



УКРАЇНА

(19) UA (11) 64667 (13) U  
(51) МПК  
G01N 33/15 (2006.01)  
A61B 5/04 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
УКРАЇНИ

## ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

**(54) СПОСІБ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ У ДІАГНОСТИЦІ ТА ДИФЕРЕНЦІАЦІЇ ПАТОЛОГІЧНОГО СТАНУ ЕНДОМЕТРІЯ У ЖІНОК З ЛЕЙМІОМОЮ МАТКИ**

1

2

(21) u201105623

(22) 04.05.2011

(24) 10.11.2011

(46) 10.11.2011, Бюл.№ 21, 2011 р.

(72) УШЕНКО ОЛЕКСАНДР ГРИГОРОВИЧ, ПЕРЕСУНЬКО ОЛЕКСАНДР ПЕТРОВИЧ, ОМАР КАМАЛЬ НУМАН

(73) ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА

(57) Спосіб поляризаційного картографування у діагностиці та диференціації патологічного стану ендометрія у жінок з лейміомою матки, що включає зондування поляризованим лазерним пучком гістологічного зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності, який відрізняється тим, що об'єкт зондують лінійно

поляризованим з азимутом  $\alpha_0 = 0^\circ$  лазерним пучком, за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару в площині цифрової світлочутливої камери, вимірюють зміни координатних розподілів інтенсивності лазерного зображення шару ендометрія шляхом обертання площини пропускання поляризатора-аналізатора в межах від  $0^\circ$  до  $180^\circ$ , визначають для кожного пікселя екстремальні рівні зміни інтенсивності, на основі чого обчислюють локальні величини еліптичності поляризації, одержують поляризаційні карти лазерного зображення ендометрія, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, за величинами яких судять про патологічний стан ендометрія у жінок з лейміомою матки.

Корисна модель належить до медицини, онкології, а також фізичної оптики і може бути використана для діагностики і диференціації передракових процесів та раку ендометрія у жінок з лейміомою матки за допомогою дослідження розподілів інтенсивності поляризаційно-фазового відфільтрованого зображення шарів ендометрія.

На даний час не існує об'єктивного, точного та зручного способу диференційної діагностики передракових захворювань та раку ендометрія у жінок з лейміомою матки. Наш спосіб, що заявляється, дозволяє уникнути вказаних недоліків, значно об'єктивізувати на ранніх етапах визначення патологічних змін та отримати точні дані, які не залежать від суб'єктивної оцінки лікаря-діагноста.

Відомий ряд оптичних способів вимірювання станів поляризації лазерного випромінювання, розсіяного полікристалічними мережами оптично анізотропних шарів. Спосіб, описаний в [A.G. Ushenko, "Laser diagnostics of biofractals", Quantum

Electronics, vol. 29(12), pp. 1078-1084, 1999], заснований на аналізі кутових змін азимута і еліптичності поляризації пучків розсіяного лазерного випромінювання у далекій зоні дифракції Фраунгофера. Недоліком способу є відсутність діагностичних параметрів, які ефективні для координатної діагностики структури оптико анізотропної складової фазово-неоднорідного об'єкта дослідження, що призводить до обмеження функціональних можливостей.

Найближчим аналогом корисної моделі є спосіб визначення координатних розподілів еліптичності поляризації лазерного зображення анізотропного шару біологічних тканин, який включає зондування поляризованим лазерним пучком гістологічного зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірюванні координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності [Alexander G.

(13) U

(11) 64667

(19) UA

Ushenko, "Polarization structure of laser scattering fields", Optical Engineering, vol. 34(4), pp. 1088-1093, 1995], при якому розподіл поляризаційних параметрів поля лазерного випромінювання, розсіяного мережею двоприменезаломлюючих оптично-одновісних кристалів визначається шляхом порядкового аналізу гістограм випадкових значень еліптичності поляризації.

Недоліками найближчого аналога є низька точність вимірювання обумовлена ефектом просторово-частотної фільтрації - втрата високих частот у далекій зоні дифракції, а також те, що відбувається діагностика раку на пізніх етапах зміни морфологічної структури біологічних тканин, що значно гальмує ефективність лікування та призводить до залучення додаткових коштів.

В основу корисної моделі поставлено задачу створення способу поляризаційного картографування у діагностиці та диференціації патологічного стану ендометрія у жінок з лейміомою матки, в якому за рахунок зондування поляризованим лазерним пучком гістологічного зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірюванні координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності досягається розширення функціональних можливостей діагностики та диференціації патологічного стану ендометрія у жінок з лейміомою матки.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів об'єкт зондується лінійно поляризованим з азимутом  $\alpha_0 = 0^\circ$  лазерним пучком, за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індиатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару в площині цифрової світлочутливої камери, вимірюють зміни координатних розподілів інтенсивності лазерного зображення шару ендометрія шляхом обертання площини пропускання поляризатора-аналізатора в межах від  $0^\circ$  до  $180^\circ$ , визначають для кожного пікселя екстремальні рівні зміни інтенсивності, на основі чого обчислюють локальні величини еліптичності поляризації, одержують поляризаційні карти лазерного зображення ендометрія, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, за величинами яких судять про патологічний стан ендометрія у жінок з лейміомою матки.

Спільними ознаками найближчого аналога та рішення, що заявляється, є використання лазерного випромінювання та вимірювання координатних розподілів еліптичності поляризації для визначення поляризаційних карт лазерного випромінювання, перетвореного анізотропним шаром. Корисна модель відрізняється від найближчого аналога тим, що використовують лазерне випромінювання

із наступним поляризаційним аналізом просторово-частотно узгоджених лазерних зображень анізотропного шару.

На Фіг.1 представлено оптичну схему пристрою, де: 1 - лазер; 2 - коліматор; 3 - чвертьхвильова платівка; 4 - поляризатор; 5 - чвертьхвильова платівка; 6 - об'єкт дослідження; 7 - мікрооб'єктив; 8 - чвертьхвильова платівка; 9 - аналізатор; 10-CCD камера; 11 - персональний комп'ютер.

На Фіг.2 представлено координатні розподіли еліптичності поляризації лазерного зображення шару ендометрія здорової людини та з високо диференційованою карциномою.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані. Відомо [A.G. Ushenko, I.Z. Misevich, V. Istratiy, I. Bachyns'ka, A.P. Peresunko, Omar Kamal Numan, and T.G. Moysuk, "Evolution of Statistic Moments of 2D-Distributions of Biological Liquid Crystal Net Mueller Matrix Elements in the Process of Their Birefringent Structure Changes", Advances in Optical Technologies, vol. 2010, Article ID423145, 2010], що анізотропна складова фазово-неоднорідних шарів характеризується наступним матричним оператором

$$\{Z\}_j = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & z_{22} & z_{23} & z_{24} \\ 0 & z_{32} & z_{33} & z_{34} \\ 0 & z_{42} & z_{43} & z_{44} \end{pmatrix}, \quad (1)$$

де

$$z_{ik}(\rho, \delta) = \begin{cases} z_{22} = \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta; \\ z_{23;32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ z_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ z_{34;43} = \pm \cos 2\rho \sin \delta; \\ z_{24;42} = \pm \sin 2\rho \sin \delta; \\ z_{44} = \cos \delta. \end{cases} \quad (2)$$

Тут  $\rho$  - напрямок оптичної осі, що визначається напрямком укладання двоприменезаломлюючої фібрили;  $\delta = 2\pi/\lambda \Delta n d$  - фазовий зсув, який вноситься між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі довжиною  $\lambda$ , що проходить крізь фібрилу з лінійним розміром геометричного перерізу  $d$  та показником двоприменезаломлення  $\Delta n$ .

Показано [O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Ye.G. Ushenko, "2-D Stokes Polarimetry of Biospeckle Tissues Images in Pre-Clinic Diagnostics of Their Pre-Cancer States", Journal of Holography and Speckle, vol. 2(1), pp. 26-33, 2005], що процеси трансформації еліптичності поляризації лазерного випромінювання анізотропними шарами визначаються наступним алгоритмом

$$\beta = 0,5 \arcsin(z_{42} \cos 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + z_{43} \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0 + z_{44} \sin 2\beta_0) = p[z_{ik}(\rho, \delta), \alpha_0, \beta_0]. \quad (3)$$

де  $\alpha_0, \beta_0$  - азимут і еліптичність електромагнітної хвилі.

Величина еліптичності поляризації лазерного зображення анізотропного шару визначаються в такий спосіб. Опромінюють анізотропний шар лі-

нійно поляризованим лазерним пучком світла з азимутом  $\alpha_0 = 0^\circ$ . За допомогою обертання осі пропускання аналізатора  $\Theta$  в межах  $= 0^\circ - 180^\circ$  визначаються масиви мінімальних і максимальних

рівнів інтенсивності  $I_{\min} \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}; I_{\max} \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}$  зо-

браження анізотропного шару для кожного окремого пікселя (mn) CCD-камери. Розраховуються координатні розподіли (поляризаційні карти) станів поляризації зображення анізотропного шару з використанням такого співвідношення

$$\beta \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} = \arctg \frac{I(r_i)_{\min}}{I(r_i)_{\max}}. \quad (4)$$

Опромінювання проводилось паралельним, який формуються за допомогою коліматора 2, пучком ( $\varnothing = 10^4$  мкм) напівпровідникового лазера ( $\lambda = 0.64$  мкм) 1. За допомогою поляризаційного освітлювача (чвертьхвильові пластинки 3,5 і поляризатор 4) формувався лінійно поляризований пучок з азимутом  $0^\circ$ . Зображення анізотропного шару 6 проектувалися за допомогою мікрооб'єктива 7 в площину світлочутливої площадки ( $m \times n = 800 \text{ pix} \times 600 \text{ pix}$ ) CCD камери 10. Поляризаційні розподіли обчислювалися за допомогою персонального комп'ютера 11.

На Фіг.2 зображені координатні ((а), (б)) і статистичні ((в), (г)) розподіли еліптичності поляризації лазерного зображення шару ендометрія здорової людини ((а), (в)) і з високодиференційованою аденокарциномою ((б), (г)).

Таблиця 3.1

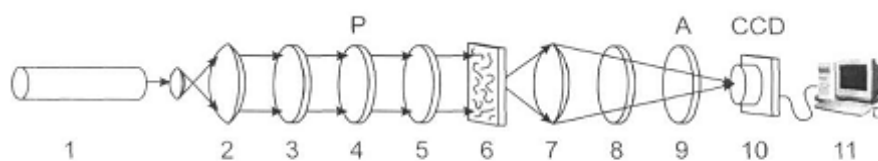
Статистичні моменти 1-го - 4-го порядків  $Q_{k=1;2;3;4}$  розподілів еліптичності поляризації лазерних зображень ендометрія різного стану

$Q_{k=1;2;3;4}$	Норма	рак
$Q_{k=1}$	$0,67 \pm 0,012$	$0,61 \pm 0,11$
$Q_{k=2}$	$0,21 \pm 0,043$	$0,27 \pm 0,096$
$Q_{k=3}$	$1,48 \pm 0,24$	$5,15 \pm 0,96$
$Q_{k=4}$	$1,13 \pm 0,21$	$4,29 \pm 0,83$

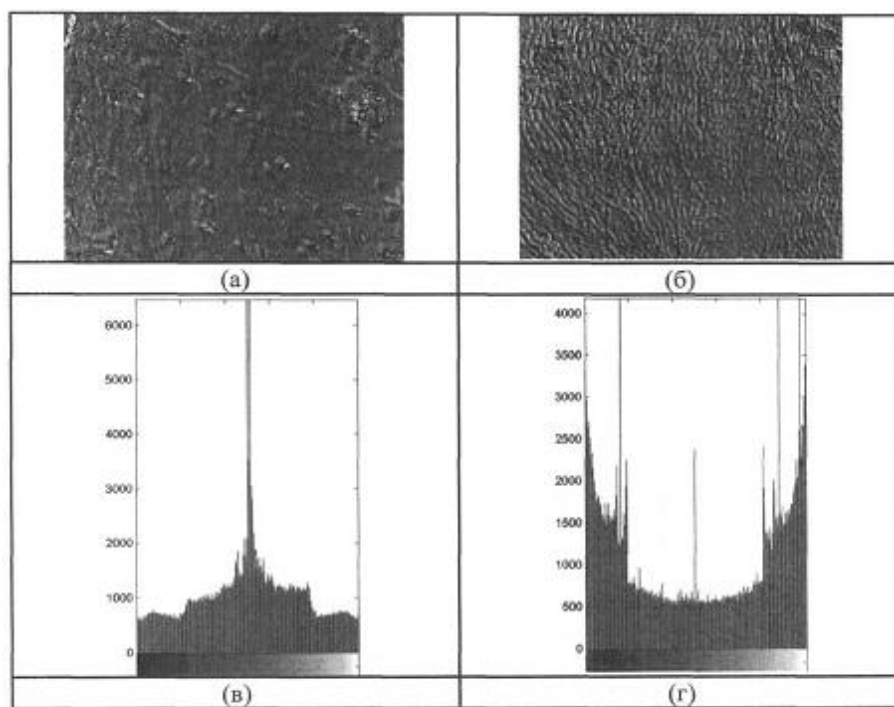
Визначено наступні відмінності:

- $Q_{k=3}$  - збільшення у 3,7 раза;
- $Q_{k=4}$  - збільшення у 3,85 раза.

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб і пристрій для його реалізації, що призводить до розширення функціональних можливостей діагностики і диференціації передракових процесів та раку ендометрія у жінок з лейміомою матки шляхом поляризаційного картографування лазерних зображень двопроменезаломлюючої мережі анізотропних шарів. При цьому вперше використано поляризоване лазерне випромінювання та проведення моніторингу змін статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли інтенсивності поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень шарів ендометрія різного патологічного стану.



Фиг. 1



Фиг. 2