



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 162525

(13) U

(51) МПК

G01N 1/28 (2006.01)

G01N 33/49 (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 04593****(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****(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)**

(73) Володілець (володільці):

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

(54) СПОСІБ ЛАЗЕРНО-ІНДУКОВАНОЇ ПОЛЯРИМЕТРІЇ ФАЗОВОЇ АНІЗОТРОПІЇ ДЕГІДРАТОВАНИХ ПЛІВОК КРОВІ ПОМЕРЛИХ У ДЕТЕКТУВАННІ ОБ'ЄМУ КРОВОВТРАТИ**(57) Реферат:**

Спосіб лазерно-індукованої поляриметриї фазової анізотропії дегідратованих плівок крові померлих у детектуванні об'єму крововтрати здійснюють 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. При цьому для оцінки змін мап фазової анізотропії мікроструктури надмолекулярних полікристалічних мереж зразки дегідратованих плівок крові розміщують в ході оптичного каналу лазерного стохсполариметра з чотирма поляризаційними каналами з відповідними станами поляризації: плоскополяризовані стани з азимутами 0°, 90°, 45° і циркулярно поляризований стан ⊗ лазерно-індукованого зонduючого лазерного променя, що опромінює зразок дегідратованої плівки крові. Отримують лазерно-індуковане поляризаційне зображення мікроструктури надмолекулярних полікристалічних мереж мікрооб'єктивом і далі проєктують в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість каналів з відповідними станами поляризації: лінійною поляризацією з азимутами 0°, 90°, 45°, 135°; право- і лівоциркулярною поляризаціями ⊕, ⊗ лазерно-індукованого зонduючого лазерного променя. Після цього використовують поляризаційний аналіз і послідовно реєструють світлочутливими пікселями цифрової камери відповідно до алгоритмічного відтворення мап фазової анізотропії мікроструктури полікристалічної архітектоніки зразків дегідратованих плівок крові, які оцінюють шляхом обчислення центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, за величинами яких судять про об'єм крововтрати.

UA 162525 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 фазової 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 фазової анізотропії плівок крові.

Недоліком способу є неможливість вимірювання мап оптичної анізотропії на мікроструктурному рівні молекулярних доменів білків і формених елементів крові. Окрім цього він є вузькоспрямованим лише на диференціацію зразків крові померлих внаслідок отруєння.

Також аналогом способу, що заявляється, є спосіб оцінювання фазової анізотропії архітекtonіки дегідратованих плівок полікристалічних мереж крові померлих внаслідок травматичних крововиливів та інфаркту мозку геморагічного і ішемічного ґенезу [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 опосередкованість оцінювання фазових мап оптично анізотропної архітекtonіки надмолекулярних мереж плівок біологічних рідин, а також неможливість вимірювання мап парціальних мікроструктурних молекулярних елементів, що робить його непридатним для більш широкого кола судово-медичних завдань.

Найближчим аналогом 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, 15810B], при якому величина об'єму крововтрати оцінюються шляхом обчислення сукупності центральних статистичних моментів 1-4-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 про оптичну анізотропію полікристалічної архітекtonіки біологічних шарів, що значно знижує інформативну ефективність способу та його прикладні застосування - чутливість і точність визначення об'єму крововтрати є незначними та неоднозначними.

В основу корисної моделі поставлена задача удосконалити спосіб лазерно-індукованої поляриметрії фазової анізотропії дегідратованих плівок крові померлих у детектуванні об'єму крововтрати за допомогою багатоканального поляризаційного картографування лазерно-індукованих мікроскопічних зображень біологічних шарів і алгоритмічного відтворенням мап фазової анізотропії а саме координатних розподілів лінійного та циркулярного двопротенезаломлення, мікроструктури полікристалічної архітекtonіки 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 двопротенезаломлення, для покращення точності та розширення функціональних можливостей оцінювання трансформації полікристалічної складової біологічного шару.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі лазерно-індукованої поляриметрії фазової анізотропії дегідратованих плівок крові померлих у детектуванні об'єму крововтрати, що здійснюють за допомогою картографування лазерних мікроскопічних зображень біологічних шарів і алгоритмічної реконструкції лазерно-індукованих мап інтенсивності полікристалічної архітекtonіки надмолекулярних мереж шляхом вимірювання координатних розподілів вторинної об'єктної інтенсивності, згідно з корисною моделлю, для оцінки змін мап фазової анізотропії мікроструктури надмолекулярних полікристалічних мереж зразки дегідратованих плівок крові

розміщують у оптичному розташуванні лазерного стохсполариметра з чотирма поляризаційними каналами: плоскополяризовані стани з азимутами 0° , 90° , 45° і циркулярно-поляризовані стани $\otimes$, лазерно-індукованого зондування; для кожного стану поляризації, опромінюючого зразок дегідратованої плівки крові, лазерного пучка індуковане поляризаційне зображення мікрооб'єктивом проєктується в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість каналів: лінійною поляризацією з азимутами 0° , 90° , 45° , 135° ; право- і лівоциркулярною поляризаціями $\oplus$, $\otimes$ для проведення поляризаційного аналізу і послідовної реєстрації світлочутливими пікселями цифрової камери та наступного алгоритмічного відтворення мап фазової анізотропії через координатних розподілів лінійного та циркулярного двоприменезаломлення мікроструктури полікристалічної архітекτονіки зразків дегідратованих плівок крові, які оцінюються шляхом обчислення центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, за величинами яких судять про об'єм крововтрати.

Спільними ознаками найближчого аналога та корисної моделі є картографування лазерних мікроскопічних зображень біологічних шарів і алгоритмічної реконструкції лазерно-індукованих мап інтенсивності полікристалічної архітекτονіки надмолекулярних мереж шляхом вимірювання координатних розподілів статистичних моментів 1-4-го порядків вторинної об'єктної інтенсивності.

Корисна модель відрізняється від найближчого аналога тим, що для оцінки змін мап фазової анізотропії мікроструктури надмолекулярних полікристалічних мереж зразки дегідратованих плівок крові розміщують у оптичному розташуванні лазерного стохсполариметра з чотирма поляризаційними каналами: плоскополяризованими станами з азимутами 0° , 90° , 45° і циркулярно-поляризованими станами $\otimes$ лазерно-індукованого зондування; для кожного стану поляризації, опромінюючого зразок дегідратованої плівки крові, лазерного пучка індуковане поляризаційне зображення мікрооб'єктивом проєктується в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість каналів: лінійною поляризацією з азимутами 0° , 90° , 45° , 135° ; право- і лівоциркулярною поляризаціями $\oplus$, $\otimes$ поляризаційного аналізу і послідовно реєструються світлочутливими пікселями цифрової камери з наступним алгоритмічним відтворенням мап фазової анізотропії шляхом відтворення координатних розподілів лінійного та циркулярного двоприменезаломлення мікроструктури полікристалічної архітекτονіки зразків дегідратованих плівок крові, які оцінюються шляхом обчислення центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, за величинами яких судять про об'єм крововтрати.

Спосіб здійснюється наступним чином. Для оцінки змін мап фазової анізотропії мікроструктури надмолекулярних полікристалічних мереж зразки дегідратованих плівок крові розміщують у оптичному розташуванні лазерного стохсполариметра з чотирма поляризаційними каналами: плоскополяризованими станами з азимутами 0° , 90° , 45° і циркулярно-поляризованими $\otimes$ станами лазерно-індукованого зондування; для кожного стану поляризації, опромінюючого зразок дегідратованої плівки крові, лазерного пучка індуковане поляризаційне зображення мікрооб'єктивом проєктується в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість каналів: лінійною поляризацією з азимутами 0° , 90° , 45° , 135° ; право- і лівоциркулярною поляризаціями $\oplus$, $\otimes$ поляризаційного аналізу і послідовно реєструються світлочутливими пікселями цифрової камери та алгоритмічним відтворенням мап фазової анізотропії шляхом відтворення координатних розподілів лінійного та циркулярного двоприменезаломлення мікроструктури полікристалічної архітекτονіки 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 LB і циркулярного СВ двоприменезаломлення. В подальшому - інформаційні розподіли Q.

1. Для кожного з розподілів інформаційних параметрів Q мап фазової 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., Vykov, ' 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_j .

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

$$V_x = (SM^i_*(V_*) - SM^i_1(V_1)) \times \left(\frac{(V_2 - V_1)}{SM^i_2(V_2) - SM^i_1(V_1)} \right) \quad (1)$$

Тут:

SM^i_1 один з набору статистичних параметрів; $\Delta V = (V_2 - V_1)$ - діагностично-актуальний діапазон зміни об'єму крововтрати V ; SM^i_* - значення статистичного параметру зображення Q гістологічного зрізу тканини або плівки крові померлого з невідомим об'ємом крововтрати; V_* - питоме значення крововтрати.

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 $V = 2000 \text{ mm}^3$.

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

Таблиця 1

Визначення об'єму крововтрати за статистичним моніторингом мап лінійного двопронезаломлення

Групи	Об'єм крововтрати, V, mm^3	Похибка, $\Delta V, \text{mm}^3$
Група 1	545	45
Група 2	1095	95
Група 3	1390	610

Похибка визначення об'єму крововтрати для груп 1 і 2 складає 10 %, що у 1,5 рази нижче ніж у способі прототипі. Для групи 3, як і прототип, метод є неефективним.

Таблиця 2

Визначення об'єму крововтрати за статистичним моніторингом мап циркулярного двопронезаломлення

Групи	Об'єм крововтрати, V, mm^3	Похибка, $\Delta V, \text{mm}^3$
Група 1	530	30
Група 2	1065	65
Група 3	1420	580

Похибка визначення об'єму крововтрати для груп 1 і 2 складає 5-7 %, що у 2,5-3 рази нижче ніж у способі-прототипі. Для групи 3, як і прототип, метод є неефективним.

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 фазової 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-індукованої поляриметрії фазової анізотропії дегідратованих плівок крові померлих у детектуванні об'єму крововтрати, що здійснюють за допомогою картографування лазерних мікроскопічних зображень біологічних шарів 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 фазової анізотропії мікроструктури надмолекулярних полікристалічних мереж зразки дегідратованих плівок крові розміщують в ході оптичного каналу лазерного стоксполариметра з чотирма поляризаційними каналами з відповідними станами поляризації: плоскополяризовані стани з азимутами 0° , 90° , 45° і циркулярно поляризований стан $\otimes$ лазерно-індукованого зонduючого лазерного променя, що опромінює зразок дегідратованої плівки крові, та отримують лазерно-індуковане поляризаційне зображення мікроструктури надмолекулярних полікристалічних мереж мікрооб'єктивом і далі проєктують в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість каналів з відповідними станами поляризації: лінійною поляризацією з азимутами 0° , 90° , 45° , 135° ; право- і лівоциркулярною поляризаціями $\oplus$, $\otimes$ лазерно-індукованого зонduючого лазерного променя, після чого використовують поляризаційний аналіз і послідовно реєструють світлочутливими пікселями цифрової камери відповідно до алгоритмічного відтворення мап фазової анізотропії мікроструктури полікристалічної архітекtonіки зразків дегідратованих плівок крові, які оцінюють шляхом обчислення центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, за величинами яких судять про об'єм крововтрати.