



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **89673** (13) **U**
(51) МПК (2014.01)
G01N 33/00
A61B 5/00

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: u 2013 14315	(72) Винахідник(и): Ушенко Олександр Григорович (UA), Ванчуляк Олег Ярославович (UA), Ушенко Юрій Олександрович (UA), Дуболазов Олександр Володимирович (UA), Карачевцев Артем Олегович (UA), Савіч Валентина Олександрівна (UA)
(22) Дата подання заявки: 09.12.2013	
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 25.04.2014	
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 25.04.2014, Бюл.№ 8	(73) Власник(и): ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА, вул. Коцюбинського, 2, м. Чернівці, 58012 (UA)

(54) СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ НАСТАННЯ СМЕРТІ ВНАСЛІДОК ГОСТРОЇ КОРОНАРНОЇ НЕДОСТАТНОСТІ ЗА ДОПОМОГОЮ ВЕЙВЛЕТ-АНАЛІЗУ ПРОСТОРОВО-ЧАСТОТНО ВІДФІЛЬТРОВАНИХ МАП АЗИМУТІВ ЗОБРАЖЕНЬ МІОКАРДА

(57) Реферат:

Спосіб визначення настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності за допомогою вейвлет-аналізу просторово-частотно від фільтрованих мап азимутів зображень міокарду шляхом оцінки дегенеративно-дистрофічних змін, при якому, для оцінки дегенеративно-дистрофічних змін проводять оцінку висококогерентного поляризованого випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують лінійно поляризовану опромінюючу хвилю з азимутом 0° відносно площини падіння, за допомогою поляризаційного мікрооб'єктиву здійснюють оптичне пряме і зворотне Фур'є перетворення, лінійний поляризатор-аналізатор в межах від 0 до 180° відносно площини падіння, вимірюють мінімальні рівні інтенсивності у межах кожного пікселя цифрової камери, обчислюють дискретні значення азимута поляризації, визначають розподіли вейвлет-коефіцієнтів мап азимутів поляризації лазерного зображення тканини міокарду трупа людини, обчислюють статистичні моменти 1-4-го порядків таких розподілів, за значеннями яких судять про причину настання смерті.

UA 89673 U

Корисна модель стосується медицини, судової медицини, криміналістики та патологічної анатомії, а також фізичної оптики, і може бути використана для визначення причини настання смерті та дослідження кореляції станів поляризації різних точок зображень гістологічних зрізів біологічних об'єктів, що актуально у діагностиці трупних процесів біологічних тканин.

5 Відомі способи визначення причини настання смерті є приблизними і засновані на оцінці швидкості настання дегенеративно-дистрофічних змін м'яких тканин. Вони базуються на визначенні первинних постмортальних ознак, ранніх та пізніх трупних змін. Для точного визначення причини і часу настання смерті експерт повинен враховувати велику кількість факторів, які вказують вплив на труп, аналізувати можливу причину смерті, проводити додаткові

10 дослідження та звертатись до консультації спеціалістів різного профілю. Велике значення при цьому має кваліфікація експерта.

Відомий ряд оптичних способів поляризаційної корелометри, що досліджують координатний розподіл станів поляризації лазерного випромінювання біотканинами. Спосіб, 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 автокореляційної картини розподілу азимутів поляризації в лазерному зображенні гістологічних зрізів сполучної і м'язової тканини. Недоліком способу є відсутність діагностичних параметрів, які ефективні для

20 діагностики структури біологічних тканин. Відомий також спосіб визначення оптико-геометричної структури біологічних тканин шляхом оцінки півширини автокореляційних функцій поляризаційних зображень біологічних тканин [(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-прототипі за допомогою поляризатора візуалізують зображення архітекtonіки біологічної тканини і вимірюють автокореляційну функцію такого лазерного зображення, за якою визначають оптико-геометричну структуру архітекtonічної сітки сполучної і м'язової біологічних тканин.

Основним недоліком способу-аналога, є відсутність даних про причини зміни оптичних властивостей біологічних тканин трупа людини, а також використання обмеженої кількості

30 тканин різних типів. Прототипом корисної моделі є спосіб визначення причини настання смерті за оцінкою дегенеративно-дистрофічних змін м'яких тканин (Бедрин Л.М., Крюков В.Н., Литвак А.С. и др. Судебная медицина. - М., Медицина, 1987. - 464 с.) при якому причину і час настання смерті визначається за діагностикою дегенеративно-дистрофічних змін м'яких тканин. При цьому дегенеративно-дистрофічні зміни оцінюються шляхом виявлення ранніх та пізніх трупних змін (висихання, охолодження, м'язове заляккання трупа, трупні плями, трупний аутоліз, гниття, муміфікація, сапоніфікація, дублення) наявність яких співставляється із умовами, в яких знаходиться труп, можливими причинами смерті та граничним часом розвитку таких змін.

Недоліками прототипу є те, що визначення причини настання смерті є відносним та

40 суб'єктивним, залежить від кваліфікації експерта, великий інтервал коливання результатів. Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлена задача удосконалити спосіб визначення настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності за допомогою вейвлет-аналізу просторово-частотно відфільтрованих мап азимутів зображень міокарда шляхом оцінки дегенеративно-

45 дистрофічних змін за визначенням координатних змін поляризаційної структури просторово-частотно відфільтрованих лазерних зображень тканини міокарда для забезпечення розширення функціональних можливостей діагностики анізотропії різних ділянок серцевого м'язу трупа людини, а також у підвищенні точності вимірювання поляризаційних параметрів - азимута поляризації лазерних зображень тканини міокарда.

50 Поставлена задача вирішується тим, що у способі визначення настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності за допомогою вейвлет-аналізу просторово-частотно відфільтрованих мап азимутів зображень міокарда трупа людини шляхом оцінки дегенеративно-

55 дистрофічних змін, який відрізняється тим, що для оцінки дегенеративно-дистрофічних змін проводять аналіз висококогерентного поляризованого випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують лінійно поляризовану опромінюючу хвилю з азимутом 0° відносно площини падіння, за допомогою поляризаційного мікрооб'єктиву здійснюють оптичне пряме і зворотне Фур'є перетворення, обертають лінійний поляризатор-аналізатор в межах від 0° до 180° відносно площини падіння, вимірюють відповідно мінімальні рівні інтенсивності у межах кожного пікселя цифрової камери, обчислюють дискретні значення азимута поляризації, визначають

60 розподіли вейвлет-коефіцієнтів мап азимута поляризації лазерного зображення тканини

міокарда трупа людини, обчислюють статистичні моменти 1-4-го порядків таких розподілів, за значеннями яких судять про причину настання смерті.

5 Спільними ознаками прототипу та рішення, що заявляється, є використання для визначення причини настання смерті дегенеративно-дистрофічних змін. Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що використовують просторово-частотну фільтрацію поляризованого лазерного випромінювання із наступною масштабно-селективною та статистичною оцінкою змін розподілів азимута поляризації лазерних зображень тканини міокарда.

10 Спосіб здійснюється наступним чином. Для оцінки причини настання смерті в трупа забирають зразок тканини серцевого м'язу. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення дослідного зразку, вимірюючи розподіли азимута поляризації у просторово-частотно відфільтрованому лазерному зображенні гістологічного зрізу тканини міокарда. За оцінкою значень статистичних моментів 1-4-го порядків розподілів вейвлет-коефіцієнтів розподілів азимута поляризації визначають причину настання смерті.

15 Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані. Найбільш повно зміни оптичної анізотропії світлорозсіюючих об'єктів, включаючи і біологічні тканини, описують характеристики світлових полів у термінах розподілів азимутів поляризації (Ушенко А.Г., Ермоленко С.Б., Недужко М.А. Поляризаційно-інтерференційна діагностика внутрішніх напружень // Дефектоскопия. - 1991. 6 - № 6. - С. 83-88).

Методика вимірювань мап азимута поляризації складається з наступних кроків:

20 1. Використовуючи CCD камеру та шляхом обертання площини пропускання аналізатора на

кут Θ в межах $\Theta = 0^\circ \div 180^\circ$, визначають множини мінімальної інтенсивності $I_{\min} \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$

лазерного зображення для кожного окремого пікселя (m, n) CCD-камери та відповідні їм кути

повороту $\theta \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \left(\begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \right) \equiv I_{\min}$.

25 2. Далі розраховується поляризаційна мапа азимутів поляризації зображення біологічної тканини, використовуючи наступне співвідношення:

$$\alpha \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} = \theta(I(r) \equiv I_{\min}) - \frac{\pi}{2}. \quad (2)$$

30 3 метою виділення дрібномасштабної структури мапи азимутів поляризації застосовують оптичну реалізацію прямого і зворотного Фур'є перетворення [Laser Speckle and Related Phenomena / edited by J. C. Dainty // Statistical properties of laser speckle patterns / J.W. Goodman. - Berlin: Springer-Verlag, 1975. - P. 9-75].

Для визначення особливостей розподілів азимутів поляризації просторово-частотно відфільтрованого зображення на різних масштабах розмірів міозинових фібрил використовують вейвлет-аналіз [Ushenko O. Yuriy. Wavelet analysis of Fourier polarized images of the human bile / Yuriy O. Ushenko, Olexander V. Dubolazov, Artem O. Karachevtsev, Mykhaylo P. Gorsky, and Yulya F. Marchuk//Applied Optics. - 2012. - Vol. 51. - P. 133-139].

40 Якщо як функцію-прототип взяти вейвлет-функцію, що має скінченну основу в координатному і частотному просторі, то розподіл значень еліптичності поляризації можна розкласти в ряд (3). Відповідні коефіцієнти розкладу ряду (3) будуть визначатись виразом (4), а результатом вейвлет-перетворення одномірного ряду є двомірний масив коефіцієнтів $W(a,b)$ (5).

$$f(x) = \sum_{a,b=-\infty}^{\infty} C_{ab} \Psi_{ab}(x); \quad (3)$$

$$C_{ab} = \int f(x) \Psi_{ab}(x) dx; \quad (4)$$

$$W(a,b) = \frac{1}{|a|^{1/2}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \Psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt. \quad (5)$$

45 Таким чином, одержавши розподіли вейвлет-коефіцієнтів $W(a,b)$ можна обчислити статистичні моменти першого Z_1 , другого Z_2 , третього Z_3 і четвертого Z_4 порядків за алгоритмами:

$$Z_1 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |z_i| = \frac{1}{N} (|z_1| + |z_2| + \dots + |z_N|);$$

$$Z_2 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^2} = \sqrt{\frac{1}{N} (z^2_1 + z^2_2 + \dots + z^2_N)}; \quad (6)$$

$$Z_3 = \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^3 = \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} (z^3_1 + z^3_2 + \dots + z^3_N);$$

$$Z_4 = \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^4 = \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} (z^4_1 + z^4_2 + \dots + z^4_N),$$

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: нехай опромінюючий пучок є плоскополяризованим з азимутом $\alpha = 0^\circ$.

5 Як зразки використали гістологічні зрізи м'язової тканини міокарда товщиною 70 мкм двох типів:

- Гостра коронарна недостатність - А;
- Механічна асфіксія - Б.

Статистичні моменти, що характеризують поляризаційну структуру зображень таких зразків, відрізняються в 2,5-4 рази.

10

Статистичні моменти	Група А	Група Б
Середнє	0,34	0,29
Дисперсія	0,15	0,19
Асиметрія	0,39	1,19
Ексцес	0,28	1,13

15

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей диференціації і визначення причини настання смерті шляхом статистичного моніторингу зміни розподілу вейвлет-коефіцієнтів, які характеризують масштабну структуру просторово-частотно відфільтрованих лазерних зображень при одночасному високоточному вимірюванні параметрів поляризації зображень біооб'єкта. При цьому вперше використано масштабно-селективний аналіз просторово-частотно відфільтрованих мап азимута поляризації та проведення статистичного моніторингу змін розподілів вейвлет-коефіцієнтів азимутів поляризації лазерних зображень гістологічних зрізів тканини міокарда.

20

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

25

Спосіб визначення настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності за допомогою вейвлет-аналізу просторово-частотно відфільтрованих мап азимутів зображень міокарда шляхом оцінки дегенеративно-дистрофічних змін, який **відрізняється** тим, що для оцінки дегенеративно-дистрофічних змін проводять оцінку висококогерентного поляризованого випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують лінійно поляризовану опромінюючу хвилю з азимутом 0° відносно площини падіння, за допомогою поляризаційного мікрооб'єктиву здійснюють оптичне пряме і зворотне Фур'є перетворення, лінійний поляризатор-аналізатор в межах від 0 до 180° відносно площини падіння, вимірюють мінімальні рівні інтенсивності у межах кожного пікселя цифрової камери, обчислюють дискретні значення азимута поляризації, визначають розподіли вейвлет-коефіцієнтів мап азимутів поляризації лазерного зображення тканини міокарда трупа людини, обчислюють статистичні моменти 1-4-го порядків таких розподілів, за значеннями яких судять про причину настання смерті.

35

Комп'ютерна верстка Д. Шeverун

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

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