



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **55248** (13) **U**  
(51) **МПК (2009)**  
**G01N 33/00**  
**A61B 5/00**

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

**(54) СПОСІБ ФАЗОВОЇ ДІАГНОСТИКИ І ДИФЕРЕНЦІАЦІЇ ЗАХВОРЮВАНЬ СУГЛОБА**

1

2

(21) u201006358

(22) 25.05.2010

(24) 10.12.2010

(46) 10.12.2010, Бюл.№ 23, 2010 р.

(72) ВАСЮК ВОЛОДИМИР ЛЕОНІДОВИЧ, КВАСНЮК ДМИТРО ВАСИЛЬОВИЧ, УШЕНКО ОЛЕКСАНДР ГРИГОРОВИЧ, БАЛАНЕЦЬКА ВАЛЕНТИНА ОЛЕКСАНДРІВНА

(73) ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА

(57) Спосіб фазової діагностики і диференціації захворювань суглоба (серозного артриту, дистрофічного артриту, вторинного артриту), що включає фазове картографування зразка біологічної тканини людини шляхом опромінення поляризованим лазерним пучком, вимірювання інтенсивності зо-

браження крізь чвертьхвильову пластинку та визначення фазового зсуву, який **відрізняється** тим, що оцінку змін координатної структури фазових зображень проводять опромінюванням шару синовіальної рідини паралельним циркулярно поляризованим пучком, проектують поляризаційні зображення шару синовіальної рідини за допомогою мікрооб'єктива в площину світлочутливої площадки CCD-камери крізь чвертьхвильову пластинку, визначають координатний розподіл інтенсивності зображення шару синовіальної рідини для кожного окремого пікселя, за яким обчислюють статистичні моменти 3-го - 4-го порядків розподілу фаз у зображенні синовіальної рідини, на основі чого діагностують наявність та диференціюють тип захворювання.

Корисна модель відноситься до медицини, травматології, а також фізичної оптики і може бути використана для ранньої діагностики і диференціації серозного артриту, дистрофічного артриту, вторинного артриту та дослідження фазової структури лазерного зображення синовіальної рідини, що актуально у діагностиці запальних процесів організму людини.

Відомі способи раннього виявлення запалення суглобів людини (клінічний, біохімічний, цитологічний) є приблизними і засновані на використанні біохімічних, імунологічних, цитологічних методів що не може бути залучено для (швидкого та зручного диференціально-діагностичного обстеження хворих на артрит).

Використання біохімічного і цитологічного методів для ранньої діагностики захворювань суглобів має певні обмеження, а саме - низька діагностична ефективність на ранніх стадіях захворювання, коли нема достовірних даних нозології серозного артриту, дистрофічного артриту, вторинного артриту, вимагає тривалого часу виконання, високої вартості тестів.

На даний час не існує об'єктивного, точного та зручного способу ранньої діагностики та диференціації запальних захворювань суглобів (серозного артриту, дистрофічного артриту, вторинного арт-

риту), який можна використовувати для швидкого та зручного диференціально-діагностичного обстеження хворих на артрит.

Наш спосіб, що заявляється, дозволяє уникнути вказаних недоліків, значно об'єктивізувати на ранніх етапах визначення і диференціації запальних змін суглобів людини та отримати точні дані, які не залежать від суб'єктивної оцінки лікаря - діагноста.

Відомий ряд оптичних способів, які досліджують координатний розподіл фазових зсувів між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання, перетвореного біологічними об'єктами.

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 фазових зсувів в лазерному випромінюванні, розсіяному зразком крові людини.

Недоліком способу є низька точність вимірювання фазових зсувів у полі розсіяного лазерного випромінювання.

(13) **U**

(11) **55248**

(19) **UA**

Також аналогом способу, що заявляється, є спосіб визначення оптико-анізотропної структури біологічних рідин шляхом оцінки координатних розподілів фазових зсувів між ортогональними компонентами поляризації лазерного випромінювання [(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-аналогу за допомогою чверть-хвильової пластинки і поляризатора вимірюють координатний розподіл азимутів і еліптичності поляризації у площині лазерного зображення, за яким обчислюють двохвимірний розподіл фаз у лазерному зображенні мазку крові.

Основним недоліком способу-аналогу є неможливість прямого вимірювання та необхідність операції математичного обчислення координатного розподілу фазових зсувів у лазерних зображеннях зразків крові, а також неоднозначність при диференціації типу запальних процесів.

Прототипом корисної моделі є спосіб діагностики запальних процесів за оцінкою статистичної структури обчислених фазових зображень плазми крові людини (Поляризаційна корелометрія біологічних тканин людини. Авторський колектив: О.Г.Ушенко, В.П.Пішак, О.П.Пересунько, Ю.О.Ушенко, Л.І.Бізер, Ю.Я.Томка, А.В.Мотрич. Монографія. - Чернівці: Рута, 2007. - 608с. друк. Арк.. 47.12) при якому стан запалення визначається за діагностикою змін обчислених фазових зображень мазків плазми крові людини. При цьому ступінь запальних змін оцінюється шляхом обчислення середнього і дисперсії розподілів фазових зсувів у лазерних зображеннях плазми крові.

Недоліками прототипу є те, що неможливе пряме експериментальне вимірювання фазових зображень, внаслідок чого відбувається діагностика запальних процесів на пізніх етапах, що значно гальмує ефективність лікування та призводить до залучення додаткових коштів.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлене завдання удосконалити спосіб діагностики та диференціації захворювань суглобів шляхом оцінки запальних процесів за визначенням зміни статистичних моментів 3-го - 4-го порядків, які характеризують експериментально виміряну фазову структуру лазерних зображень синовіальної рідини людини для забезпечення розширення функціональних можливостей ранньої діагностики та диференціації запалень суглобів серозного артриту, дистрофічного артриту, вторинного артриту людини, а також у підвищенні точності вимірювання фазових зсувів між ортогональними складовими амплітуди лазерного випромінювання.

Поставлене завдання вирішується тим, що у способі фазової діагностики і диференціації захворювань суглоба (серозного артриту, дистрофічного артриту, вторинного артриту) за фазовим картографуванням зразка біологічної тканини людиною шляхом опромінення поляризованим лазерним пучком шару біологічної тканини, вимірювання інтенсивності зображення крізь чвертьхвильову пластинку та визначення фазового зсуву, який відрізняється тим, що, для оцінки змін координатної структури фазових зображень проводять опромінювання шару синовіальної рідини паралельним циркулярно поляризованим пучком, проєктують поляризаційні зображення шару синовіальної рідини за допомогою мікрооб'єктиву в площину світлочутливої площадки CCD - камери крізь чверть-хвильову пластинку, визначають координатний розподіл інтенсивності зображення шару синовіальної рідини для кожного окремого пікселя за яким обчислюють статистичні моменти 3-го - 4-го порядків розподілу фаз у зображенні синовіальної рідини на основі чого діагностують наявність та диференціюють тип захворювання.

Спільними ознаками прототипу та рішення, що заявляється, є використання для діагностики і диференціації запальних процесів суглобів фазових змін лазерного зображення. Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що використовують когерентне циркулярно поляризоване лазерне випромінювання із наступною статистичною оцінкою зміни координатних розподілів фазових зсувів синовіальної рідини.

Спосіб здійснюється наступним чином. Для оцінки виникнення і диференціації типів запалення суглобів у людини забирають зразок синовіальної рідини. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення циркулярно поляризованим пучком синовіальної рідини дослідного зразку, вимірюючи розподіли фаз після опромінення. За оцінкою величини асиметрії та ексцесу таких розподілів діагностують наявність запалення та диференціюють його тип.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані.

Найбільш повно когерентні властивості світлових полів описуються у термінах фазових зсувів між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання (Ushenko Yu.A. Statistical structure of polarization-inhomogeneous images of biotissues with different morphological structures, Ukrainian Journal of Physical Optics, 6, No. 2, 63-70, 2005).

Процеси перетворення фазових параметрів, опромінюючого біологічні об'єкти, когерентного випромінювання найбільш повно описуються за допомогою матричного оператора наступного вигляду:

$$N \rightarrow \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cdot \cos \Delta; & \cos 2\rho \sin 2\rho (-\cos \Delta); & -\sin 2\rho \sin \Delta \\ 0 & \cos 2\rho \sin 2\rho (-\cos \Delta) & \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cdot \cos \Delta; & \cos 2\rho \sin \Delta \\ 0 & \sin 2\rho \sin \Delta & -\cos 2\rho \sin \Delta & \cos \Delta. \end{pmatrix}, (1)$$

де  $\rho$  - орієнтація оптичної осі анізотропних утворень;

$\Delta$  - величина фазового зсуву, який виникає під впливом двоприменезаломлення біологічної рідини.

Результуючі значення фази  $\Delta$  лазерного пучка довжиною хвилі  $\lambda$ , що пройшов крізь досліджувану біологічну рідину товщиною  $l$  і показником двоприменезаломлення  $\Delta n$ , записуються у вигляді:

$$\Delta = \frac{2\pi}{\lambda} \langle \Delta n \rangle. \quad (2)$$

При проходженні такого циркулярно поляризованого лазерного пучка крізь чверть хвильову пластинку його інтенсивність  $I(\Delta)$  виявляється однозначно пов'язаною з фазовим зсувом  $\Delta$  ( $m \times n$ ) для кожного пікселя ( $m, n$ ) цифрової CCD - камери

$$I(m \times n) = \cos^2 \Delta(m \times n). \quad (3)$$

Таким чином, за вимірними екстремальними значеннями інтенсивності  $I(m \times n)$  зображення біологічної рідини для кожного окремого пікселя ( $m, n$ ) CCD-камери, можна однозначно визначити асиме-

трію  $Z_3$  та ексцес  $Z_4$  розподілів фаз лазерного зображення біооб'єкту в різних точках, кількість яких визначається числом пікселів цифрової камери:

$$Z_3 = \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \arccos \sqrt{I_i^3}; \quad (4)$$

$$Z_4 = \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \arccos \sqrt{I_i^4}$$

де  $N$  - повна кількість пікселів CCD-камери, яка реєструє поляризаційно-неоднорідне об'єктне поле мазків синовіальної рідини.

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: нехай опромінюючий пучок є циркулярно поляризованим. В якості зразків використали зразки синовіальної рідини здорової і хворої людини (артрит та артроз). Статистичні моменти, що характеризують фазову структуру лазерних зображень таких зразків відрізняються в 1,85 - 4,5 рази.

Статистичні моменти	Норма	Серозний Артрит	Дистрофічний артрит
Асиметрія	0,76	1,21	2,83
Ексцес	1,75	4,15	6,97

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей діагностики і диференціації запалення суглобів людини шляхом статистичного моніторингу зміни фазової структури лазерних зображень при одночасному високоточному вимірюванні фазових зсувів між ортогональними

складовими амплітуди лазерного випромінювання, перетвореного синовіальною рідиною. При цьому вперше використано когерентне циркулярно поляризоване лазерне випромінювання із довжиною хвилі 0,6328 мкм та проведення статистичного моніторингу змін координатних розподілів фаз лазерного зображення синовіальної рідини.