



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **162598** (13) **U**  
(51) МПК (2026.01)  
**G01N 33/00**  
**A61B 5/00**

НАЦІОНАЛЬНИЙ ОРГАН  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ ВЛАСНОСТІ  
ДЕРЖАВНА ОРГАНІЗАЦІЯ  
"УКРАЇНСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ  
ОФІС ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ ТА ІННОВАЦІЙ"

## (12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: <b>u 2025 02747</b>	(72) Винахідник(и): <b>Шолота Владислава Владиславівна (UA)</b>
(22) Дата подання заявки: <b>10.06.2025</b>	(73) Володілець (володільці): <b>ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ,</b>
(24) Дата, з якої є чинними права інтелектуальної власності: <b>09.04.2026</b>	вул. Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця 21021 (UA)
(46) Публікація відомостей про державну реєстрацію: <b>08.04.2026, Бюл.№ 14</b>	

## (54) СПОСІБ ДОСЛІДЖЕННЯ АЗИМУТІВ ТА ЕЛІПТИЧНОСТЕЙ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО ЗОБРАЖЕННЯ ПЛІВОК ПЛАЗМИ КРОВІ

### (57) Реферат:

Спосіб дослідження азимутів та еліптичностей поляризаційного зображення плівок плазми крові, в якому шар плазми крові людини опромінюють лінійно поляризованим випромінюванням з азимутом поляризації  $0^\circ$  відносно площини падіння, утвореним при пропусканні пучка низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі  $0,6328$  мкм через лінійний поляризатор, обертають площину пропускання аналізатора на кути в межах від  $0^\circ$  до  $180^\circ$ . Проектують за допомогою мікрооб'єктива поляризаційні зображення зразка плазми крові в площину світлочутливої площадки CCD-камери, вимірюють масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивностей зображення плазми крові для кожного окремого пікселя CCD-камери та відповідні їм кути повороту, за якими одержують мапи азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові, виміряні на довжині хвилі  $0,6328$  мкм, із наступним обчисленням їх статистичних моментів 1-4-го порядків за допомогою комп'ютера. Шар плазми крові людини опромінюють додатково лінійно поляризованим випромінюванням, утвореним при пропусканні пучка низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі  $0,405$  мкм через лінійний поляризатор, обертають площину пропускання аналізатора на кути в межах від  $0^\circ$  до  $180^\circ$ , проектуєть за допомогою мікрооб'єктива поляризаційні зображення зразка плазми крові в площину світлочутливої площадки CCD-камери. Вимірюють масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивностей зображення плазми крові для кожного окремого пікселя CCD-камери та відповідні їм кути повороту, за якими одержують мапи азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові, виміряні на довжині хвилі  $0,405$  мкм, із наступним обчисленням їх статистичних моментів 1-4-го порядків за допомогою комп'ютера, та обчислюють кореляційну площу та кореляційні моменти 2-го і 4-го порядків мап азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові, виміряних на двох довжинах хвиль  $0,6328$  мкм і  $0,405$  мкм, за допомогою комп'ютера, та на їх основі проводять диференціацію нозологій на двох довжинах хвиль за правилами нечіткої логіки за допомогою комп'ютерного програмного забезпечення.

UA 162598 U



Корисна модель належить до лазерної фізики, біомедичної техніки, медичної інформатики та може бути використана для ранньої діагностики патологічних змін молочних залоз шляхом дослідження азимутів та еліптичностей поляризаційного зображення плівок плазми крові людини, отриманих на двох довжинах хвиль лазерного випромінювання.

5 Відомий спосіб фазової томографічної діагностики патології молочної залози, в якому зразок плазми крові людини опромінюють циркулярно поляризованим пучком, утвореним при пропусканні випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода на довжині хвилі 0,64 мкм через лінійний поляризатор та першу чвертьхвильову пластинку, поляризаційне зображення зразка плазми крові проектується за допомогою мікрооб'єктива крізь 10 другу чвертьхвильову пластинку та аналізатор, площину пропускання якого обертають на кут -  $45^\circ$  відносно осі найшвидшого обертання другої чвертьхвильової пластинки, в площину цифрової світлочутливої камери та 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 молочних залоз 15 людини [Патент № 117324 Україна, МПК G 01 N 33/00, A 61 N 5/00. опубл. 26.06.2017, Бюл. № 12].

Недоліками способу є те, що вимірювання та аналіз фазових поляризаційних томограм плівок плазми крові здійснюється лише на одній довжині хвилі лазерного випромінювання, що призводить до обмеження функціональних можливостей та достовірності способу діагностики 20 патології молочних залоз.

Найближчим аналогом корисної моделі є спосіб лазерної діагностики раку молочної залози за поляризаційними мапами плазми крові людини, в якому шар плазми крові людини опромінюють лінійно поляризованим випромінюванням, утвореним при пропусканні випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 25 0,6328 мкм через лінійний поляризатор з азимутом поляризації  $0^\circ$  відносно площини падіння, обертають площину пропускання аналізатора на кути в межах від  $0^\circ$  до  $180^\circ$ , проектується за допомогою мікрооб'єктива поляризаційні зображення зразка плазми крові в площину світлочутливої площадки CCD-камери, вимірюють масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивностей зображення плазми крові для кожного окремого пікселя CCD-камери та 30 відповідні їм кути повороту, за якими одержують мапи азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові із наступним обчисленням їх статистичних моментів 1-4-го порядків за допомогою комп'ютера, за якими оцінюють патологічні зміни молочних залоз [Патент № 116654 Україна, МПК G 01 N 33/48, A 61 N 5/00. опубл. 25.05.2017, Бюл. № 10].

Недоліками способу є те, що вимірювання та аналіз мап азимутів та еліптичностей 35 поляризації плазми крові здійснюється лише на одній довжині хвилі лазерного випромінювання, що призводить до обмеження функціональних можливостей та достовірності способу діагностики патології молочних залоз.

В основу корисної моделі поставлено задачу створення способу дослідження азимутів та еліптичностей поляризаційного зображення плівок плазми крові, в якому за рахунок послідовного опромінення зразку плазми крові лінійно поляризованими пучками 40 низькокогерентних напівпровідникових лазерних діодів відповідно з довжиною хвилі 0,6328 мкм і довжиною хвилі 0,405 мкм та проведення вимірювання мап азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові на обох довжинах хвиль із застосуванням до них статистичного, кореляційного аналізу та оцінюванням патології на їх основі за правилами нечіткої логіки, досягається 45 розширення функціональних можливостей, обумовлене додатковою можливістю роботи на другій довжині хвилі 0,405 мкм, що в поєднанні із розширеним аналізом виміряних на двох довжинах хвиль мап азимутів та еліптичностей поляризаційного зображення шару плазми крові підвищує достовірність діагностування раку молочних залоз.

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що 50 призводить до розширення функціональних можливостей та зростання достовірності способу лазерної діагностики раку молочної залози за поляризаційними мапами плазми крові. При цьому вперше виконано проведення вимірювань мап азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові на двох довжинах хвиль 0,6328 мкм і 0,405 мкм лазерного випромінювання із застосуванням до них статистичного, кореляційного аналізу та оцінюванням патології молочних 55 залоз на їх основі за правилами нечіткої логіки.

Поставлена задача вирішується тим, що спосіб дослідження азимутів та еліптичностей поляризаційного зображення плівок плазми крові, в якому шар плазми крові людини опромінюють лінійно поляризованим випромінюванням з азимутом поляризації  $0^\circ$  відносно площини падіння, утвореним при пропусканні пучка низькокогерентного напівпровідникового 60 лазерного діода з довжиною хвилі 0,6328 мкм через лінійний поляризатор, обертають площину

пропускання аналізатора на кути в межах від  $0^\circ$  до  $180^\circ$ , проєктують за допомогою мікрооб'єктива поляризаційні зображення зразка плазми крові в площину світлочутливої площадки CCD-камери, вимірюють масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивностей зображення плазми крові для кожного окремого пікселя CCD-камери та відповідні їм кути повороту, за якими одержують мапи азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові, виміряні на довжині хвилі  $0,6328$  мкм, із наступним обчисленням їх статистичних моментів 1-4-го порядку за допомогою комп'ютера, згідно з корисною моделлю, шар плазми крові людини опромінюють додатково лінійно поляризованим випромінюванням, утвореним при пропусканні пучка низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі  $0,405$  мкм через лінійний поляризатор, обертають площину пропускання аналізатора на кути в межах від  $0^\circ$  до  $180^\circ$ , проєктують за допомогою мікрооб'єктива поляризаційні зображення зразка плазми крові в площину світлочутливої площадки CCD-камери, вимірюють масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивностей зображення плазми крові для кожного окремого пікселя CCD-камери та відповідні їм кути повороту, за якими одержують мапи азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові, виміряні на довжині хвилі  $0,405$  мкм, із наступним обчисленням їх статистичних моментів 1-4-го порядку за допомогою комп'ютера, та обчислюють кореляційну площу та кореляційні моменти 2-го і 4-го порядків мап азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові, виміряних на двох довжинах хвиль  $0,6328$  мкм і  $0,405$  мкм, за допомогою комп'ютера та на їх основі проводять диференціацію нозологій на двох довжинах хвиль за правилами нечіткої логіки за допомогою комп'ютерного програмного забезпечення.

На кресленні представлено структурну схему пристрою, який реалізує запропонований спосіб.

Спосіб реалізується за допомогою пристрою, який містить напівпровідникові низькокогерентні лазерні діоди  $1_1$  та  $1_2$ , відповідно, з довжиною хвилі  $0,6328$  та  $0,405$  мкм, електричні входи керування якими зв'язані з першим  $2_1$  та другим  $2_2$  керуючими входами вибору спектрального режиму роботи пристрою, а оптичні входи зв'язані з першим та другим оптичними входами світлооб'єднувальної призми  $3$ , оптичний вихід якої зв'язаний через коліматор  $4$  з оптичним входом лінійного поляризатора  $5$ . Оптичний вихід лінійного поляризатора  $5$  через скло з досліджуваним шаром плазми крові  $6$  з можливістю оптичного зв'язку з мікрооб'єктивом  $7$  з'єднаний із оптичним входом аналізатора  $8$ . Оптичний вихід аналізатора  $8$  оптично з'єднаний з входом цифрової світлочутливої камери  $9$ , підключеної до комп'ютера  $10$ , який через блок мікроконтролерного керування  $11$ , драйвери  $12_1$  та  $12_2$  крокових двигунів та крокові двигуни  $13_1$  та  $13_2$  з позиційними датчиками  $14_1$  і  $14_2$  з'єднаний з керуючими входами поворотами відповідно поляризатора  $5$  та аналізатора  $8$ . Вхід синхронізації блока мікроконтролерного керування  $11$  з'єднано з третім керуючим входом  $2_3$  запуску роботи пристрою, а комп'ютер  $10$  з'єднано з спеціалізованим програмним входом блока підтримки прийняття рішення  $15$  на нечіткій логіці.

Спосіб здійснюється таким чином. Для оцінки наявності патологічного стану молочної залози у людини забирають зразок крові та за допомогою центрифуги виділяють її плазму. Зразки плазми крові готувались в таких умовах: крапля плазми крові з піпетки наносилася на підкладку з оптично однорідного скла таким чином, щоб плазма рівномірно розтікалася по поверхні скла. Утворена плівка просувалася при кімнатній температурі протягом  $10$  хвилин. Скло з досліджуваним шаром плазми крові позначено в пристрої як  $6$ . На перший  $2_1$  та другий  $2_2$  керуючі входи вибору спектрального режиму роботи пристрою подають сигнали, які дозволяють вмикати або вимикати відповідний низькокогерентний напівпровідниковий лазерний діод  $1_1$  з довжиною хвилі  $0,6328$  мкм чи низькокогерентний напівпровідниковий лазерний діод  $1_2$  з довжиною хвилі  $0,405$  мкм. На третій керуючий вхід  $2_3$  пристрою подають сигнал запуску. Оптичний пучок, утворений на оптичних виходах одного із ввімкнених низькокогерентних напівпровідникових лазерних діодів  $1_1$  і  $1_2$  вибраної довжини хвилі, через світлооб'єднувальну призму  $3$  та коліматор  $4$ , що формує діаметр пучка ( $10^4$  мкм), надходить на оптичний вхід лінійного поляризатора  $5$ . Сигнал керування, що формують на першому виході мікроконтролерного блока керування  $11$  після запуску роботи пристрою, через драйвер крокового двигуна  $12_1$  надходить на кроковий двигун  $13_1$  з позиційним датчиком  $14_1$ , який здійснює поворот лінійного поляризатора на кут  $0^\circ$  відносно площини падіння вхідного оптичного променя. Лінійно поляризованим випромінюванням з оптичного виходу лінійного поляризатора  $5$  опромінюють скло з досліджуваним шаром плазми крові  $6$ , обертаючи площину пропускання аналізатора  $8$  на кути в межах від  $0^\circ$  до  $180^\circ$  з певним кроком. Повороти на відповідні кути аналізатора  $8$  здійснюють за допомогою сигналів керування, що формують на другому виході блока мікроконтролерного керування  $11$ , які через драйвер крокового двигуна  $12_2$  надходять на кроковий двигун  $13_2$  з позиційним датчиком  $14_2$ , який здійснює поворот

аналізатора 8 на потрібний кут відносно площини падіння оптичного променя. Вихідне лінійно поляризоване оптичне випромінювання, перетворене досліджуваним шаром плазми крові на склі 6, проєктують за допомогою мікрооб'єктива 7 в площину світлочутливої цифрової камери 9 роздільної здатності (m×n), провівши поляризаційну фільтрацію за допомогою аналізатора 8 на кожному кроці його обертання в межах від 0° до 180°, а потім передають в комп'ютер 10. При цьому вимірюють масиви мінімальних  $I_{\min}(m \times n)$  і максимальних  $I_{\max}(m \times n)$  рівнів інтенсивностей зображення шару плазми крові на склі 6 для кожного окремого пікселя цифрової світлочутливої камери 9 та відповідні їм кути повороту  $\theta(I(m \times n) = \min)$ .

За допомогою комп'ютера 10 одержують мапи азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові, виміряні послідовно на довжинах хвиль 0,6328 мкм та 0,405 мкм, за формулами:

$$\alpha^\lambda(m \times n) = \theta^\lambda(I^\lambda(m \times n) \equiv \min) - \frac{\pi}{2},$$

$$\beta^\lambda(m \times n) = \arctg \frac{I_{\min}^\lambda(m \times n)}{I_{\max}^\lambda(m \times n)},$$

де  $\alpha^\lambda(m \times n)$  - мапа азимутів поляризації плазми крові;  $\beta^\lambda(m \times n)$  - мапа еліптичностей поляризації плазми крові;  $I^\lambda$  - інтенсивність лазерного пучка в кожному пікселі.

Для одержаних на кожній довжині хвилі  $\lambda=0,6328$  мкм та  $\lambda=0,405$  мкм мап азимутів  $\alpha^\lambda(m \times n)$  та мап еліптичностей  $\beta^\lambda(m \times n)$  за допомогою комп'ютера 10 обчислюють статистичні моменти 1- 4-го порядків та обчислюють кореляційну площу та кореляційні моменти 2-го і 4-го порядків. На їх основі блок 15 підтримки прийняття рішень на нечіткій логіці здійснює прийняття рішення на довжині хвилі 0,6328 мкм та 0,405 мкм за диференціацією станів "норма" та "рак" молочних залоз.

Використання корисної моделі пояснюється таким прикладом.

Для обстеження використали зразки плазми крові двох груп: нозологія "норма" і нозологія "патологія" молочної залози. Отримані результати наведено в таблиці.

Таблиця

Значення статистичних моментів  $M_1$ - $M_4$ , кореляційної площі  $S$ , кореляційних моментів  $Q_2$ ,  $Q_4$  мап азимутів  $\alpha(m \times n)$  і еліптичностей  $\beta(m \times n)$  плазми крові на двох довжинах хвиль при різних станах молочних залоз (МЗ)

Характеристики параметрів	Довжина хвилі $\lambda_1=0,6328$ мкм		Довжина хвилі $\lambda_2=0,405$ мкм	
	«норма МЗ»	«рак МЗ»	«норма МЗ»	«рак МЗ»
Вимірювальний параметр - мапа азимутів $\alpha(M \times N)$				
$M_1(\alpha^\lambda)$	0,740±0,050	0,160±0,040	0,130±0,020	0,120±0,015
$M_2(\alpha^\lambda)$	0,013±0,004	0,013±0,080	0,060±0,010	0,130±0,020
$M_3(\alpha^\lambda)$	0,070±0,006	0,130±0,060	0,050±0,004	0,080±0,010
$M_4(\alpha^\lambda)$	0,500±0,100	0,600±0,200	2,080±0,080	1,700±0,040
$S(\alpha^\lambda)$	2,070±0,600	1,800±0,400	1,333±0,400	2,100±0,700
$Q_2(\alpha^\lambda)$	2,300±0,900	3,200±1,300	0,020±0,013	0,020±0,010
$Q_4(\alpha^\lambda)$	0,020±0,004	0,020±0,003	0,750±0,110	0,810±0,190
Вимірювальний параметр - мапа еліптичностей $\beta(M \times N)$				
$M_1(\beta^\lambda)$	0,810±0,100	0,780±0,090	0,750±0,080	0,810±0,090
$M_2(\beta^\lambda)$	0,064±0,008	0,054±0,006	0,110±0,030	0,410±0,050
$M_3(\beta^\lambda)$	0,014±0,003	0,024±0,011	0,030±0,010	0,180±0,040
$M_4(\beta^\lambda)$	3,800±0,180	3,900±0,340	2,640±0,090	0,680±0,070
$S(\beta^\lambda)$	18,80±6,700	20,20±5,400	9,300±1,900	7,900±1,400
$Q_2(\beta^\lambda)$	2,900±0,130	4,100±3,600	5,200±1,400	5,800±1,900
$Q_4(\beta^\lambda)$	0,03±0,011	0,018±0,015	0,020±0,005	0,010±0,006

За аналізом даних таблиці визначено, що найбільші відмінності в значеннях характеристик мап азимутів шарів плазми крові при нозологіях "норма" і "рак молочних залоз" мають: на довжині хвилі 0,405 мкм - статистичні моменти  $M_2$  (відрізняються в 2 рази) та  $M_4$  (відрізняються в 1,4 рази), кореляційна площа  $S$  (відрізняється в 1,6 рази); на довжині хвилі 0,6328 мкм -

статистичні моменти  $M_1$  (відрізняються в 4 рази) та  $M_3$  (відрізняються в 2 рази), кореляційний момент  $Q_2$  (відрізняється в 1,4 разу).

Найбільші відмінності в значеннях характеристик мап еліптичностей шарів плазми крові при назологіях "норма" і "рак молочних залоз" мають: на довжині хвилі 0,405 мкм статистичні моменти  $M_2$  (відрізняються в 3,7 разу),  $M_3$  (відрізняються в 6 разів),  $M_4$  (відрізняються в 3,9 разу), кореляційний момент  $Q_4$  (відрізняється в 2 рази); на довжині хвилі 0,6328 мкм - статистичні моменти  $M_3$  (відрізняються в 1,7 разу), кореляційний момент  $Q_4$  (відрізняється в 1,6 разу).

На їх основі формується база інформативних ознак та функції належності для автоматизованої диференціації нозологій за допомогою принципів нечіткої логіки.

### ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

Спосіб дослідження азимутів та еліптичностей поляризаційного зображення плівок плазми крові, в якому шар плазми крові людини опромінують лінійно поляризованим випромінюванням з азимутом поляризації  $0^\circ$  відносно площини падіння, утвореним при пропусканні пучка низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,6328 мкм через лінійний поляризатор, обертають площину пропускання аналізатора на кути в межах від  $0^\circ$  до  $180^\circ$ , проєктують за допомогою мікрооб'єктива поляризаційні зображення зразка плазми крові в площину світлочутливої площадки CCD-камери, вимірюють масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивностей зображення плазми крові для кожного окремого пікселя CCD-камери та відповідні їм кути повороту, за якими одержують мапи азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові, виміряні на довжині хвилі 0,6328 мкм, із наступним обчисленням їх статистичних моментів 1-4-го порядків за допомогою комп'ютера, який **відрізняється** тим, що шар плазми крові людини опромінують додатково лінійно поляризованим випромінюванням, утвореним при пропусканні пучка низькокогерентного напівпровідникового лазерного діода з довжиною хвилі 0,405 мкм через лінійний поляризатор, обертають площину пропускання аналізатора на кути в межах від  $0^\circ$  до  $180^\circ$ , проєктують за допомогою мікрооб'єктива поляризаційні зображення зразка плазми крові в площину світлочутливої площадки CCD-камери, вимірюють масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивностей зображення плазми крові для кожного окремого пікселя CCD-камери та відповідні їм кути повороту, за якими одержують мапи азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові, виміряні на довжині хвилі 0,405 мкм, із наступним обчисленням їх статистичних моментів 1-4-го порядків за допомогою комп'ютера, та обчислюють кореляційну площу та кореляційні моменти 2-го і 4-го порядків мап азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові, виміряних на двох довжинах хвиль 0,6328 мкм і 0,405 мкм, за допомогою комп'ютера, та на їх основі проводять диференціацію нозологій на двох довжинах хвиль за правилами нечіткої логіки за допомогою комп'ютерного програмного забезпечення.

