



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **135814** (13) **U**
(51) МПК (2019.01)
G01N 33/00
A61B 5/00

МІНІСТЕРСТВО
ЕКОНОМІЧНОГО
РОЗВИТКУ І ТОРГІВЛІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

<p>(21) Номер заявки: u 2018 12519</p> <p>(22) Дата подання заявки: 17.12.2018</p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 25.07.2019</p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 25.07.2019, Бюл.№ 14</p>	<p>(72) Винахідник(и): Заболотна Наталія Іванівна (UA), Павлов Сергій Володимирович (UA), Карась Олександр Володимирович (UA), Радченко Костянтин Олегович (UA)</p> <p>(73) Власник(и): ВІННИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021 (UA)</p>
--	---

(54) СПОСІБ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ ДІАГНОСТИКИ РАКУ МОЛОЧНОЇ ЗАЛОЗИ ЗА ДЖОНС-МАТРИЧНИМИ МАПАМИ ПЛАЗМИ КРОВІ ЛЮДИНИ

(57) Реферат:

Спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за Джонс-матричними мапами плазми крові людини включає опромінення зразка плазми крові паралельним лінійно поляризованим пучком низько когерентного напівпровідникового лазера з довжиною хвилі 0,64 мкм. Поляризаційні зображення шарів плазми крові проєктують за допомогою мікрооб'єктиву в площину світлочутливої площадки CCD-камери. Обертають площину пропускання аналізатора на кути, вимірюють масиви рівнів інтенсивності для кожного окремого пікселя та одержують мапи плазми крові і для одержаних мап плазми крові шляхом алгоритмічної обробки обчислюють статистичні моменти 3-го і 4-го порядків. Площину пропускання аналізатора і поляризатора обертають на кути "0°", "90°" та проводять іншу сукупність алгоритмічних дій, необхідних для вимірювання дійсних елементів матриці Джонса півок плазми крові, для яких обчислюють статистичні характеристики 1-го і 2-го порядків (середнє, дисперсія) та на їх основі проводять диференціацію нозологій за правилами нечіткої логіки за допомогою комп'ютерного програмного забезпечення.

UA 135814 U

Корисна модель належить до медицини, онкології і фізичної оптики, може бути використана для раннього діагностування патологічних змін молочної залози шляхом дослідження Джонс-матричного картографування плівок плазми крові людини, а також їх диференціації на основі правил нечіткої логіки.

5 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.

15 Відомий спосіб діагностики виникнення запальних процесів за оцінкою статистичної структури поляризаційних зображень гістологічних зрізів біопсії тканини шийки матки (Angelskaya A.O. Polarization phase reconstruction of biological tissue architectonics: Part 3. Polarizing-correlative processing of images of statistical objects in the problem of visualization and topology reconstruction of their phase heterogeneity /A.O. Angelskaya, A.G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, A. Dubolazov, V. Istratiy, Yu. Ya. Tomka //Proc. SPIE. - 2007. - Vol. 6635. - P. 66350MP).

20 Наявність патології оцінюються шляхом обчислення середнього і дисперсії розподілів азимутів і еліптичності поляризації лазерних зображень гістологічних зрізів біопсії тканини шийки матки.

Недоліками способу є те, що діагностика патології відбувається на пізніх етапах, що значно гальмує ефективність лікування.

25 Найбільш близьким аналогом є спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за поляризаційними мапами плазми крові людини (Пат. 116654 Україна, МПК G01N 33/48, A61B 5/00, опубл. 25.05.2017, Бюл. № 10), при якому зразок плазми крові опромінюють паралельним лінійно поляризованим пучком низько когерентного напівпровідникового лазера з довжиною хвилі 0.64 мкм, поляризаційні зображення шарів плазми крові проектують за допомогою мікрооб'єктиву в площину світлочутливої площадки CCD-камери, обертають

30 площину пропускання аналізатора на кути, вимірюють масиви рівнів інтенсивності для кожного окремого пікселя та одержують мапи плазми крові і для одержаних мап плазми крові шляхом алгоритмічної обробки обчислюють статистичні моменти 3-го і 4-го порядків, за якими судять про патологічні зміни у молочних залозах.

35 Недоліками найближчого аналога є те, що вимірювання координатних розподілів азимутів та еліптичності, на відміну від матриці Джонса, що характеризує інформативні показники самого об'єкта, є інформативними показниками об'єктного поля випромінювання розсіяного плівками плазми крові, що знижує достовірність способу.

В основу корисної моделі поставлено задачу створення способу лазерної поляризаційної

діагностики раку молочної залози за Джонс-матричними мапами плазми крові людини, в якому

40 за рахунок застосування статистичного аналізу отриманих мап плівок плазми крові та диференціації патологій на їх основі за правилами нечіткої логіки досягається можливість аналізу дійсних елементів матриці Джонса, що характеризує інформативні показники самого об'єкта, що і приводить до підвищення достовірності діагностування раку молочної залози.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі лазерної поляризаційної діагностики раку

45 молочної залози за Джонс-матричними мапами плазми крові людини, в якому зразок плазми крові опромінюють паралельним лінійно поляризованим пучком низько когерентного напівпровідникового лазера з довжиною хвилі 0.64 мкм, поляризаційні зображення шарів

плазми крові проектують за допомогою мікрооб'єктиву в площину світлочутливої площадки

50 CCD-камери, обертають площину пропускання аналізатора на кути, вимірюють масиви рівнів інтенсивності для кожного окремого пікселя та одержують мапи плазми крові і для одержаних

мап плазми крові шляхом алгоритмічної обробки обчислюють статистичні моменти 3-го і 4-го

55 порядків, згідно з корисною моделлю, площину пропускання аналізатора і поляризатора обертають на кути "0°", "90°" та проводять іншу сукупність алгоритмічних дій, необхідних для

вимірювання дійсних елементів матриці Джонса плівок плазми крові, для яких обчислюють

статистичні характеристики 1-го і 2-го порядків (середнє, дисперсія) та на їх основі проводять

диференціацію нозологій за правилами нечіткої логіки за допомогою комп'ютерного

60 програмного забезпечення.

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

Пристрій, який реалізує запропонований спосіб, містить напівпровідниковий лазер з 1

довжиною хвилі 0,64 мкм, коліматор 2, який формує розширений пучок променів, блок

поляризаційного опромінення 3, який містить чвертьхвильові пластинки 4_1 , 4_2 і лінійний поляризатор 5_1 , об'єкт 6, проєкційний блок 7, блок поляризаційної фільтрації 8, що містить чвертьхвильову пластинку 4_3 та аналізатор 5_2 , цифрова світлочутлива CCD-камера 9, персональний комп'ютер 10, блок мікроконтролерного керування 11, крокові серводвигуни 13_1 - 13_5 , драйвери серводвигунів 12_1 - 12_5 , позиційні датчики 14_1 - 14_5 , блок підтримки прийняття рішень 15.

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 просушувалася при кімнатній температурі протягом 24 годин. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення дослідного зразку плазми крові поляризованим когерентним паралельним пучком (діаметром 10^4 мкм) напівпровідникового лазера ($\lambda=0,64$ мкм) 1, який формують коліматором 2 і чвертьхвильовою пластинкою 4_1 . За допомогою обертання поляризатора 5_1 на кути "0°", "90°" формується лінійно поляризований пучок з азимутом $\alpha_0=0,90^\circ$, яким зондують анізотропний шар біологічного об'єкта 6, обертаючи вісь пропускання Θ аналізатора 5_2 на кути "0°", "90°". Повороти на відповідні кути здійснюються за допомогою блока мікроконтролерного керування 11, що керує кроковими серводвигунами 13_1 - 13_5 , які, в свою чергу, керуються за допомогою драйверів серводвигунів.

12_1 - 12_5 , значення кута повороту контролюється позиційними датчиками 14_1 - 14_5 . Зображення анізотропного шару біологічного об'єкта 6 проєктують за допомогою проєкційного блока 7 в площину світлочутливої площадки ($m \times n=640 \times 480$) цифрової CCD-камери 9, а потім передають в комп'ютер 10, при цьому вимірюють масиви рівнів інтенсивності мапи плівки плазми крові для кожного окремого пікселя ($m \times n$).

За допомогою алгоритмічної обробки даних комп'ютером 10 розраховують дійсні елементи матриці Джонса плівок плазми крові після опромінення. Прийняття рішення по диференціації нозологій виконує блок підтримки прийняття рішень 15.

На основі різниці величин статистичних характеристик елементів матриці Джонса плівок плазми крові для різних нозологій визначається інформативність кожного параметра.

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: опромінюючий пучок є плоскополяризованим з азимутом $\alpha_0=0^\circ$. Для обстеження використали зразки плазми крові двох груп: нозологія "норма" і нозологія "патологія" молочної залози.

Таблиця

Значення статистичних моментів дійсних елементів матриці Джонса плівок плазми крові при різних станах молочної залози

M_n	$R_{11}(m \times n)$ Норма	$R_{12;21}(m \times n)$ Норма	$R_{11}(m \times n)$ Патологія	$R_{12;21}(m \times n)$ Патологія
M_1	0,784±0,012	0,716±0,056	0,797±0,025	0,826±0,064
M_2	0,143±0,08	0,089±0,01	0,123±0,05	0,045±0,025
M_3	0,127±0,095	0,694±0,095	1,189±0,22	1,016±0,07
M_4	3,761±0,24	7,079±0,52	3,262±0,423	3,021±0,33

В ході аналізу одержаних даних було встановлено, що найбільш чутливим (за діапазоном зміни величини) до орієнтаційних $R_{11}(m \times n)$ механізмів перетворення параметрів лазерного випромінювання двоприменезаломлюючою сіткою мереж білків альбумінів і глобулінів є 3-й статистичний момент (в 8-9 разів).

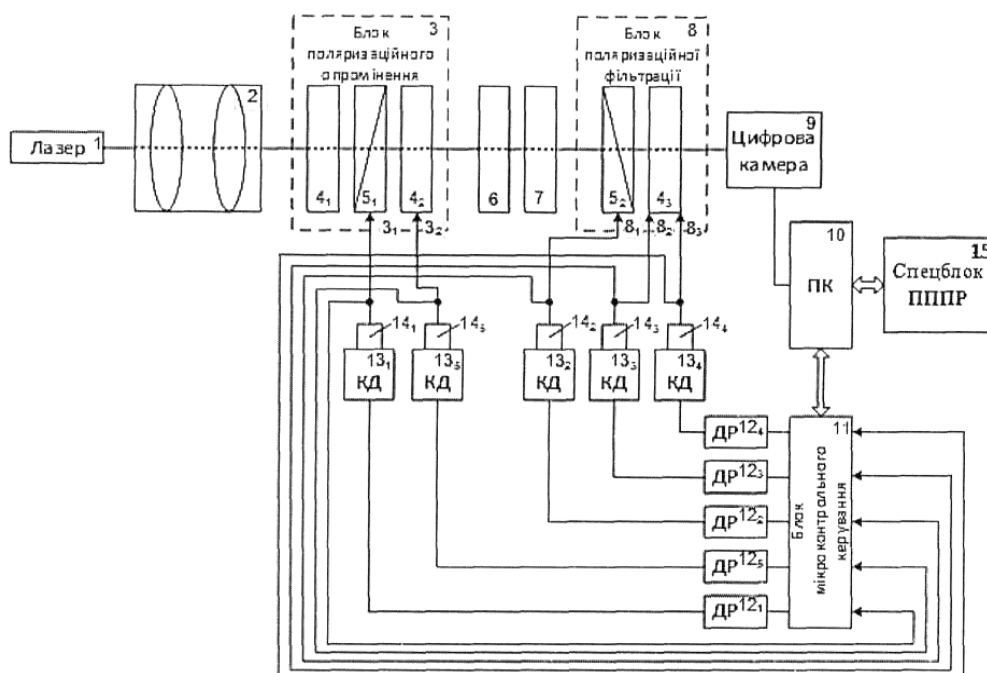
Відповідно, найбільш чутливими до фазових $R_{12;21}(m \times n)$ механізмів є 2-ий (в 1,9 раз), 3-ий (в 1,5 раз) та 4-ий (в 2-2,5 разів) статистичні моменти.

На їх основі формується база інформативних ознак, що містить значення діапазонів статистичних моментів 1-4 порядку мап дійсних елементів матриці Джонса плівок плазми крові.

На основі граничних значень інформативних параметрів статистичних характеристик елементів матриці Джонса формуються функції належності для автоматизованої диференціації нозологій за допомогою принципів нечіткої логіки.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

5 Спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за Джонс-матричними
 мапами плазми крові людини, що включає опромінення зразка плазми крові паралельним
 лінійно поляризованим пучком низько когерентного напівпровідникового лазера з довжиною
 хвилі 0,64 мкм, поляризаційні зображення шарів плазми крові проєктують за допомогою
 мікрооб'єктиву в площину світлочутливої площадки CCD-камери, обертають площину
 10 пропускання аналізатора на кути, вимірюють масиви рівнів інтенсивності для кожного окремого
 пікселя та одержують мапи плазми крові і для одержаних мап плазми крові шляхом
 алгоритмічної обробки обчислюють статистичні моменти 3-го і 4-го порядків, який
відрізняється тим, що площину пропускання аналізатора, і поляризатора обертають на кути
 "0°", "90°" та проводять іншу сукупність алгоритмічних дій, необхідних для вимірювання дійсних
 15 елементів матриці Джонса плівок плазми крові, для яких обчислюють статистичні
 характеристики 1-го і 2-го порядків (середнє, дисперсія) та на їх основі проводять
 диференціацію нозологій за правилами нечіткої логіки за допомогою комп'ютерного
 програмного забезпечення.



Комп'ютерна верстка Л. Ціхановська

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