



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **117324** (13) **U**  
(51) МПК (2017.01)  
**G01N 33/00**  
**A61N 5/00**

МІНІСТЕРСТВО  
ЕКОНОМІЧНОГО  
РОЗВИТКУ І ТОРГІВЛІ  
УКРАЇНИ

**(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ**

<p>(21) Номер заявки: <b>u 2016 13343</b></p> <p>(22) Дата подання заявки: <b>26.12.2016</b></p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: <b>26.06.2017</b></p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: <b>26.06.2017, Бюл.№ 12</b></p>	<p>(72) Винахідник(и): <b>Заболотна Наталія Іванівна (UA), Павлов Сергій Володимирович (UA), Олійниченко Богдан Петрович (UA)</b></p> <p>(73) Власник(и): <b>ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021 (UA)</b></p>
--	--

**(54) СПОСІБ ФАЗОВОЇ ТОМОГРАФІЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ ПАТОЛОГІЇ МОЛОЧНОЇ ЗАЛОЗИ**

**(57) Реферат:**

Спосіб фазової томографічної діагностики патології молочної залози, в якому зразок плазми крові людини опромінюють циркулярно поляризованим пучком, утвореним при пропусканні випромінювання низько когерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм через лінійний поляризатор та першу чвертьхвильову пластинку, поляризаційне зображення зразка плазми крові проєктують за допомогою мікрооб'єктива крізь другу чвертьхвильову пластинку та аналізатор в площину цифрової світлочутливої камери, що налічує  $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$ , кожний з яких має просторову роздільну здатність 2  $\mu\text{м}$ , і вимірюють координатні розподіли інтенсивності лазерного зображення зразка плазми, за яким визначають фазову томограму, обчислюють статистичні моменти 3-4-го порядків, за якими приймають рішення про патологічний стан молочної залози людини. Площину пропускання аналізатора обертають на кут  $-45^\circ$  відносно осі найшвидшого обертання другої чвертьхвильової пластинки, формуючи умову ортогонально схрещеної фазової фільтрації ліво циркулярно поляризованих точок лазерного зображення плазми крові.

UA 117324 U



Корисна модель належить до біомедичної діагностувально-виміральної техніки, онкології, медичної інформатики, а також фізичної оптики і може бути використана для ранньої діагностики патологічних змін молочної залози, диференціації вузлової мастопатії і раку та моніторингу перебігу онкологічних процесів у молочних залозах.

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

Відомий спосіб діагностики аденокарциноми шлунка [O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, V.P. Pishak, and A.P. Peresunko, "Statistical, Correlation, and Topological Approaches in Diagnostics of the Structure and Physiological State of Birefringent Biological Tissues", in Handbook of Photonics for Biomedical Science, Valery V. Tuchin, Ed. USA: CRC Press, 2010, pp. 21-67], заснований на аналізі картини розподілу фазових зсувів в лазерному випромінюванні, розсіяному зразком крові людини.

15 Недоліком способу є низька точність вимірювання фазових зсувів у полі розсіяного лазерного випромінювання, що обумовлено високим рівнем розсіяного спекл-фона.

Відомий спосіб поляризаційної діагностики раку шийки матки за оцінкою координатних розподілів фазових зсувів між ортогональними компонентами поляризації лазерного випромінювання мазків крові людини [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-аналогі за допомогою чвертьхвильової пластинки і поляризатора вимірюють координатний розподіл азимутів і еліптичності поляризації у площині лазерного зображення, за яким обчислюють двовимірний розподіл фаз у лазерному зображенні мазка крові.

25 Основним недоліком способу є неможливість прямого вимірювання та необхідність алгоритмічного обчислення координатного розподілу фазових зсувів у лазерних зображеннях зразків крові, що призводить до зниження точності визначення величини фази за рахунок мультиплікації експериментальних похибок при вимірюванні азимута та еліптичності, а також неоднозначність при диференціації ступеня тяжкості патологічного процесу -"передрак-рак".

30 Найближчим аналогом є спосіб діагностики раку молочної залози за оцінкою статистичної структури фазової мапи полікристалічної мережі плазми крові людини [Ushenko V.A. Two wavelength Mueller matrix reconstruction of blood plasma films polycrystalline structure in diagnostics of breast cancer/ V.A. Ushenko, O.V. Dubolazov, A.O. Karachevtsev// Applied Optics. - 2014. - Vol. 53, Issue 10. - B128-B139], при якому зразок плазми крові опромінюють випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм, формують паралельний право циркулярно поляризований лазерний пучок, послідовно пропускають його крізь три канали поляризаційного фільтра-опромінювача, що формує серію зондувальних пучків з азимутами поляризації "0°", "90°" і "права циркуляція", в межах кожного каналу зондування за допомогою мікрооб'єктива, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення оптико-анізотропного шару в площині цифрової

40 світлочутливої камери, що налічує  $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$ , кожний з яких має просторову роздільну здатність  $2 \mu\text{м}$ , для кожного типу поляризації зондувального пучка вимірюють два координатні розподіли інтенсивності лазерного зображення оптико-анізотропного шару шляхом використання двох паралельних каналів ортогонального поляризаційного аналізу "права циркуляція" і "ліва циркуляція" та обчислюють шляхом алгоритмічної обробки величин

45 інтенсивностей значення фазового елементу матриці Мюллера зразка плазми крові, на основі чого одержують фазову томограму зразка плазми крові, для якої визначають статистичні моменти 1-го -4-го порядку, за значеннями яких судять про патологічні зміни молочної залози.

Недоліками є те, що вимірювання фазових томограм плазми крові відбувається шляхом алгоритмічного обчислення на основі вимірювання фазового елементу матриці Мюллера, що

50 призводить до зниження точності визначення величини фазових зсувів зображення плазми крові та, як наслідок, зменшення чутливості способу фазової томографічної діагностики патологій молочної залози.

В основу корисної моделі поставлена задача створення способу фазової томографічної діагностики патологій молочної залози, в якому за рахунок використання ортогонально

55 схрещеної фазової фільтрації циркулярно поляризованих точок лазерного зображення плівки плазми крові вимірюються координатні розподіли інтенсивності лазерного зображення зразка плазми, за якими визначають фазову томограму, чим досягається зменшення кількості обчислень, а значить підвищення точності вимірювань фазової томограми плазми крові, що приводить до підвищення чутливості способу діагностики патологій молочної залози.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі фазової томографічної діагностики патології молочної залози зразок плазми крові людини опромінюють циркулярно поляризованим пучком, утвореним при пропусканні випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм через лінійний поляризатор та першу чвертьхвильову пластинку, поляризаційне зображення зразка плазми крові проєктують за допомогою мікрооб'єктива крізь другу чвертьхвильову пластинку та аналізатор в площину цифрової світлочутливої камери, що налічує  $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$ , кожний з яких має просторову роздільну здатність  $2 \mu\text{м}$ , і вимірюють координатні розподіли інтенсивності лазерного зображення зразка плазми, за яким визначають фазову томограму, обчислюють статистичні моменти 3-4-го порядків, за якими приймають рішення про патологічний стан молочної залози людини, згідно з корисною моделлю, площину пропускання аналізатора обертають на кут  $\sim 45^\circ$  відносно осі найшвидшого обертання другої чвертьхвильової пластинки, формуючи умову ортогонально схрещеної фазової фільтрації ліво циркулярно поляризованих точок лазерного зображення плазми крові.

На кресленні представлено оптичну схему пристрою, який реалізує запропонований спосіб. Пристрій, який реалізує запропонований спосіб, містить напівпровідниковий лазер 1, оптичний вихід якого через коліматор 2 і чвертьхвильову пластинку 3 оптично з'єднаний із поляризатором 4<sub>1</sub>, оптичний вихід якого через першу чвертьхвильову пластинку 5<sub>1</sub> та зразок плазми крові 6, зв'язаний із оптичним входом мікрооб'єктива 7, оптичний вихід якого з'єднаний через другу чвертьхвильову пластинку 5<sub>2</sub> з оптичним входом аналізатора 4<sub>2</sub>, оптичний вихід якого зв'язаний з оптичним входом цифрової світлочутливої камери 9, вихід якої з'єднаний з входом персонального комп'ютера 10.

Спосіб здійснюють наступним чином. Для оцінки наявності і диференціації типів патології молочної залози у людини забирають зразок крові та виділяють її плазму. Готують мазок шляхом висушування при температурі 20-22 градуса, протягом 10 хв. За допомогою пристрою формують поляризований паралельний світловий пучок (діаметром  $10^4$  мкм) напівпровідникового лазера ( $\lambda = 0,64$  мкм) 1, пропускаючи який через коліматор 2, чвертьхвильову пластинку 3 та поляризатор 4<sub>1</sub>, формують лінійно поляризований пучок із змінним азимутом без зміни інтенсивності. Його пропускають через першу чвертьхвильову пластинку 5<sub>1</sub>, вісь найшвидшого обертання якої орієнтована під кутом  $45^\circ$  відносно площини пропускання поляризатора 4<sub>1</sub>, формуючи циркулярно поляризоване світло, яким зондують зразок плазми крові 6.

Циркулярно поляризований лазерний пучок, утворений на виході зразка плазми крові 6, проходячи через мікрооб'єктив 7 та другу чвертьхвильову пластинку 5<sub>2</sub> і аналізатор 4<sub>2</sub>, площина пропускання якого обертається на кут  $-45^\circ$  відносно осі найшвидшого обертання другої чвертьхвильової пластинки 5<sub>2</sub>, проєктують у площину цифрової світлочутливої камери 9 з роздільною здатністю ( $m \times n$ ). Отриманий двовимірний розподіл інтенсивностей  $I(m \times n)$  виявляється однозначно пов'язаним з фазовою томограмою  $\Delta(m \times n)$  для кожного пікселя ( $m$ ,  $n$ ) цифрової камери 9, що обраховується за допомогою персонального комп'ютера 10 у вигляді:

$$\Delta(m \times n) = \arccos(\sqrt{I(m \times n)}). \quad (1)$$

Для отриманої фазової томограми обчислюють алгоритмічно за допомогою комп'ютера 10 статистичні моменти 3-го ( $Z_3$ ) та 4-го ( $Z_4$ ) порядків за допомогою таких співвідношень:

$$\begin{aligned} Z_3 &= \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\arccos \sqrt{I})^3; \\ Z_4 &= \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\arccos \sqrt{I})^4; \end{aligned} \quad (2)$$

де  $N = m \times n$  - повна кількість пікселів цифрової камери 9, яка реєструє фазову томограму шару плазми крові.

За оцінкою величини статистичних моментів 3-го і 4-го порядків, які характеризують координатну структуру фазової томограми, судять про наявність та диференціюють тип патології молочної залози.

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: опромінюючий пучок є циркулярно поляризованим. Для дослідження використали зразки плазми крові здорових (група 1), хворих на вузлову мастопатію (група 2) і рак (група 3) молочної залози.

Значення статистичних моментів 3-го порядку  $Z_3^\delta$  та 4-го порядку  $Z_4^\delta$  фазової томограми плазми крові при різних станах молочної залози

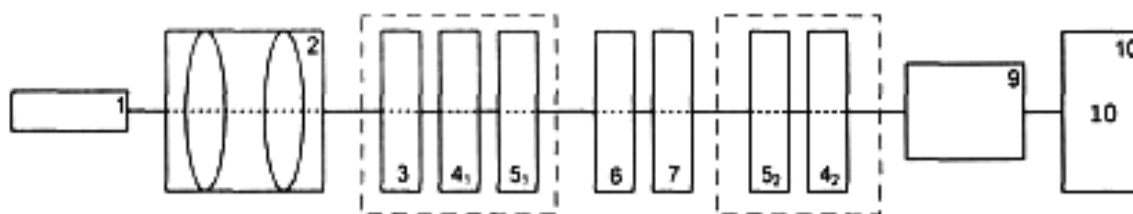
Статистичні моменти	Група 1	Група 2	Група 3
$Z_3^\delta$	3,21±0,53	1,64±0,44	0,91±0,27
$Z_4^\delta$	3,73±0,59	2,1±0,42	1,05±0,37

Статистичні моменти 3-го і 4-го порядків, які характеризують координатну структуру фазових томограм шарів плазми крові всіх груп пацієнтів відрізняються в 1,95-3,75 рази.

- 5 Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до підвищення точності вимірювань фазової томограми плазми крові, а значить до підвищення чутливості способу діагностики патологій молочної залози, шляхом проведення ортогонально схрещеної фазової фільтрації циркулярно поляризованих точок лазерного зображення півки плазми крові, в результаті якої визначають фазову томограму зразка плазми
- 10 крові, за статистичними моментами 3-го та 4-го порядків якої судять про патології молочної залози.

#### ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

- 15 Спосіб фазової томографічної діагностики патологій молочної залози, в якому зразок плазми крові людини опромінюють циркулярно поляризованим пучком, утвореним при пропусканні випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,64 мкм через лінійний поляризатор та першу чвертьхвильову пластинку, поляризаційне зображення зразка плазми крові проектує за допомогою мікрооб'єктива крізь другу
- 20 чвертьхвильову пластинку та аналізатор в площину цифрової світлочутливої камери, що налічує  $m \times n = 800 \text{ пікс} \times 600 \text{ пікс}$ , кожний з яких має просторову роздільну здатність 2  $\mu\text{м}$ , і вимірюють координатні розподіли інтенсивності лазерного зображення зразка плазми, за яким визначають фазову томограму, обчислюють статистичні моменти 3-4-го порядків, за якими приймають рішення про патологічний стан молочної залози людини, який **відрізняється** тим,
- 25 що площину пропускання аналізатора обертають на кут  $-45^\circ$  відносно осі найшвидшого обертання другої чвертьхвильової пластинки, формуючи умову ортогонально схрещеної фазової фільтрації ліво циркулярно поляризованих точок лазерного зображення плазми крові.



Комп'ютерна верстка М. Мацело

Міністерство економічного розвитку і торгівлі України, вул. М. Грушевського, 12/2, м. Київ, 01008, Україна

ДП "Український інститут інтелектуальної власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601