

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 фібрилярних мереж нативних гістологічних зрізів біологічних тканин з фібрилярною архітектонікою, що актуально у моніторингу змін полікристалічної структури фібрилярних біологічних тканин, 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. - P. 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 мікро- структурному рівні полікристалічної архітектоніки елементів крові. Окрім цього він є вузько спрямованим лише на диференціацію біологічних препаратів померлих внаслідок отруєння.

Також аналогом способу, що заявляється, є спосіб оцінювання фазової анізотропії полікристалічної архітектоніки біологічних зразків 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 опосередкованість оцінювання фазових мап оптично анізотропної архітектоніки біологічних шарів, а також неможливість 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, 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 архітектоніки біологічних зразків, що значно знижує інформативну ефективність способу та його прикладні застосування - чутливість і точність визначення об'єму крововтрати є незначними та неоднозначними.

Заявлена корисна модель усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлена задача удосконалити спосіб лазерно-індукованої поляриметрії фазової анізотропії біологічних тканин померлих з фібрилярною архітектонікою у детектуванні об'єму крововтрати за допомогою багатоканального поляризаційного картографування лазерно-індукованих мікроскопічних зображень нативних гістологічних зрізів фібрилярних тканин (прямий м'яз живота, шкіра) померлих і алгоритмічного відтворення мап фазової анізотропії, а саме координатних розподілів лінійного та циркулярного двопротенезаломлення мікроструктури полікристалічної архітектоніки зразків фібрилярних біологічних тканин, 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 біологічних тканин померлих з фібрилярною архітектонікою у детектуванні об'єму крововтрати за допомогою картографування лазерних мікроскопічних зображень мікроструктури фібрилярних полікристалічних мереж зразки нативних гістологічних зрізів фібрилярних тканин і алгоритмічної реконструкції лазерно-індукованих мап інтенсивності полікристалічної архітектоніки фібрилярних мереж шляхом вимірювання координатних розподілів вторинної об'єктної інтенсивності, згідно з корисною моделлю, для оцінки змін мап фазової анізотропії мікроструктури фібрилярних

полікристалічних мереж зразки нативних гістологічних зрізів фібрилярних тканин, а саме прямого м'яза живота та шкіри, що розміщують у оптичному каналі лазерного Стоксполариметра з чотирма поляризаційними каналами: плоско-поляризований стан з азимутами 0° , 90° , 45° і циркулярно $\otimes$ поляризований стан лазерно-індукованого зондування; для кожного стану поляризації, опромінюючого зразок нативного гістологічного зрізу фібрилярної тканини, лазерного пучка індуковане поляризаційне зображення мікрооб'єктивом проєктується в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість каналів: лінійної поляризації з азимутами 0° , 90° , 45° , 135° ; право- і лівоциркулярної $\oplus$, $\otimes$ поляризацій, для поляризаційного аналізу та послідовно реєструються світлочутливими пікселями цифрової камери з наступним алгоритмічним відтворенням мап фазової анізотропії у вигляді координатних розподілів лінійного та циркулярного двопротенезаломлення мікроструктури полікристалічної архітектури зразків біологічних тканин з фібрилярною архітектонікою, які оцінюються шляхом обчислення центральних статистичних моментів 1-4-го порядків, за величинами яких судять про об'єм крововтрати.

Спільними ознаками найближчого аналога і корисної моделі є картографування лазерних мікроскопічних зображень біологічних зразків і алгоритмічної реконструкції лазерно-індукованих мап інтенсивності полікристалічної архітектури шляхом вимірювання координатних розподілів вторинної об'єктної інтенсивності.

Корисна модель відрізняється від найближчого аналога тим, для оцінки змін мап фазової анізотропії мікроструктури полікристалічних мереж зразки нативних гістологічних зрізів фібрилярних тканин, а саме прямого м'яза живота та шкіри, що розміщують у оптичному каналі лазерного Стоксполариметра з чотирма поляризаційними: плоско-поляризований стан з азимутами 0° , 90° , 45° і циркулярно $\otimes$ поляризований стан лазерно-індукованого зондування; для кожного стану поляризації, опромінюючого зразок нативного гістологічного зрізу фібрилярної тканини, лазерного пучка індуковане поляризаційне зображення мікрооб'єктивом проєктується в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість каналів: лінійної поляризації з азимутами 0° , 90° , 45° , 135° ; право- і лівоциркулярної $\oplus$, $\otimes$ поляризацій, для поляризаційного аналізу та послідовно реєструються світлочутливими пікселями цифрової камери з наступним алгоритмічним відтворенням мап фазової анізотропії у вигляді координатних розподілів лінійного та циркулярного двопротенезаломлення мікроструктури полікристалічної архітектури зразків нативних гістологічних зрізів фібрилярних тканин, а саме прямий м'яз живота та шкіра, 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 нативних гістологічних зрізів фібрилярних тканин (прямий м'яз живота, шкіра) розміщують у оптичному розташуванні лазерного Стоксполариметра з чотирма поляризаційними: плоско-поляризований стан з азимутами 0° , 90° , 45° і циркулярно $\otimes$ поляризований стан лазерно-індукованого зондування; для кожного стану поляризації, опромінюючого зразок нативного гістологічного зрізу фібрилярної тканини, лазерного пучка індуковане поляризаційне зображення мікрооб'єктивом проєктується в площину світлочутливих пікселів цифрової камери крізь шість каналів: лінійної поляризації з азимутами 0° , 90° , 45° , 135° ; право- і лівоциркулярної $\oplus$, $\otimes$ поляризацій, для поляризаційного аналізу та послідовно реєструються світлочутливими пікселями цифрової камери з наступним алгоритмічним відтворенням мап фазової анізотропії у вигляді координатних розподілів лінійного та циркулярного двопротенезаломлення мікроструктури полікристалічної архітектури зразків біологічних тканин з фібрилярною архітектонікою, 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 CB двопротенезаломлення. В подальшому - інформаційні розподіли Q.

1. Для кожного з розподілів інформаційних параметрів Q мап фазової анізотропії нативних гістологічних зрізів фібрилярних тканин, які відповідають певному об'єму крововтрати (у діапазоні від 0 до 2500 мм^3), обчислюють набір статистичних моментів 1-4-го порядків $SM_{i=1;2;3;4}$.

2. Для сукупності зразків нативних гістологічних зрізів фібрилярних тканин будують серію номограм - залежностей величини статистичних моментів $SM_{i=1;2;3;4}$ від об'єму крововтрати ΔV померлих.

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 $\Phi(\Theta)$.

3. Аналізують одержані криві $\Phi(\Theta)$ та визначають наявність лінійних ($\Theta_i = \text{const}$) ділянок і кути їх нахилу Θ_i .

4. Досліджують зразок нативного гістологічного зрізу прямого м'яза живота або шкіри померлого з невідомим рівнем крововтрати та визначають його об'єм за алгоритмом наступним алгоритмом

$$V_x = (SM_i^*(V_*) - SM_i^*(V_1)) \times \left(\frac{(V_2 - V_1)}{(SM_i^*(V_2) - SM_i^*(V_1))} \right) \quad (1).$$

Тут:

SM_i^* один з набору центральних статистичних моментів 1-4-го порядків; $\Delta V = (V_2 - V_1)$ - діагностично-актуальний діапазон зміни об'єму крововтрати V ; SM_i^* - значення статистичного параметру зображення Q гістологічного зрізу тканини померлого з невідомим об'ємом крововтрати; V_* - питома значення крововтрати.

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом.

Використали два блоки по три групи зразків нативних гістологічних зрізів прямого м'яза живота (блок 1) і шкіри (блок 2) 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 мали лінійного (таблиця 1) і циркулярного (таблиця 2) двопроектного зламлення нативних гістологічних зрізів прямого м'яза живота.

Таблиці 3 і 4 ілюструють аналогічні дані для нативних гістологічних зрізів шкіри.

Таблиця 1

Визначення об'єму крововтрати за статистичним моніторингом мап лінійного двопроектного зламлення зразків прямого м'яза живота померлих

Групи	Об'єм крововтрати, $V, \text{ mm}^3$	Похибка, $\Delta V, \text{ mm}^3$
Група 1	540	40
Група 2	1080	80
Група 3	1440	560

Похибка визначення об'єму крововтрати для груп 1 і 2 складає 8 %-10 %, що у 1,4 рази нижче ніж у найближчому аналізі. Для групи 3, як і для найближчого аналога, метод є неефективним.

Таблиця 2

Визначення об'єму крововтрати за статистичним моніторингом мап циркулярного двопроектного зламлення зразків прямого м'яза живота померлих

Групи	Об'єм крововтрати, $V, \text{ mm}^3$	Похибка, $\Delta V, \text{ mm}^3$
Група 1	560	60
Група 2	1120	120
Група 3	1400	600

Похибка визначення об'єму крововтрати для груп 1 і 2 складає 12-15 %, що у 1,2 рази нижче ніж у найближчому аналізі. Для групи 3, як і для найближчого аналога, метод є неефективним.

Таблиця 3

Визначення об'єму крововтрати за статистичним моніторингом мап лінійного двопроектного зламлення зразків шкіри померлих

Групи	Об'єм крововтрати, $V, \text{ mm}^3$	Похибка, $\Delta V, \text{ mm}^3$
Група 1	555	55
Група 2	1110	110
Група 3	1350	650

Похибка визначення об'єму крововтрати для груп 1 і 2 складає 11-12 %, що у 1,35 рази нижче ніж у найближчому аналізі. Для групи 3, як і для найближчого аналога, метод є неефективним.

Таблиця 4

Визначення об'єму крововтрати за статистичним моніторингом мап циркулярного
двопроменезаломлення зразків шкіри померлих

Групи	Об'єм крововтрати, V , mm^3	Похибка, ΔV , mm^3
Група 1	575	75
Група 2	1150	150
Група 3	1300	700

Похибка визначення об'єму крововтрати для груп 1 і 2 складає 15 %, що у 1,2 рази нижче ніж у найближчому аналогії. Для групи 3, як і для найближчого а 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 нативних гістологічних зрізів біологічних тканин померлих з фібрилярною архітектонікою (прямий м'яз живота і шкіра). При цьому вперше використано багатоканальний поляризаційний аналіз лазерно-індукованих мікроскопічних зображень полікристалічної архітектоніки фібрилярних біологічних тканин померлих.