



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 162526

(13) U

(51) МПК

G01N 1/28 (2006.01)

G01N 33/49 (2006.01)

G01N 21/19 (2006.01)

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

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2025 04600	(72) Винахідник(и): Мотрич Артем Володимирович (UA), Шилан Кирило Володимирович (UA), Бачинський Віктор Теодосович (UA), Ванчуляк Олег Ярославович (UA), Ушенко Олександр Григорович (UA), Горський Михайло Петрович (UA), Ушенко Юрій Олександрович (UA), Дуболазов Олександр Володимирович (UA), Олар Олександр Валеріувич (UA), Солтис Ірина Василівна (UA)
(22) Дата подання заявки: 22.09.2025	
(24) Дата, з якої є чинними права інтелектуальної власності: 02.04.2026	
(46) Публікація відомостей про державну реєстрацію: 01.04.2026, Бюл.№ 13	(73) Володілець (володільці): ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА, вул. Коцюбинського, 2, м. Чернівці, 58002 (UA)

(54) СПОСІБ ЛАЗЕРНО-ІНДУКОВАНОГО ПОЛЯРИМЕТРИЧНОГО ДЕТЕКТУВАННЯ ДИХРОЇЗМУ ДЕГІДРАТОВАНИХ ПЛІВОК КРОВІ ПОМЕРЛИХ**(57) Реферат:**

Спосіб лазерно-індукованого поляриметричного детектування дихроїзму дегідратованих плівок крові померлих з різним об'ємом крововтрати здійснюють за допомогою картографування лазерних мікроскопічних зображень біологічних тканин і алгоритмічної реконструкції лазерно-індукованих мап інтенсивності полікристалічної архітекtonіки надмолекулярних мереж шляхом вимірювання координатних розподілів вторинної об'єктної інтенсивності. Для оцінки змін мап лінійного і циркулярного дихроїзму мікроструктури надмолекулярних полікристалічних мереж зразків дегідратованих плівок крові розміщують у оптичному ході пучка лазерного стоксполариметра з чотирма поляризаційними каналами плоско-поляризованим етапом з азимутами 0°, 90°, 45° і циркулярно ⊗ поляризованим станом. Виконують лазерно-індуковане зондування для кожного стану поляризації, опромінюючого зразок дегідратованої плівки крові, лазерним пучком індукованого поляризаційного зображення мікрооб'єктивом проєктують в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість оптичних каналів: лінійною поляризацією з азимутами 0°, 90°, 45°, 135°; право- і лівоциркулярною ⊕, ⊗ поляризацією. Послідовно реєструють світлочутливими пікселями цифрової камери з наступним алгоритмічним відтворенням мап амплітудної анізотропії, як координатний розподіл лінійного та циркулярного дихроїзму мікроструктури полікристалічної архітекtonіки зразків дегідратованих плівок крові, які оцінюють шляхом обчислення центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, за величинами яких роблять висновок про об'єм крововтрати.

UA 162526 U

Корисна модель належить до судової медицини, а також до поляризаційної біомедичної оптики, та може бути використана для детектування і моніторингу змін лазерно-індукованих мап амплітудної анізотропії надмолекулярних мереж дегідратованих плівок крові, що актуально у моніторингу змін полікристалічної структури плівок біологічних рідин, а також у прикладних завданнях судової медицини, зокрема у визначенні об'єму крововтрати померлих.

Відомий ряд лазерних і оптичних судово-медичних способів, які досліджують процеси зондування і трансформації поляризаційних параметрів когерентного випромінювання оптично анізотропними біологічними шарами тканин і рідин померлих.

Спосіб-аналог, описаний в [Ivashkevich, Y., Vanchulyak, O., Tomka, Y., Ushenko, O., Olar, O., Shaplavskiy, M. Diffuse Tomography of Fluctuations of Optical Anisotropy of Blood Films in Differentiation of the Cause of Human Poisoning. (2020) 2020 IEEE KhPI Week on Advanced Technology, KhPI Week 2020-Conference Proceedings, 9250179, pp. 455-458], заснований на поляриметрії лазерних об'єктних полів з алгоритмічним відтворенням і статистичним аналізом інтегрально усереднених мап двоприменезаломлення плівок крові.

Недоліком способу є відсутність інформації про оптично анізотропне поглинання, а також неможливість вимірювання мап оптичної анізотропії на мікроструктурному рівні молекулярних доменів білків і формених елементів крові. Крім цього, він є вузько спрямованим лише на диференціацію зразків крові померлих внаслідок отруєння.

Також аналогом заявленого способу є спосіб оцінювання двоприменезаломлення оптично анізотропної архітектури дегідратованих плівок полікристалічних мереж крові померлих внаслідок травматичних крововиливів та інфаркту мозку геморагічного і ішемічного генезу [Garazdyuk, M., Bachinskiy, V., Vanchulyak, O., Ushenko, A., Ushenko, Y., Dubolazov, A., Gorodenskiy, P., Yatsko, O., Bin, L., Chen, Z. Polarization reconstruction of fluctuations in the parameters of the phase anisotropy of biological crystals networks in differentiation of cerebral infarction. (2020) Proceedings of SPIE-The International Society for Optical Engineering, 11718, 117181C].

Основним недоліком способу-аналога є відсутність інформації про дихроїзм оптично анізотропної архітектури, а також опосередкованість оцінювання мап двоприменезаломлення надмолекулярних мереж плівок біологічних рідин. Крім цього, неможливим є вимірювання мап парціальних мікроструктурних молекулярних елементів, що робить його непридатним для більш широкого кола судово-медичних завдань.

Найближчим аналогом корисної моделі є спосіб картографування інтенсивності лазерно-індукованих мікроскопічних зображень нативних гістологічних зрізів біологічних тканин померлих з алгоритмічним визначенням об'єму крововтрати [Ushenko, O., Syvokorovskaya, A., Bachinsky, V., Garazdyuk, M., Vanchuliak, O., Dubolazov, O., Ushenko, Y., Tomka, Y., Gorsky, M., Soltys, I., Omiotek, Z., Kondratiuk, N., Iskakova, A. Fluorescent microscopy of biological tissues of the dead with the different levels of blood loss (2020) Proceedings of SPIE-The International Society for Optical Engineering, 11581, 1581 OB], при якому величина об'єму крововтрати оцінюється шляхом обчислення сукупності центральних статистичних моментів 11-4-го порядків, які характеризують мапи інтенсивності лазерно-індукованого вторинного випромінювання.

Недоліками найближчого аналога є те, що пряме експериментальне вимірювання мап інтенсивності лазерно-індукованого вторинного випромінювання не несе інформацію як про двоприменезаломлення, так і дихроїзм полікристалічної архітектури біологічних шарів, що значно знижує інформативну ефективність способу та його прикладні застосування - чутливість і точність визначення об'єму крововтрати є незначними та неоднозначними.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлена задача удосконалити спосіб лазерно-індукованого поляриметричного детектування дихроїзму дегідратованих плівок крові померлих з різним об'ємом крововтрати за допомогою багатоканального поляризаційного картографування лазерно-індукованих мікроскопічних зображень біологічних шарів і алгоритмічного відтворенням мап амплітудної анізотропії, як координатний розподіл лінійного та циркулярного дихроїзму мікроструктури полікристалічної архітектури зразків дегідратованих плівок крові, що розширює функціональні можливості і покращує точність визначення об'єму крововтрати шляхом обчислення центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, які характеризують розподіли лінійного та циркулярного дихроїзму, для покращення точності та розширення функціональних можливостей оцінювання трансформації полікристалічної складової біологічного шару.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі лазерно-індукованого поляриметричного детектування дихроїзму дегідратованих плівок крові померлих з різним об'ємом крововтрати за допомогою картографування лазерних мікроскопічних зображень біологічних шарів і алгоритмічної реконструкції лазерно-індукованих мап інтенсивності полікристалічної

архітектоніки надмолекулярних мереж шляхом вимірювання координатних розподілів вторинної об'єктної інтенсивності, згідно з корисною моделлю, для оцінки змін мап лінійного і циркулярного дихроїзму мікроструктури надмолекулярних полікристалічних мереж зразки дегідратованих плівок крові розміщують у оптичному розташуванні лазерного стохсполариметра з чотирма поляризаційними каналами плоско-поляризованим станом з азимутами 0° , 90° , 45° і циркулярно $\otimes$ поляризованим станом та виконують лазерно-індуковане зондування; для кожного стану поляризації, опромінюючого зразок дегідратованої плівки крові, лазерного пучка індуковане поляризаційне зображення мікрооб'єктивом проектується в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість каналів: лінійною поляризацією з азимутами 0° , 90° , 45° , 135° ; право- і лівоциркулярною $\oplus$, $\otimes$ поляризацією та проводять поляризаційний аналіз і послідовно реєструються світлочутливими пікселями цифрової камери з наступним алгоритмічним відтворенням мап амплітудної анізотропії, як координатний розподіл лінійного та циркулярного дихроїзму мікроструктури полікристалічної архітектоніки зразків дегідратованих плівок крові, які оцінюються шляхом обчислення центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, за величинами яких роблять висновок про об'єм крововтрати.

Спільними ознаками найближчого аналога та заявленої корисної моделі є картографування лазерних мікроскопічних зображень біологічних шарів і алгоритмічної реконструкції лазерно-індукованих мап інтенсивності полікристалічної архітектоніки надмолекулярних мереж шляхом вимірювання координатних розподілів вторинної об'єктної інтенсивності.

Корисна модель відрізняється від найближчого аналога тим, для оцінки змін мап амплітудної анізотропії мікроструктури надмолекулярних полікристалічних мереж зразки дегідратованих плівок крові розміщують у оптичному розташуванні лазерного стохсполариметра з чотирма поляризаційними каналами плоско-поляризованим станом з азимутами 0° , 90° , 45° циркулярно $\otimes$ поляризованим станом та виконують лазерно-індуковане зондування; для кожного стану поляризації, опромінюючого зразок дегідратованої плівки крові, лазерного пучка індуковане поляризаційне зображення мікрооб'єктивом проектується в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість каналів: лінійною поляризацією з азимутами 0° , 90° , 45° , 135° ; право- і лівоциркулярною $\oplus$, $\otimes$ поляризацією та проводять поляризаційний аналіз і послідовно реєструються світлочутливими пікселями цифрової камери з наступним алгоритмічним відтворенням мап амплітудної анізотропії, як координатний розподіл лінійного та циркулярного дихроїзму мікроструктури полікристалічної архітектоніки зразків дегідратованих плівок крові, які оцінюються шляхом обчислення центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, за величинами яких роблять висновок про об'єм крововтрати.

Спосіб здійснюється наступним чином. Для оцінки змін мап амплітудної анізотропії мікроструктури надмолекулярних полікристалічних мереж зразки дегідратованих плівок крові розміщують у оптичному розташуванні лазерного Стохсполариметра з чотирма поляризаційними каналами плоско-поляризованим станом з азимутами 0° , 90° , 45° , і циркулярно $\otimes$ поляризованим станом та виконують лазерно-індуковане зондування; для кожного стану поляризації, опромінюючого зразок дегідратованої плівки крові, лазерного пучка індуковане поляризаційне зображення мікрооб'єктивом проектується в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість каналів: лінійною поляризацією з азимутами 0° , 90° , 45° , 135° ; право- і ліво циркулярною $\oplus$, $\otimes$ поляризацією та проводять поляризаційний аналіз послідовно реєструються світлочутливими пікселями цифрової камери з наступним алгоритмічним відтворенням мап амплітудної анізотропії, як. координатних розподілів лінійного та циркулярного дихроїзму мікроструктури полікристалічної архітектоніки зразків дегідратованих плівок крові, які оцінюються шляхом обчислення центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, за величинами яких судять про об'єм крововтрати.

Теоретичним підґрунтям корисної моделі є наступний алгоритм визначення об'єму крововтрати.

В основу визначення об'єму крововтрати покладено наступну методику дослідження динаміки зміни величини статистичних моментів 1-4-го порядків, які характеризують координатні розподіли величини лінійного LD і циркулярного CD дихроїзму. В подальшому - інформаційні розподіли Q.

1. Для кожного з розподілів інформаційних параметрів Q мап амплітудної анізотропії плівок крові, які відповідають певному об'єму крововтрати (у діапазоні від 0 до 2500 мм³), обчислюють набір статистичних моментів 1-4-го порядків $SM_{i=1;2;3;4}$.

2. Для сукупності зразків плівок крові будують серію номограм залежностей величини статистичних моментів $SM_{i=1;2;3;4}$ від об'єму крововтрати ΔV померлих.

3. Одержані залежності для кожного статистичного моменту $SM_{i=1;2;3;4}$ апроксимують методом найменших квадратів [Bachinsky, V., Vanchulyak, O.Y., Ushenko, A.G., Ushenko, Y.A.,

Dubolazov, A.V., Bykov, A., Hogan, B., Meglinski, I. Materials and Research Methods (2021) SpringerBriefs in Applied Sciences and Technology, pp. 1-22] і знаходять відповідні апроксимуючі криві $\Phi(\theta)$.

4. Аналізують одержані криві $\Phi(\theta)$ та визначають наявність лінійних ($\theta_i = \text{const}$) ділянок і кути їх нахилу θ_i .

5. Досліджують зразок плівки крові померлого з невідомим рівнем крововтрати та визначають його об'єм за алгоритмом наступним алгоритмом:

$$V_x = (SM^i(V_*) - SM^i_1(V_1)) \times \left(\frac{(V_2 - V_1)}{(SM^i_2(V_2) - SM^i_1(V_1))} \right),$$

де:

10 SM^i - один з набору статистичних параметрів; $\Delta V = (V_2 - V_1)$ - діагностично-актуальний діапазон зміни об'єму крововтрати V ; SM^i_k - значення статистичного параметру зображення Q гістологічного зрізу тканини або плівки крові померлого з невідомим об'ємом крововтрати; V_* - питома значення крововтрати.

15 Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом. Як зразок використали три групи зразків дегідратованих плівок крові померлих з різним об'ємом крововтрати:

- Група 1 - об'єм крововтрати $V = 500 \text{ mm}^3$;
- Група 2 - об'єм крововтрати $V = 1000 \text{ mm}^3$;
- Група 3 - об'єм крововтрати $V = 2000 \text{ mm}^3$.

20 У таблиці 1 і таблиці 2 результати визначення об'єму крововтрати шляхом часового моніторингу зміни величини центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, які характеризують мали лінійного (таблиця 1) і циркулярного (таблиця 2) дихроїзму надмолекулярних мереж таких зразків.

Таблиця 1

Визначення об'єму крововтрати за статистичним моніторингом мап лінійного дихроїзму

Групи	Об'єм крововтрати, V, mm^3	Похибка, $\Delta V, \text{mm}^3$
Група 1	530	30
Група 2	1070	70
Група 3	2160	160

25 Похибка визначення об'єму крововтрати складає 6-8 %, що у 1,6 рази нижче ніж у способі найближчому аналізі.

Таблиця 2

Визначення об'єму крововтрати за статистичним моніторингом мап циркулярного дихроїзму

Групи	Об'єм крововтрати, v, mm^3	Похибка, $\Delta V, \text{mm}^3$
Група 1	520	20
Група 2	1060	60
Група 3	2120	120

30 Похибка визначення об'єму крововтрати складає 4-6 %, що у 2,5 - рази нижче ніж у способі найближчому аналізі.

35 Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей і покращення точності визначення об'єму крововтрати шляхом алгоритмічного відтворення і статистичного моніторингу зміни координатної структури мап амплітудної анізотропії надмолекулярних мереж дегідратованих плівок крові. При цьому вперше використано багатоканальний поляризаційний аналіз лазерно-індукованих мікроскопічних зображень полікристалічної архітектури надмолекулярних мереж дегідратованих плівок крові.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб лазерно-індукованого поляриметричного детектування дихроїзму дегідратованих плівок крові померлих з різним об'ємом крововтрати, що здійснюють за допомогою картографування лазерних мікроскопічних зображень біологічних тканин і алгоритмічної реконструкції лазерно-індукованих мап інтенсивності полікристалічної архітекtonіки надмолекулярних мереж шляхом вимірювання координатних розподілів вторинної об'єктної інтенсивності, який **відрізняється** тим, що для оцінки змін мап лінійного і циркулярного дихроїзму мікроструктури надмолекулярних полікристалічних мереж зразків дегідратованих плівок крові розміщують у оптичному ході пучка лазерного стоксполариметра з чотирма поляризаційними каналами плоско-поляризованим етапом з азимутами 0° , 90° , 45° і циркулярно $\otimes$ поляризованим станом та виконують лазерно-індуковане зондування для кожного стану поляризації, опромінюючого зразок дегідратованої плівки крові, лазерним пучком індукованого поляризаційного зображення мікрооб'єктивом проєктують в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість оптичних каналів: лінійною поляризацією з азимутами 0° , 90° , 45° , 135° ; право- і лівоциркулярною $\oplus$, $\otimes$ поляризаціями, та послідовно реєструють світлочутливими пікселями цифрової камери з наступним алгоритмічним відтворенням мап амплітудної анізотропії, як координатний розподіл лінійного та циркулярного дихроїзму мікроструктури полікристалічної архітекtonіки зразків дегідратованих плівок крові, які оцінюють шляхом обчислення центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, за величинами яких роблять висновок про об'єм крововтрати.