

(21) Номер заявки: **u 2013 08367**

(22) Дата подання заявки: **03.07.2013**

(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: **10.01.2014**

(46) Дата публікації відомостей про видачу патенту та номер бюлетеня: **10.01.2014, Бюл. № 1**

(72) Винахідники:
Ушенко Олександр Григорович, UA,
Бойчук Тарас Миколайович, UA,
Новаковська Ольга Юріївна, UA,
Григоришин Петро Михайлович, UA

(73) Власник:
БУКОВИНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ МОЗ УКРАЇНИ,
пл. Театральна, 2, м. Чернівці, 58002, UA

(54) Назва корисної моделі:

СПОСІБ ОЦІНКИ СТРУКТУРИ МЕРЕЖІ МІОЗИНОВИХ ФІБРИЛ М'ЯЗОВОЇ ТКАНИНИ

(57) Формула корисної моделі:

Спосіб оцінки структури мережі міозинових фібрил м'язової тканини шляхом використання методів лазерної поляриметрії, який відрізняється тим, що аналізують розподіли поляризаційно-кореляційної структури зображення, просторово-орієнтаційні структури "поляризот" еліптичності, координатну структуру двовимірної автокореляційної функції і формують поляризаційну мапу еліптичності лазерного зображення.



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **86731** (13) **U**
(51) МПК (2013.01)
A61B 1/00

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

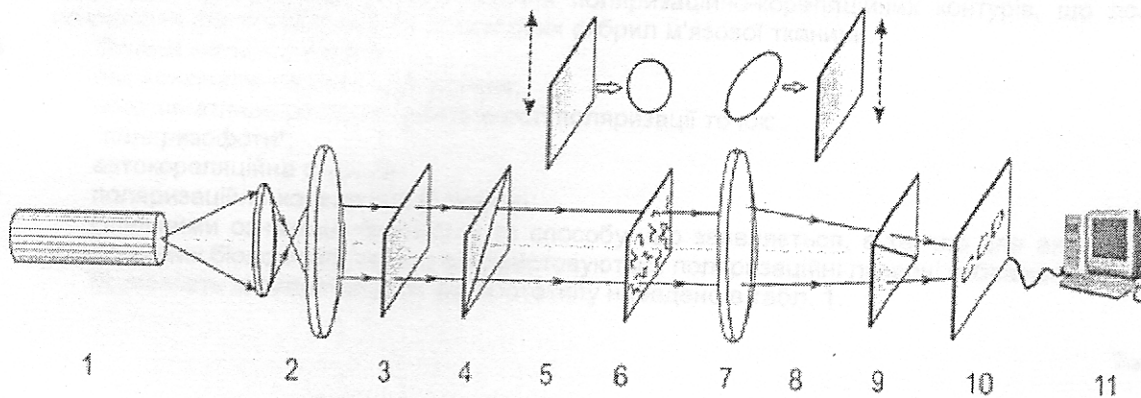
(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2013 08367	(72) Винахідник(и): Ушенко Олександр Григорович (UA), Бойчук Тарас Миколайович (UA), Новаковська Ольга Юріївна (UA), Григоришин Петро Михайлович (UA)
(22) Дата подання заявки: 03.07.2013	(73) Власник(и): БУКОВИНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ МОЗ УКРАЇНИ, пл. Театральна, 2, м. Чернівці, 58002 (UA)
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 10.01.2014	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 10.01.2014, Бюл.№ 1	

(54) СПОСІБ ОЦІНКИ СТРУКТУРИ МЕРЕЖІ МІОЗИНОВИХ ФІБРИЛ М'ЯЗОВОЇ ТКАНИНИ

(57) Реферат:

Спосіб оцінки структури мережі міозинових фібрил м'язової тканини здійснюють шляхом використання методів лазерної поляриметрії. Аналізують розподіли поляризаційно-кореляційної структури зображення, просторово-орієнтаційні структури "поляризофот" еліптичності, координатну структуру двовимірної автокореляційної функції і формують поляризаційну мапу еліптичності лазерного зображення.



Фіг. 1

UA 86731 U

Корисна модель належить до медицини, а саме до терапії, і може бути використана при діагностиці міозинових фібрил м'язової тканини.

Відомо, що поляризаційно-кореляційний підхід використовують до аналізу просторово-координатних розподілів полів когерентного випромінювання, кореляційних взаємозв'язків між фазовими зсувами та поляризаційно-сингулярними станами різних точок лазерних зображень. Існує можливість використання таких параметрів в описанні оптичної анізотропії двопробенезаломлюючих мереж біологічних тканин на основі кореляційного аналізу координатних розподілів елементів матриці Мюллера - мюллер-матричних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин різної морфологічної будови та фізіологічного стану. Разом з тим, поляризаційна корелометрія потребує подальшого розвитку. В першу чергу, для розширення функціональних можливостей діагностики оптичної анізотропії біологічних шарів потрібний синтез як статистичного (одноточкового), так і кореляційного (двоточкового) напрямків аналізу топографічної структури мюллер-матричних зображень і полів лазерного випромінювання, перетвореного мережами біологічних кристалітів /О.Г. Ушенко, Т.М. Бойчук, О.П. Пересунько, В.П. Унгурян. - Чернівці: Чернівецький нац. ун-т., 2010. - 576 с).

Аналогом способу є дослідження J. Shuliang et al. (Optical fiber based Mueller optical coherence tomography //J. Shuliang, Yu. Wurong, G. Stoica, V. Lihong //Optics Letters. - 2003. - Vol. 28, № 14. - P. 1206-1208), в якому використовується лазерна поляриметрія для ранньої діагностики патологічних змін у дермі шкіри, епітеліальної і сполучної тканини статевих органів жінки.

Недолік аналога-способу є те, що не використовуються поляризаційні сингулярності і комплексний ступінь взаємної поляризації лазерного зображення.

Прототипом способу є дослідження X. Wang, L.-H. Wang (Wang X. Propagation of polarized light in birefringent turbid media: a Monte Carlo study //X. Wang, L.-H. Wang //J. Biomed. Opt. - 2002. - Vol. 7. - P. 279-290), яке обґрунтовує взаємозв'язок між ансамблем статистичних моментів 1-4 порядків для орієнтації фазової структури двозаломлюючих біологічних тканин, архітекtonіки і 2D-розподілу азимутів еліптичності їх лазерного зображення.

Недолік прототипу-способу полягає в тому, що не використовуються поляризаційні сингулярності, комплексний ступінь взаємної поляризації лазерного зображення, а також просторово-орієнтаційна структура "поляризофот".

Суть корисної моделі: визначення координатних розподілів поляризаційних сингулярностей, комплексного ступеня взаємної поляризації лазерного зображення, просторово-орієнтаційної структури "поляризофот" і формування поляризаційно-кореляційних контурів, що дозволить покращити діагностику мережі міозинових фібрил м'язової тканини.

Ознаки корисної моделі:

- поляризаційні лазерні зображення;
- координатний розподіл еліптичності поляризації точок: "поляризофоти";
- автокореляційна функція;
- поляризаційно-кореляційний контур.

Спільними ознаками прототипу та способу, що заявляється, є те, що для аналізу оптико-анізотропних біологічних тканин використовуються поляризаційні лазерні зображення.

Відмінність корисної моделі від прототипу наведено в табл. 1.

Таблиця 1

Порівняння корисної моделі та прототипу за ознаками

Ознаки	Корисна модель	Прототип
поляризаційні лазерні зображення	використовується	використовується
координатний розподіл еліптичності поляризації точок	використовується	не використовується
"поляризофоти"	використовуються	не використовуються
автокореляційна функція	використовується	не використовується
поляризаційно-кореляційний контур	використовується	не використовується

Визначення термінів, які використовуються при описі винаходу: координатний розподіл еліптичності поляризації точок, "поляризофоти", автокореляційна функція, поляризаційно-кореляційний контур.

Теоретичні передумови здійснення способу, що заявляється. Кореляційний аналіз поляризаційної мапи еліптичності зображення гістологічного зрізу м'язової тканини виявляє швидке спадання відносних значень відповідної автокореляційної залежності зі збільшенням координати зсуву у порівнянні з аналогічною функцією, отриманою шляхом комп'ютерного моделювання. Даний факт указує на більш виразний вплив статистичної компоненти поляризаційного розподілу значень еліптичності, який формується за рахунок низки фізичних факторів:

дисперсії орієнтації оптичних осей міозинових фібрил, яка призводить до розширення та швидшої координатної зміни величини еліптичності поляризації в площині зображення;

дисперсії поперечних геометричних розмірів двопротенезаломлюючих міозинових фібрил, яка формує складнішу двопротенезаломлюючу частотно-фазову модуляцію у порівнянні з модельними розрахунками;

актив багатократної взаємодії лазерного випромінювання із парціальними фібрилами, що приводить до усереднення локальних величин еліптичності точок зображення.

Спосіб здійснюється наступним чином. Оптична схема вимірювання координатного розподілу двоточкових кореляційних параметрів об'єктних полів і параметрів оптичної анізотропії полікристалітних мереж шару біологічної тканини зображено на Фіг. 1. Позначення на схемі поляриметра: 1 - He-Ne лазер; 2 - коліматор; 3 - стаціонарна чвертьхвильова пластинка; 5, 8 - механічно рухомі чвертьхвильові пластинки; 4, 9 - поляризатор і аналізатор відповідно; 6 - об'єкт дослідження; 7 - мікрооб'єктив; 10 - CCD камера; 11 - персональний комп'ютер.

Опромінювання проводиться колімованим пучком (радіус $r=10^4$ мкм) He-Ne лазера $\lambda=0,6328$ мкм. За допомогою поляризаційного освітлювача (чвертьхвильові пластинки 3, 5 і поляризатор 4) формувалися відповідні стани поляризації освітлюючого пучка: 1 - 0° ; 2 - 90° ; 3 - 45° ; 4 - \otimes (права циркуляція). Поляризаційні зображення гістологічного зрізу зразка формувались у площині світлочутливої площини (800×600) CCD камери 10 за допомогою мікрооб'єктива 7. Аналіз зображень гістологічних зрізів біологічних тканин проводився системою чвертьхвильова пластинка 8 - поляризатор 9.

Методика визначення координатного розподілу поляризаційних сингулярностей і комплексний ступінь взаємної поляризації зображення біологічної тканини полягала в такій послідовності дій.

1. За допомогою CCD-камери 10 (у відсутності аналізатора 9) вимірювався координатний

розподіл інтенсивності лазерного зображення
$$I \begin{pmatrix} r_{11} & \dots & r_{1m} \\ \dots & \dots & \dots \\ r_{n1} & \dots & r_{nm} \end{pmatrix}$$
 біологічної тканини.

2. Установлювався аналізатор 9, площина пропускання якого послідовно орієнтувалася під кутами $\Theta=0^\circ$ і $\Theta=90^\circ$ і вимірювалися масиви значень інтенсивності

$$I^{(0)} \begin{pmatrix} r_{11} & \dots & r_{1m} \\ \dots & \dots & \dots \\ r_{n1} & \dots & r_{nm} \end{pmatrix}; I^{(90)} \begin{pmatrix} r_{11} & \dots & r_{1m} \\ \dots & \dots & \dots \\ r_{n1} & \dots & r_{nm} \end{pmatrix}.$$

3. Змінюючи положення площини пропускання аналізатора 9 у межах $\Theta=0 \div \pi$ $\Theta=0 \div \pi$, визначали значення мінімальних і максимальних рівнів інтенсивності зображення для кожного

$$I_{\min} \begin{pmatrix} r_{11} & \dots & r_{1m} \\ \dots & \dots & \dots \\ r_{n1} & \dots & r_{nm} \end{pmatrix}; I_{\max} \begin{pmatrix} r_{11} & \dots & r_{1m} \\ \dots & \dots & \dots \\ r_{n1} & \dots & r_{nm} \end{pmatrix}$$

окремого пікселя ($n \times m$) CCD-камери повороту площини пропускання аналізатора.

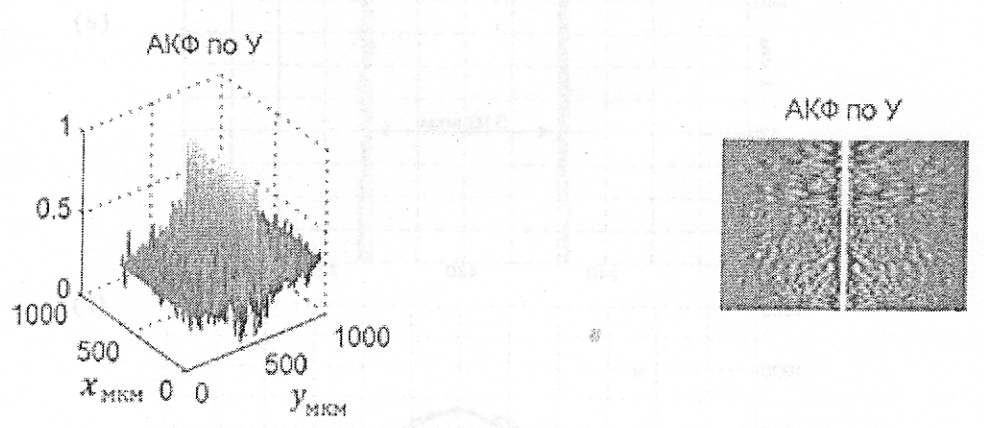
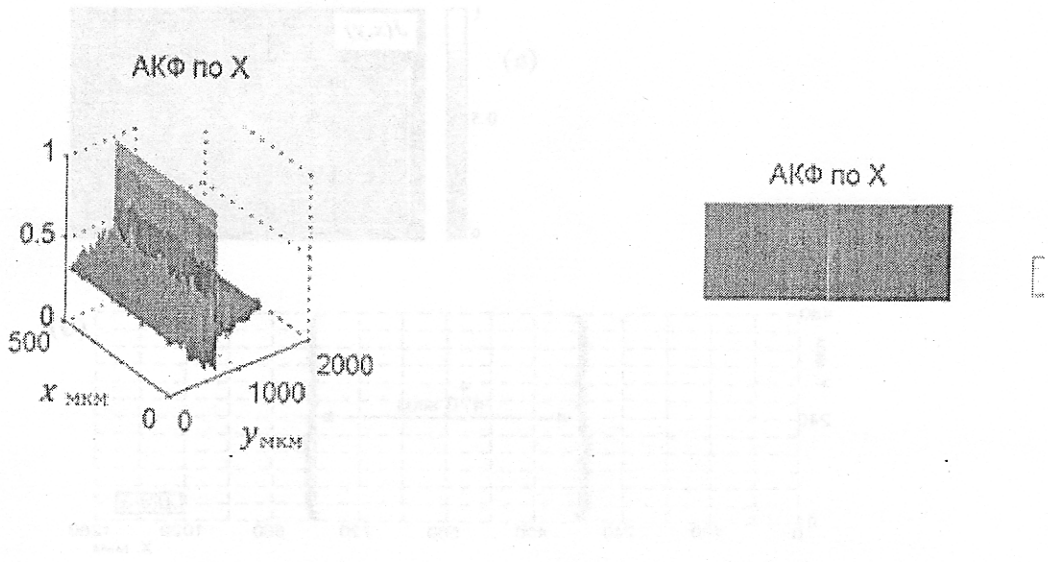
4. Розраховували координатні розподіли станів поляризації світлових коливань зображення біологічної тканини.

5. Отримували карту однократно вироджених (лінійно-поляризованих) сингулярних точок

$$\beta \begin{pmatrix} r_{11} & \dots & r_{1m} \\ \dots & \dots & \dots \\ r_{n1} & \dots & r_{nm} \end{pmatrix} = 0$$

6. Отримували карту дворазово вироджених (циркулярно поляризованих) сингулярних точок.

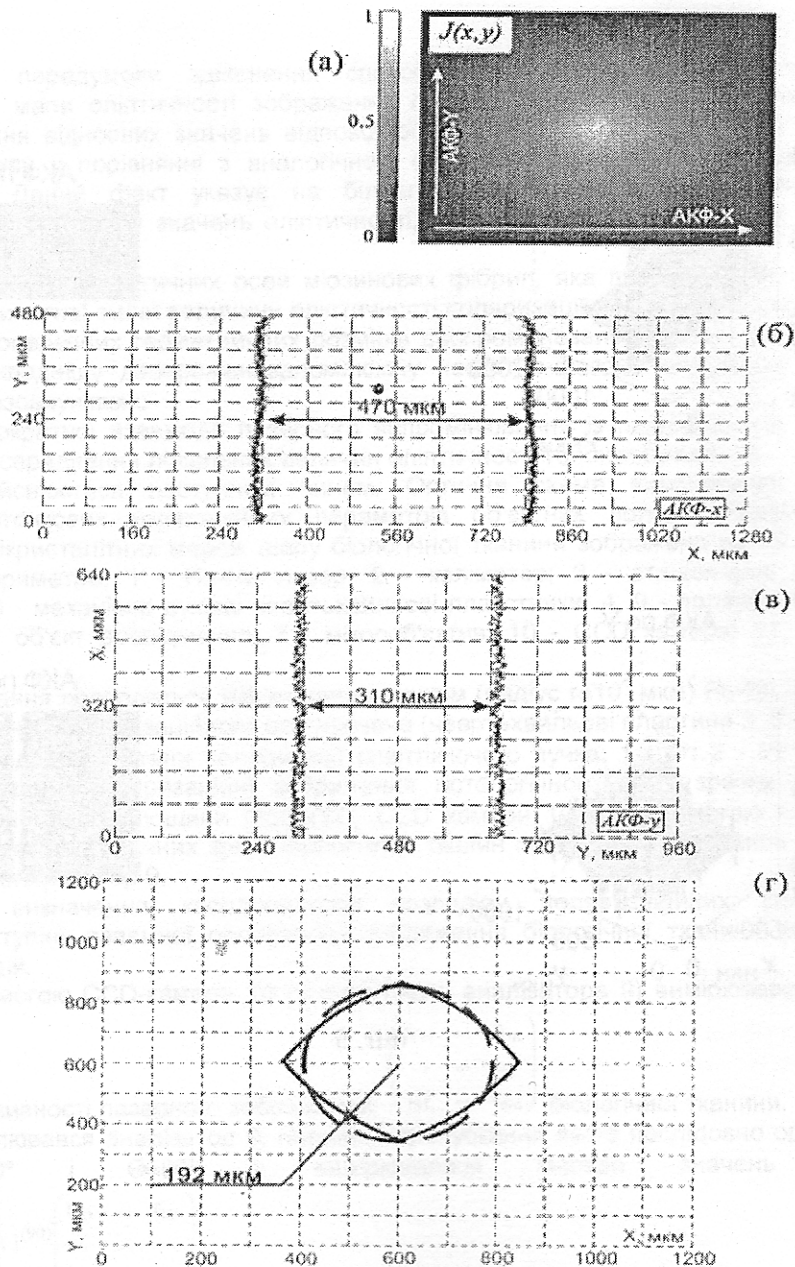
На основі отриманих даних обчислювали координатні розподіли значень азимута $\alpha(m \times n)$ і еліптичності $\beta(m \times n)$ поляризації, а також двовимірні розподіли фазових зсувів $\varphi(m \times n)$.



Фиг. 5

Дослідження виконано в Інституті фізики металів НАН України, вул. Укрainська, 48, м. Київ, МСП 03660, Україна

ДП "Укрainська інженерно-конструкторська компанія", вул. Гайдуківська, 1, м. Київ - 42, 01601



Фиг. 6

Комп'ютерна верстка Д. Шверун

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601