



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **64668** (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 ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВОЇ ДІАГНОСТИКИ ТА ДИФЕРЕНЦІАЦІЇ ПАТОЛОГІЧНИХ ЗМІН ЕНДОМЕТРІЯ**

1

2

(21) u201105624

(22) 04.05.2011

(24) 10.11.2011

(46) 10.11.2011, Бюл.№ 21, 2011 р.

(72) УШЕНКО ОЛЕКСАНДР ГРИГОРОВИЧ, ПЕРЕСУНЬКО ОЛЕКСАНДР ПЕТРОВИЧ, БОЗАН АДЕЛЬ БАККО

(73) ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА

(57) Спосіб поляризаційно-фазової діагностики та диференціації патологічних змін ендометрія, що включає формування різнополяризованих лазерних пучків зондування гістологічного зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових ін-

тенсивності, який відрізняється тим, що формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару в площині цифрової світлочутливої камери, вимірюють координатний розподіл інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом використання лівоциркулярно поляризованого фільтра, обчислюють шляхом алгоритмічної обробки величин інтенсивності значення фазового зсуву, на основі чого одержують фазову карту оптико-анізотропного шару, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, за величинами яких судять про патологічний стан ендометрія.

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

На даний час не існує об'єктивного, точного та зручного способу диференційної діагностики передракових захворювань та раку ендометрія. 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.

Відомі способи фазових зсувів лазерних полів є кореляційними по своїй природі і засновані на визначенні змін інтенсивності інтерференційних розподілів. Вся сукупність вимірних значень інтенсивності являє собою результат суперпозиції об'єктного і опорного лазерного поля.

Відомий оптичний спосіб вимірювання координатних розподілів фаз лазерних зображень оптично анізотропних шарів [O.V. Angel'skii,

A.G.Ushenko, A.D. Arheluk, S.B. Ermolenko, D.N. Burkovets, U.A. Ushenko, "Polarization-Phase Visualization and Processing of Coherent Images of Fractal Structures of Biotissues", Journal of Applied Spectroscopy, vol. 67(5), pp. 919-923, 2000], заснований на аналізі зміни інтенсивності інтерференційних розподілів лазерних зображень. Недоліком способу є складність експериментальної реалізації та відсутність достатньої роздільної здатності у визначенні координатного розподілу фазових зсувів, що призводить до обмеження функціональних можливостей діагностики оптичної анізотропії.

Найближчим аналогом корисної моделі є спосіб прямого поляризаційного визначення координатних розподілів фаз оптико-анізотропного шару за оцінкою двовимірних масивів значень азимутів і еліптичності поляризації лазерних зображень, який включає формування різнополяризованих лазерних пучків зондування гістологічного зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірювання координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності [A.G. Ushenko, D.N.

(13) **U**

(11) **64668**

(19) **UA**

Burkovets, Yu.A. Ushenko, "Polarization-Phase Mapping and Reconstruction of Biological Tissue Architectonics during Diagnosis of Pathological Lesions, " Optics and Spectroscopy, vol. 93(3), pp. 449-456, 2002], при якому структура фазової карти визначається шляхом покрокового аналізу гістограм випадкових значень станів поляризації.

Недоліками прототипу є те, що відбувається діагностика раку на пізніх етапах зміни морфологічної структури біологічних тканин, що значно гальмує ефективність лікування та призводить до залучення додаткових коштів.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлено задачу створення способу поляризаційно-фазової діагностики та диференціації патологічних змін ендометрія, в якому за рахунок оцінки розподілу циркулярно поляризованих складових інтенсивності досягається розширення функціональних можливостей діагностики і диференціації передракових процесів та раку ендометрія та підвищення її точності.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі поляризаційно-фазової діагностики та диференціації патологічних змін ендометрія, який включає формування різнополяризованих лазерних пучків зондування гістологічного зрізу біологічної тканини, проектування лазерного зображення у площину цифрової камери крізь поляризаційний фільтр, що обертається, вимірюванні координатних розподілів різнополяризованих складових інтенсивності, який відрізняється тим, що формують паралельний правоциркулярно поляризований лазерний пучок, за допомогою мікрооб'єктива, кут апертури якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару в площині цифрової світлочутливої камери, вимірюють координатний розподіл інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом використання лівоциркулярно поляризованого фільтра, обчислюють шляхом алгоритмічної обробки величин інтенсивності значення фазового зсуву, на основі чого одержують фазову карту оптико-

анізотропного шару, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, за величинами яких судять про патологічний стан ендометрія.

Спільними ознаками найближчого аналога та рішення, що заявляється, є використання лазерного випромінювання та вимірювання координатних розподілів інтенсивності поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень для визначення їх фазової структури. Корисна модель відрізняється від найближчого аналога тим, що використовують правоциркулярно поляризоване лазерне випромінювання із наступним одноканальним лівоциркулярно поляризованим аналізом його лазерних зображень.

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 приклад координатних і статистичних розподілів фазових зсувів гістологічних зрізів ендометрія.

Двовимірні (а, в) і тривимірні (б, г) фазові карти гістологічних зрізів ендометрія нормальної будови (а, б) і з високодиференційованою аденокарциномною (в, г).

Теоретичним підґрунтям для використання способу та пристрою для його реалізації є наступні дані.

Розглянемо процес перетворення комплексної амплітуди ( $E \rightarrow U$ ) лазерної хвилі, що пройшла крізь анізотропний шар ( $\{M\}$ ), який розміщений між двох перехрещених фазових фільтрів - чвертьхвильових пластинок ( $\{\Phi_1\}$  і  $\{\Phi_2\}$ ) і поляризаторів ( $\{P_1\}$  і  $\{P_2\}$ ), площини пропускання яких складають кути з осями найбільшої швидкості  $+45^\circ$  і  $-45^\circ$ .

Амплітуда и перетвореного лазерного пучка визначається наступним матричним рівнянням

$$U = 0,25 \{P_2\} \{\Phi_2\} \{M\} \{\Phi_1\} \{P_1\} E. \quad (1)$$

Тут

$$\left\{ \begin{array}{l} E = \begin{pmatrix} E_x \\ E_y \exp(-i\delta_0) \end{pmatrix}; U = \begin{pmatrix} U_x \\ U_y \exp(-i\delta) \end{pmatrix}; \\ \{P_1\} = \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{pmatrix}; \{P_2\} = \begin{pmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{pmatrix}; \{\Phi_1\} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & i \end{pmatrix}; \{\Phi_2\} = \begin{pmatrix} i & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}. \end{array} \right. \quad (2)$$

Для часткового випадку плоскополяризованої хвилі  $E(E_x = E_y; \delta_0 = 0) = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix}$  рівняння (1) набуває вигляду

$$U = 0,25 \begin{pmatrix} 1 & -1 \\ -1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} i & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \cos^2 \rho + \sin^2 \rho \exp[-i\delta] & \cos \rho \sin \rho (1 - \exp[-i\delta]) \\ \cos \rho \sin \rho (1 - \exp[-i\delta]) & \sin^2 \rho + \cos^2 \rho \exp[-i\delta] \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & i \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

Розв'язком матричного рівняння (3) є значення комплексної амплітуди  $U(\delta)$ , що визначається фазовим зсувом  $\delta$ . На цій основі можна записати

$$I(\delta) = U U^* = I_0 \sin^2 \left[ \frac{\delta}{2} \right]. \quad (4)$$

Тут  $I_0$  - інтенсивність зонduючого лазерного пучка,  $I_\delta(r)$  - інтенсивність лазерного зображення шару біологічної рідини у точці  $(r)$ .

Співвідношення (4) визначає алгоритм безпосереднього експериментального вимірювання координатного розподілу фазових зсувів  $\delta(r)$  у лазерному зображенні оптико-анізотропного шару.

Як основний аналітичний інструмент для оцінювання розподілів (4) використовувалися статистичні моменти першого ( $M_1$ ), другого ( $M_2$ ), третього ( $M_3$ ) і четвертого ( $M_4$ ) порядків, які обчислювалися за такими алгоритмами

$$\begin{aligned} M_1 &= \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (I_\delta)_j; \\ M_2 &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (I_\delta^2)_j}; \\ M_3 &= \frac{1}{M_2^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (I_\delta^3)_j; \\ M_4 &= \frac{1}{M_2^4} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (I_\delta^4)_j, \end{aligned} \quad (5)$$

де  $N=800 \times 600$  - кількість елементів дискретизації, що визначається числом пікселів світлочувливої площадки CCD-камери.

Опромінювання проводилось паралельним пучком ( $\varnothing=10^4$  мкм), який формувався коліматором 2, напівпровідникового лазерного діода ( $\lambda=0.64$ ) 1. За допомогою поляризаційного освітлювача (чвертьхвильові пластинки 3,5 і поляризатор 4) формувався лінійно поляризований з азимутом  $45^\circ$  пучок. Вісь найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки 5 орієнтувалася під кутом  $\Theta=45^\circ$  відносно площини пропускання поляризатора 4. Зображення анізотропних шарів 6 проектувалися за допомогою мікрооб'єктива 7 в площину світлочувливої площадки ( $m \times n = 800 \text{pix} \times 600 \text{pix}$ ) CCD камери 10. Шляхом обертання площини пропускання аналізатора 9 на кут  $\Theta=-45^\circ$  відносно осі найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки 8 формувалися умови пропускання лівоциркулярно поляризованих коливань точок лазерного зображення анізотропного шару. Розподіл інтенсивності  $I_\delta$  таких коливань реєструвався сукупністю пікселів CCD-камери 10,

який алгоритмічно оброблявся у персональному комп'ютері 11. Таким чином, одержувався двовимірний дискретний розподіл  $I_\delta \begin{pmatrix} r_{11}, & r_{1n} \\ r_{m1}, & r_{mn} \end{pmatrix}$  інтенсивності. Далі згідно зі співвідношенням (4) розраховуються координатні розподіли (фазові карти) фазових зсувів  $\delta(m \times n)$  лазерного зображення анізотропного шару.

Таблиця

Статистичні моменти розподілів фазової карти ендометрія нормальної будови і з високодиференційованою аденокарциномою

$Q_{k=1;2;3;4}$	Норма	рак
$Q_{k=1}$	$0,51 \pm 0,087$	$0,13 \pm 0,032$
$Q_{k=2}$	$0,24 \pm 0,041$	$0,31 \pm 0,065$
$Q_{k=3}$	$0,37 \pm 0,058$	$1,75 \pm 0,42$
$Q_{k=4}$	$0,65 \pm 0,084$	$2,98 \pm 0,54$

Встановлені наступні відмінності між нормальним і онкологічним станами:

- $Q_{k=1}$  - зменшення у 3,1 раза;
- $Q_{k=2}$  - збільшення у 1,4 раза;
- $Q_{k=3}$  - збільшення у 5 раз;
- $Q_{k=4}$  - збільшення у 2,2 раза.

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей діагностики і диференціації ранньої передракової патології ендометрія людини шляхом вимірювання фазових карт анізотропних шарів і покращення точності вимірювання фаз шляхом одноканального зондування і поляризаційного аналізу лазерних зображень. При цьому вперше використано правоциркулярно поляризоване лазерне випромінювання та проведення аналізу лівоциркулярно поляризованим фільтром з наступним моніторингом змін статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли інтенсивності поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень шарів ендометрію різного патологічного стану.

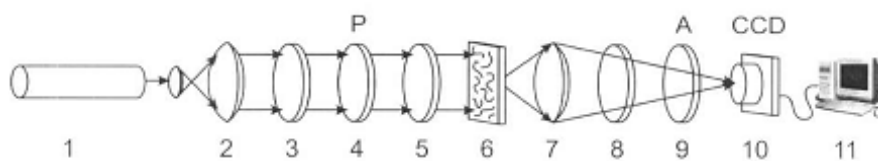


Fig. 1

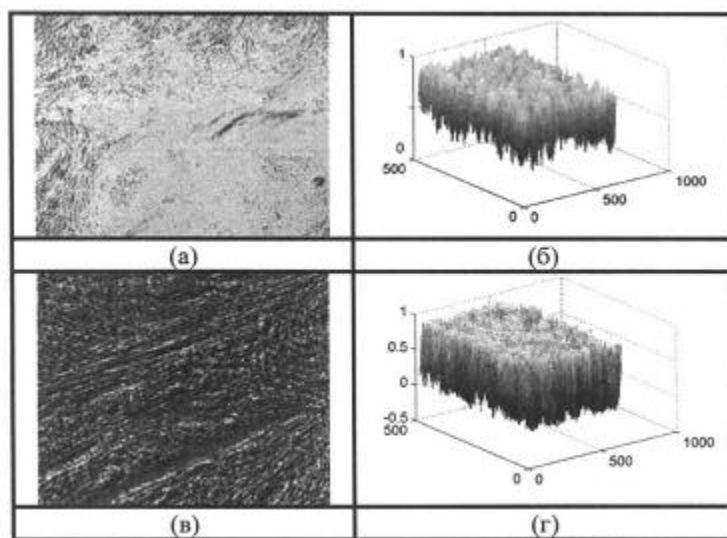


Fig. 2