



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **116654** (13) **U**  
(51) МПК (2017.01)  
**G01N 33/48** (2006.01)  
**A61B 5/00**

МІНІСТЕРСТВО  
ЕКОНОМІЧНОГО  
РОЗВИТКУ І ТОРГІВЛІ  
УКРАЇНИ

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

<p>(21) Номер заявки: <b>u 2016 13394</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>25.05.2017</b></p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: <b>25.05.2017, Бюл.№ 10</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 ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ ДІАГНОСТИКИ РАКУ МОЛОЧНОЇ ЗАЛОЗИ ЗА ПОЛЯРИЗАЦІЙНИМИ МАПАМИ ПЛАЗМИ КРОВІ ЛЮДИНИ**

**(57) Реферат:**

Спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за поляризаційними мапами плазми крові людини, при якому для оцінки патологічних змін проводять оцінку лінійно поляризованого випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують азимут лінійної поляризації в опромінюючому плазму крові пучку з кутом поляризації 0° відносно площини падіння, обертають лінійний аналізатор на кути, вимірюють відповідні рівні інтенсивності, одержують поляризаційні мапи азимутів і еліптичностей поляризації зображення плазми крові людини із наступним обчисленням їх статистичних моментів 1-4-го порядків за допомогою комп'ютера. Зондування шару плазми крові проводять випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода, поляризаційні зображення шарів плазми крові проєктують за допомогою мікрооб'єктива в площину світлочутливої площадки CCD-камери, обертають площину пропускання аналізатора на кути в межах від 0° до 180°, вимірюють масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивності зображення плазми крові для кожного окремого пікселя CCD-камери та відповідні їм кути повороту, за якими одержують поляризаційні мапи азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові.

**UA 116654 U**



Корисна модель належить до лазерної фізики, біомедичної діагностувально-вимірювальної техніки, а також медичної інформатики і онкології, та може бути використана для ранньої діагностики патологічних змін молочної залози, диференціації вузлової мастопатії і раку та моніторингу перебігу онкологічних процесів у молочних залозах шляхом дослідження станів поляризації лазерного зображення шару плазми крові.

Відомий ряд оптичних способів поляриметрії, які досліджують координатний розподіл станів поляризації лазерного випромінювання, перетвореного біологічними об'єктами.

Відомий спосіб поляризаційної діагностики раку шийки матки [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 випромінюванні, розсіяному зразком крові людини.

Недоліком способу є низька точність вимірювання азимутів поляризації у зображенні біологічного об'єкта, що обумовлено наявністю розвиненого спекл-фону.

Відомий спосіб діагностики дисплазії шийки матки на основі визначення оптико-анізотропної структури мазка крові шляхом оцінювання розподілів азимутів і еліптичності поляризації його зображення [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, № 6. - P. 064025]. У способі-аналогу за допомогою чвертьхвильової пластинки і поляризатора вимірюють координатний розподіл азимутів і еліптичності поляризації у площині лазерного зображення, за яким визначають оптико-анізотропну структуру мазка крові.

Основним недоліком способу є необхідність операції дискретизації лазерних зображень крові, а також неоднозначність при диференціації ступеня важкості патологічного процесу - "передрак - рак".

Найближчим аналогом корисної моделі є спосіб ранньої діагностики раку органів людини за поляризаційним картографуванням плазми крові людини (Патент 43769 Україна, МПК А61В 5/00. Спосіб ранньої діагностики раку / Унгурян В. П., Ушенко Ю. О.; - № u200904075; заявл. 27.04.2009; опубл. 25.08.2009; Бюл. №16), у якому для оцінки патологічних змін проводять оцінку висококогерентного лінійно та циркулярно поляризованого випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують серію азимутів лінійної поляризації в опромінюючому плазму крові пучку з кутами поляризації відносно площини падіння  $0^\circ, +45^\circ$ , обертають для кожного з азимутів поляризації лінійний аналізатор на кути  $0^\circ, 90^\circ, +45^\circ, -45^\circ$ , вимірюють відповідні рівні інтенсивності, за якими визначають розподіли азимута і еліптичності поляризації зображення плазми крові людини із наступним обчисленням їх статистичних моментів 1-го - 4-го порядків за допомогою комп'ютера.

Недоліками прототипу є недостатня точність вимірювання поляризаційних мап азимутів та еліптичностей шару плазми крові, обумовлена формуванням розвиненого спекл-фону у поляризаційних зображеннях плазми крові за рахунок використання висококогерентного зонduючого випромінювання, що знижує достовірність діагностики раку молочної залози.

В основу корисної моделі поставлена задача створення способу лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за поляризаційними мапами плазми крові людини, в якому за рахунок використання випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода для зондування шару плазми крові людини та наступного поляризаційного аналізу його просторово-узгоджених лазерних зображень досягається можливість усунення спекл-фону зображення шару плазми крові, що приводить до підвищення точності одержання поляризаційних мап азимутів та еліптичностей поляризації зображення плазми крові, що підвищує достовірність діагностики раку молочної залози.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за поляризаційними мапами плазми крові людини для оцінки патологічних змін проводять оцінку лінійно поляризованого випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують азимут лінійної поляризації в опромінюючому плазму крові пучку з кутом поляризації  $0^\circ$  відносно площини падіння, обертають лінійний аналізатор на кути, вимірюють відповідні рівні інтенсивності, одержують поляризаційні мапи азимутів і еліптичностей поляризації, зображення плазми крові людини із наступним обчисленням їх статистичних моментів 1-го - 4-го порядків за допомогою комп'ютера, причому зондування шару плазми крові проводять випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода, поляризаційні зображення шарів плазми крові проектують за допомогою мікрооб'єктива в площину світлочутливої площадки CCD - камери, обертають площину пропускання аналізатора на кути в межах від  $0^\circ$  до  $180^\circ$ , вимірюють масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивності зображення плазми крові

для кожного окремого пікселя CCD - камери та відповідні їм кути повороту, за якими одержують поляризаційні мапи азимутів і еліптичностей поляризації 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, оптичний вихід якого через об'єкт дослідження 5 і мікрооб'єктив 6 з'єднаний з оптичним входом аналізатора 7. Оптичний вихід аналізатора 7 оптично з'єднаний з входом цифрової світлочутливої камери 8, вихід якої з'єднаний з входом персонального комп'ютера 9.

Спосіб здійснюється таким чином. Для оцінки наявності і типу патологічного стану молочної залози у людини забирають зразок крові та виділяють її плазму. Готують мазок шляхом висушування при температурі 20-22 градуси, протягом 10 хв. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення дослідного зразка плазми крові поляризованим паралельним пучком (діаметром  $10^4$  мкм) напівпровідникового лазера ( $\lambda=0,64$  мкм) 1, який формують коліматором 2 і чвертьхвильовою пластинкою 3. За допомогою  $\alpha_0=0^\circ$  поляризатора 4 формується лінійно поляризований пучок з азимутом<sup>o</sup>, яким зондують анізотропний шар біологічного об'єкта 5. Обертаючи вісь пропускання  $\Theta$  аналізатора 7 в межах  $= 0^\circ-180^\circ$ , зображення анізотропного шару біологічного об'єкта 5 проєктують за допомогою мікрооб'єктива 6 в площину світлочутливої площадки ( $m \times n=800\text{ріх} \times 600\text{ріх}$ ) цифрової камери 8, а потім передають в комп'ютер 9, при цьому вимірюють масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивності  $I_{\min}(m \times n); I_{\max}(m \times n)$  зображення плазми крові для кожного окремого пікселя ( $m \times n$ ) світлочутливої камери 8 та відповідні їм кути повороту  $\Theta(m \times n)(I(m \times n) = \min)$ .

За допомогою комп'ютера 9 одержують поляризаційні мапи азимутів і еліптичностей поляризації зображення плазми крові після опромінення

$$\alpha(m \times n) = \Theta(I(m \times n) \equiv \min) - \frac{\pi}{2};$$

$$\beta(m \times n) = \arctg \frac{I(m \times n)_{\min}}{I(m \times n)_{\max}}.$$

де  $\alpha$  - розподіл азимутів;  $\beta$  - розподіл еліптичностей лазерного зображення плазми крові,  $I$  - інтенсивність лазерного пучка у кожному пікселі.

Для одержаних мап азимутів  $\alpha(m \times n)$  та еліптичностей  $\beta(m \times n)$  за допомогою персонального комп'ютера 9 обчислюємо статистичні моменти 1-го-4-го порядку  $Z_1-Z_4$ , в усіх точках поляризаційних мап азимутів та еліптичностей поляризації зображень плазми крові, за якими діагностують рак молочної залози та інші фізіологічні стани.

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: опромінюючий пучок є плоскополяризованим з азимутом  $\alpha_0=0^\circ$ . Для обстеження використали зразки плазми крові здорових (група 1), хворих на вузлову мастопатію (група 2) і рак (група 3) молочної залози (табл.). Статистичні моменти поляризаційних мап азимутів та еліптичностей поляризаційного зображення плазми крові, що характеризують поляризаційну структуру зображень таких зразків, відрізняються для різних станів молочної залози, що дозволяє проводити їх діагностування.

Таблиця

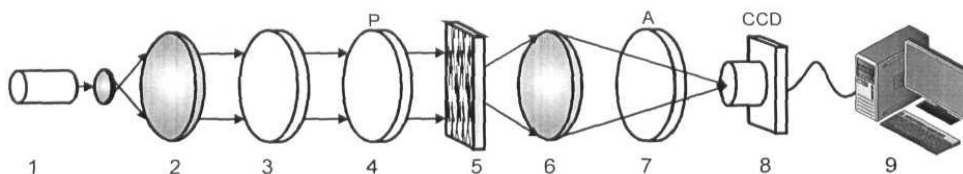
Значення статистичних моментів  $Z_1-Z_4$  мап азимутів та еліптичностей зображення плазми крові при різних станах молочної залози

Параметри	Норма (30 зразків)		Мастопатія (30 зразків)		Рак (30 зразків)	
	Азимут	Еліптичн	Азимут	Еліптичн	Азимут	Еліптичн
$Z_1$	0,69±0,11	0,17±0,029	0,71±0,13	0,23±0,035	0,68±0,12	0,29±0,055
$Z_2$	0,15±0,025	0,19±0,027	0,19±0,034	0,23±0,036	0,23±0,04	0,25±0,047
$Z_3$	1,54±0,32	1,48±0,21	1,29±0,21	1,07±0,19	0,94±0,16	0,89±0,17
$Z_4$	2,15±0,48	1,83±0,38	1,87±0,37	1,59±0,25	1,46±0,31	1,18±0,21

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до підвищення точності одержання поляризаційних мап азимутів та еліптичностей поляризації зображення плазми крові, що підвищує достовірність діагностики раку молочної залози, за рахунок використання випромінювання низько когерентного напівпровідникового лазерного діода для зондування шару плазми крові людини та наступного поляризаційного аналізу його просторово-узгоджених лазерних зображень.

## ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за поляризаційними мапами плазми крові людини, в якому для оцінки патологічних змін проводять оцінку лінійно поляризованого випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують азимут лінійної поляризації в опромінюючому плазму крові пучку з кутом поляризації  $0^\circ$  відносно площини падіння, обертають лінійний аналізатор на кути, вимірюють відповідні рівні інтенсивності, одержують поляризаційні мапи азимутів і еліптичностей поляризації зображення плазми крові людини із наступним обчисленням їх статистичних моментів 1-4-го порядків за допомогою комп'ютера, який **відрізняється** тим, що зондування шару плазми крові проводять випромінюванням низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода, поляризаційні зображення шарів плазми крові проєктують за допомогою мікрооб'єктива в площину світлочутливої площадки CCD-камери, обертають площину пропускання аналізатора на кути в межах від  $0^\circ$  до  $180^\circ$ , вимірюють масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивності зображення плазми крові для кожного окремого пікселя CCD-камери та відповідні їм кути повороту, за якими одержують поляризаційні мапи азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові.



---

Комп'ютерна верстка А. Крулевський

---

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