



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **88763** (13) **U**
(51) МПК (2014.01)
G01N 33/00
A61B 5/00

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2013 13632	(72) Винахідник(и): Ушенко Олександр Григорович (UA), Боднар Ганна Борисівна (UA), Ушенко Юрій Олександрович (UA), Дуболазов Олександр Володимирович (UA), Карачевцев Артем Олегович (UA), Савіч Валентина Олександрівна (UA)
(22) Дата подання заявки: 25.11.2013	
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 25.03.2014	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 25.03.2014, Бюл.№ 6	(73) Власник(и): ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА, вул. Коцюбинського, 2, м. Чернівці, 58012 (UA)

(54) СПОСІБ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-КОРЕЛЯЦІЙНОЇ ДІАГНОСТИКИ ДОЛІХОСИГМИ

(57) Реферат:

Спосіб поляризаційно-кореляційної діагностики доліхосигми шляхом оцінки розподілів азимутів і еліптичності поляризації лазерних зображень біологічних шарів. Для визначення оптико-анізотропних змін шару капрофільтрату використовують низькокогерентне лінійно поляризоване випромінювання з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують зображення шарів капрофільтрату в площині цифрової світлочутливої камери, вимірюють у кожній точці значення азимутів і еліптичності поляризації, визначають координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерного зображення шару капрофільтрату, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, за значеннями яких судять про наявність доліхосигми.

UA 88763 U

Корисна модель належить до медицини, патологічної анатомії, педіатрії, а також фізичної оптики і може бути використана для діагностики доліхосигми, як однієї з найбільш розповсюдженої серед синдрому подразненої кишки, хронічного коліту, неспецифічного виразкового коліту, хвороби Крона функціональної патології та дослідження оптичної анізотропії біологічних препаратів, що актуально у діагностиці хронічних захворювань травної системи.

На даний час не існує об'єктивного, точного та зручного способу діагностики доліхосигми. Наш спосіб, що заявляється, дозволяє уникнути вказаних недоліків, значно об'єктивізувати діагностику вказаної патології та отримати точні дані, які не залежать від суб'єктивної оцінки медичного експерта.

Відомий ряд оптичних способів поляриметрії, які досліджують координатний розподіл станів поляризації лазерного випромінювання біологічними тканинами. Спосіб-аналог, описаний в [A.G. Ushenko, and V.P. Pishak. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications // in Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science / ed. V. Tuchin. - Kluwer Academic Publishers, 2004. - P. 67.], заснований на аналізі картини розподілу азимутів поляризації в лазерному зображенні гістологічних зрізів сполучної і м'язової тканини.

Недоліком способу є низька точність вимірювання азимутів поляризації у зображенні та визначення їх топологічного розподілу, а також відсутність інформації про розподіли еліптичності поляризації.

Найближчим аналогом (прототипом) способу, що заявляється, є спосіб визначення оптико-геометричної структури біологічних тканин шляхом оцінки розподілів азимутів і еліптичності поляризації [(O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, Ye.G. Ushenko, Yu.Ya. Tomka, V.P. Pishak. Polarization-correlation mapping of biological tissue coherent images // J. Biomed. Opt. - 2005. - Vol.10, No.6. - P. 064025.).]. У способі-прототипу за допомогою чверть хвильової пластинки і поляризатора вимірюють координатний розподіл азимутів і еліптичності поляризації у площині лазерного зображення, за яким визначають наявність патологічних змін сполучної і м'язової біологічних тканин.

Основним недоліком способу-прототипу, є відсутність даних про причини зміни патологічних змін біологічних тканин, а також високий рівень шумів у лазерних зображеннях, обумовлений наявністю високо когерентного спекл - фона, який понижує точність діагностики. Окрім цього, необхідність травматичної операції біопсії значно обмежує діагностичні можливості способу.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлено задачу удосконалити спосіб діагностики доліхосигми шляхом вимірювання статистичних змін координатного розподілу ступеня взаємної поляризації лазерних зображень шарів капрофільтрату для забезпечення розширення функціональних можливостей діагностики змін анізотропії біологічних шарів, а також у підвищенні точності діагностики доліхосигми на основі вимірювання сукупності статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерних зображень шарів капрофільтрату.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі поляризаційно-кореляційної діагностики доліхосигми шляхом оцінки розподілів азимутів і еліптичності поляризації лазерних зображень біологічних шарів, для визначення оптико-анізотропних змін шару капрофільтрату використовують низькокогерентне лінійно поляризоване випромінювання з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують зображення шарів капрофільтрату в площині цифрової світлочутливої камери, вимірюють у кожній точці значення азимутів і еліптичності поляризації, визначають координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерного зображення шару капрофільтрату, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, за значеннями яких судять про наявність доліхосигми.

Спільними ознаками прототипу та рішення, що заявляється, є використання для діагностики патології оптико-анізотропних змін біологічного шару. Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що використовують низькокогерентне лінійно поляризоване лазерне випромінювання, визначають координатні розподіли ступеня взаємної поляризації та здійснюють моніторинг змін статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерних зображень шарів капрофільтрату.

Спосіб здійснюється наступним чином.

Для діагностики доліхосигми забирають зразок капрофільтрату. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення дослідного зразку, використовуючи плоскополяризований пучок. Вимірюють значення азимутів і еліптичності поляризації у точках лазерного зображення шару капрофільтрату, визначають координатні розподіли ступеня взаємної поляризації,

обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерних зображень шарів капрофільтрату, здійснюють моніторинг змін величини статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, на підставі чого визначають наявність доліхосигми.

5 Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані.

Одним з найвідоміших та ефективних підходів в аналізі (оцінюванні) координатної структури розподілів $z(x, y)$ є їх автокореляційне порівняння [Coherence-domain methods in biomedical optics / Ed. V.V. Tuchin. Bellingham, SPIE, 1996. Vol. 2732.] з використанням наступної функції $K(\Delta x, \Delta y)$

10

$$K(\Delta x, \Delta y) = \lim_{\substack{x \rightarrow 0 \\ y \rightarrow 0}} \frac{1}{X_0 Y_0} \int_0^x \int_0^y [z(x, y)] [z(x - \Delta x, y - \Delta y)] dx dy. \quad (1)$$

Тут $(\Delta x, \Delta y)$ "кроки" з якими змінюються координати (x, y) розподілу оптичного параметру $z(x, y)$ зображення шару досліджуваного зразку капрофільтрату.

Визначення ступеня взаємної поляризації базується на наступних етапах дослідження.

15 1. Використовуючи CCD камеру вимірюється координатний розподіл інтенсивності

зображення біологічного шару $I \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$, де $\begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$ координати сукупності $m \times n$ пікселів

цифрової камери.

2. Далі встановлюють аналізатор, площину пропускання якого послідовно орієнтують під

кутами $\Theta = 0^\circ$, $\Theta = 90^\circ$ та вимірюють множини інтенсивності $I^{(0)} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$; $I^{(90)} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$.

20

3. Обертанням площини пропускання аналізатора на кут Θ в межах $\Theta = 0^\circ \div 180^\circ$

визначають множини мінімальної та максимальної інтенсивності $I_{\min} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$; $I_{\max} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$

лазерного зображення шару капрофільтрату для кожного окремого пікселя (m, n) CCD-камери

та відповідні їм кути повороту $\theta \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \left(I \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \equiv I_{\min} \right)$.

25

4. Далі розраховується поляризаційна мала зображення біологічного шару, використовуючи наступні співвідношення:

$$\alpha \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} = \theta(I(r) \equiv I_{\min}) - \frac{\pi}{2};$$

$$\beta \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} = \arctg \frac{I(r)_{\min}}{I(r)_{\max}}. \quad (2)$$

5. Розраховуються координатні розподіли фазових зсувів

30

$$\delta \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$$

$$\delta(r_1) = \arctg \left[\frac{\operatorname{tg} 2\beta(r_1)}{\operatorname{tg} \alpha(r_1)} \right];$$

$$\delta(r_2) = \arctg \left[\frac{\operatorname{tg} 2\beta(r_2)}{\operatorname{tg} \alpha(r_2)} \right]. \quad (3)$$

6. На основі співвідношень (2) - (3) розраховують координатні розподіли комплексного
 5 ступеня взаємної поляризації $|V| \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$.

$$V = \frac{\left(\left(I^{(0)}(r_{n,m+k}) I^{(0)}(r_{n,m}) \right)^{\frac{1}{2}} - \left(I^{(90)}(r_{n,m+k}) I^{(90)}(r_{n,m}) \right)^{\frac{1}{2}} \right)^2}{I(r_{n,m+k}) I(r_{n,m})} +$$

$$+ \frac{4 \left(I^{(0)}(r_{n,m+k}) I^{(90)}(r_{n,m+k}) I^{(0)}(r_{n,m}) I^{(90)}(r_{n,m}) \right)^{\frac{1}{2}} \cos(\delta_{n,m+k}(r_{n,m+k}) - \delta_{n,m}(r_{n,m}))}{I(r_{n,m+k}) I(r_{n,m})} \quad (4)$$

7. Обчислюються статистичні моменти першого Z_1 , другого Z_2 , третього Z_3 і четвертого
 10 Z_4 порядків за алгоритмами

$$Z_1 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |z_i| = \frac{1}{N} (|z_1| + |z_2| + \dots + |z_N|);$$

$$Z_2 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^2} = \sqrt{\frac{1}{N} (z_1^2 + z_2^2 + \dots + z_N^2)};$$

$$Z_3 = \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^3 = \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} (z_1^3 + z_2^3 + \dots + z_N^3);$$

$$Z_4 = \frac{1}{Z_2^2} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^4 = \frac{1}{Z_2^2} \frac{1}{N} (z_1^4 + z_2^4 + \dots + z_N^4),$$

За виміряними статистичними моментами розподілів $|V| \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$ лазерного зображення

довжиною хвилі 0,64 мкм, можна діагностувати наявність доліхосигми.

15 Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: нехай опромінюючий пучок є плоскополяризованим з азимутом $\alpha = 0^\circ$. В якості зразків використали мазки капрофільтрату.

В таблиці 1 наведені значення середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу розподілів ступеня взаємної поляризації лазерних зображень шарів капрофільтрату здорових дітей (група 1) та з доліхосигмою (група 2).

20

Таблиця 1

Статистичні моменти	Група 1 (21 зразок)	Група 2 (19 зразків)
Z_1	$0,25 \pm 0,037$	$0,21 \pm 0,036$
Z_2	$0,17 \pm 0,029$	$0,24 \pm 0,035$
Z_3	$0,34 \pm 0,048$	$0,78 \pm 0,11$
Z_4	$0,25 \pm 0,033$	$1,21 \pm 0,15$

Таким чином, нами встановлена значна відмінність статистичних моментів вищих порядків, відмінності між якими лежать у межах $2,05 (Z_3)$ і $4,15 (Z_4)$ разів.

У таблиці 2 представлені чутливість Se та специфічність Sp методу де поляризаційної діагностики доліхосигми.

Таблиця 2

Статистичні моменти	Чутливість Se	Специфічність Sp
Z_1	52 %	56 %
Z_2	69 %	73 %
Z_3	84 %	92 %
Z_4	91 %	96 %

Таким чином, згідно положень доказової медицини можна констатувати сильний рівень доведеності методу поляризаційно-кореляційної діагностики доліхосигми з використанням статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які описують координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерних зображень шарів капрофільтрату.

Технічний результат: використання запропонованого способу призводить до розширення функціональних можливостей та підвищення точності діагностики доліхосигми шляхом моніторингу зміни значень статистичних моментів розподілів ступеня взаємної поляризації лазерних зображень шару капрофільтрату. Нами вперше використано низькокогерентного лінійно поляризоване лазерне випромінювання із наступним моніторингом зміни значень статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, які характеризують взаємно-поляризаційну структуру лазерних зображень шарів капрофільтрату.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб поляризаційно-кореляційної діагностики доліхосигми шляхом оцінки розподілів азимутів і еліптичності поляризації лазерних зображень біологічних шарів, який **відрізняється** тим, що для визначення оптико-анізотропних змін шару капрофільтрату використовують низькокогерентне лінійно поляризоване випромінювання з довжиною хвилі $0,64 \text{ мкм}$, формують зображення шарів капрофільтрату в площині цифрової світлочутливої камери, вимірюють у кожній точці значення азимутів і еліптичності поляризації, визначають координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерного зображення шару капрофільтрату, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, за значеннями яких судять про наявність доліхосигми.

Комп'ютерна верстка Л. Ціхановська

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