 15 Спосіб поляризаційно-кореляційного картографування оптичної анізотропії гістологічних зрізів тканини мозку, що включає диференційну діагностику та визначення давності утворення крововиливів травматичного генезу, інфаркту мозку, ішемічного і геморагічного генезу шляхом оцінки біохімічних змін гістологічних зрізів тканин, який **відрізняється** тим, що для оцінки таких змін опромінюють гістологічні зрізи тканини мозку зондуючим пучком низькокогерентного
- 20 напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,405 мкм, формують чотири парціальні канали лазерних зондуючих пучків з азимутами поляризації "0°"; "90°"; "45°"; і "права циркуляція", проєктують зображення гістологічних зрізів тканини мозку в площину цифрової світлочутливої камери, для кожного каналу оптичного зондування реалізують багатопараметричну поляризаційну фільтрацію ("0°"; "90°"; "45°"; "135°" "права циркуляція" і
- 25 "ліва циркуляція"), вимірюють серію координатних розподілів величини інтенсивності цифрових лазерних зображень гістологічних зрізів тканини мозку, на цій основі в кожному пікселі цифрової камери обчислюють величину дійсної та уявної складової елементів матриці Джонса та визначають на цій основі координатні розподіли величини модуля комплексного ступеня взаємної анізотропії (КСВА) гістологічних зрізів мозку, обчислюють статистичні моменти 1-4-го
- 30 порядків, визначають часову динаміку зміни їх величини, що використовують у диференційній діагностиці та визначенні давності утворення крововиливів травматичного генезу, інфаркту мозку ішемічного і геморагічного генезу.