



УКРАЇНА

(19) UA (11) 64667 (13) U  
(51) МПК  
G01N 33/15 (2006.01)  
A61B 5/04 (2006.01)ДЕРЖАВНА СЛУЖБА  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
УКРАЇНИОПИС  
ДО ПАТЕНТУ  
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬвидається 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

(13) U

(11) 64667

(19) UA

G. 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 двопронезаломлюючих 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 лейоміомою матки, в якому за рахунок зондування поляризованим лазерним пучком гістологічного зрізу біологічної тканини, проєктування 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 лейоміомою матки.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі поляризаційного картографування полікристалічних мереж оптико-анізотропних шарів 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 лейоміомою 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

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

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

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. Moiyusuk, "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

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

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 напрямом укладання двопронезаломлюючої 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 двопронезаломлення  $\Delta n$ .

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

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) формувалася лінійно поляризований пучок з азимутом  $0^\circ$ . Зображення анізотропного шару 6 проектувалися за допомогою мікрооб'єктива 7 в площину світлочутливої площадки ( $m \times n = 800 \text{ріх} \times 600 \text{ріх}$ ) 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

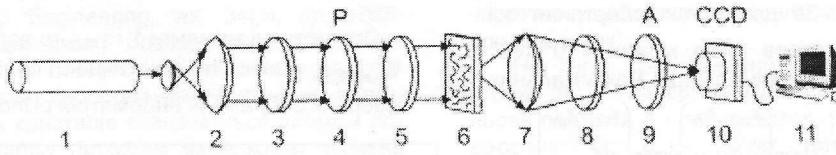
Статистичні моменти 1-го - 4-го порядків  $Q_{k=1;2;3;4}$  розподілів еліптичності поляризації лазерних зображень ендометрія різного стану

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

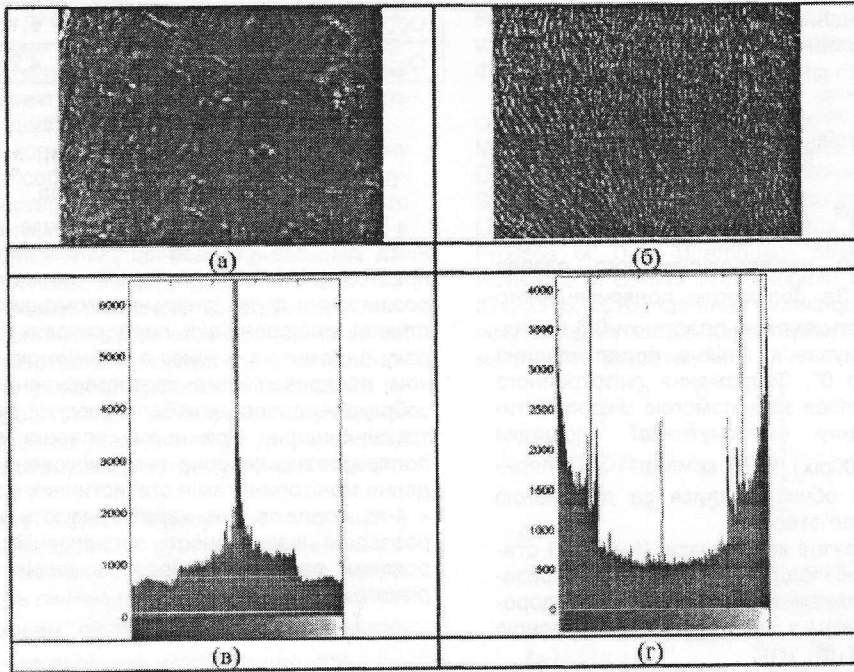
Визначено наступні відмінності:

- $Q_{k=3}$  - 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 двопротенезаломлюючої 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.



Фіг. 1



Фіг. 2