



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **89675** (13) **U**
(51) МПК (2014.01)
G01N 33/00
A61B 5/00

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

<p>(21) Номер заявки: u 2013 14317</p> <p>(22) Дата подання заявки: 09.12.2013</p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: 25.04.2014</p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: 25.04.2014, Бюл.№ 8</p>	<p>(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)</p> <p>(73) Власник(и): ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА, вул. Коцюбинського, 2, м. Чернівці, 58012 (UA)</p>
---	---

(54) СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ НАСТАННЯ СМЕРТІ ВНАСЛІДОК ГОСТРОЇ КОРОНАРНОЇ НЕДОСТАТНОСТІ ЗА ДОПОМОГОЮ МАСШТАБНО СЕЛЕКТИВНОГО АНАЛІЗУ ФУР'Є МАП ЕЛІПТИЧНОСТІ ЗОБРАЖЕНЬ МІОКАРДА

(57) Реферат:

Спосіб визначення настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності за допомогою масштабно-селективного аналізу Фур'є мап еліптичності зображень міокарда шляхом оцінки дегенеративно-дистрофічних змін. 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'єктива здійснюють оптичне пряме і зворотне перетворення Фур'є. Обертають лінійний поляризатор-аналізатор в межах від 0° до 180° відносно площини падіння, вимірюють відповідно максимальний і мінімальний рівні інтенсивності у межах кожного пікселя цифрової камери, обчислюють дискретні значення еліптичності поляризації, визначають розподіли вейвлет-коефіцієнтів мап еліптичності поляризації лазерного зображення тканини міокарду трупа людини, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків таких розподілів, за значеннями яких судять про причину настання смерті.

UA 89675 U

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

5 Відомі способи визначення причини настання смерті є приблизними і засновані на оцінці дегенеративно-дистрофічних змін м'яких тканин. Вони базуються на визначенні первинних постмортальних ознак, ранніх та пізніх трупних змін. До первинних постмортальних ознак відносять реакцію скелетної мускулатури на подразнення, реакцію гладеньких м'язів радужки на подразнення тощо. Первинні постмортальні ознаки дозволяють встановлювати час настання смерті протягом першої доби після її настання. До ранніх трупних змін відносять висихання трупного тіла, охолодження трупного тіла, м'язове залякання трупного тіла, трупні плями та трупний аутоліз. Такі трупні ознаки починають з'являтися вже через 1,5-2 години після настання біологічної смерті, отримують повний розвиток протягом перших 2-х діб після смерті та не супроводжуються значними структурними змінами тканин. Пізні трупні зміни починаються також після настання біологічної смерті, але у більш пізні терміни. Це гниття, муміфікація, сапоніфікація, дублення тощо. Для точного визначення часу настання смерті експерт повинен враховувати велику кількість факторів, які вказують вплив на труп, аналізувати можливу причину смерті, проводити додаткові дослідження та звертатись до консультації спеціалістів різного профілю. В залежності від давності смерті та умов, в яких знаходився труп, визначення часу настання смерті є наближеним з коливанням до 2-3-х годин протягом першої доби та 15-20-ти годин у наступні доби. Велике значення при цьому має кваліфікація експерта.

На даний час не існує об'єктивного, точного та зручного способу визначення причини настання смерті. Наш спосіб, що заявляється, дозволяє уникнути вказаних недоліків, значно об'єктивізувати причину настання смерті та отримати точні дані, які не залежать від суб'єктивної оцінки судово-медичного експерта.

Відомий ряд оптичних способів поляриметрії, які досліджують координатний розподіл станів поляризації лазерного випромінювання біотканинами. Спосіб-аналог, 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 картини розподілу азимутів поляризації в лазерному зображенні гістологічних зрізів сполучної і м'язової тканини.

Недоліком способу є низька точність вимірювання азимутів поляризації у зображенні та визначення їх топологічного розподілу, а також відсутність інформації про розподіли еліптичності поляризації.

35 Також аналогом способу, що заявляється, є спосіб визначення оптико-геометричної структури біологічних тканин шляхом оцінки розподілів азимутів і еліптичностей поляризації [(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-аналозі за допомогою чвертьхвильової пластинки і поляризатора вимірюють координатний розподіл азимутів і еліптичностей поляризації у площині лазерного зображення, за яким визначають оптико-геометричну структуру архітектонічної сітки сполучної і м'язової біологічних тканин.

Основним недоліком способу-аналогу є відсутність даних про причини зміни оптичних властивостей біологічних тканин трупного тіла людини, а також використання обмеженої кількості 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. - 464с.), при якому 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 залякання трупного тіла, трупні плями, трупний аутоліз, гниття, муміфікація, сапоніфікація, дублення) наявності яких співставляється із умовами, в яких знаходиться труп, можливими причинами смерті та граничним часом розвитку таких змін.

Недоліками прототипу є те, що відбувається відносно, суб'єктивне визначення причини і часу настання смерті, що у більшій мірі залежить від кваліфікації експерта, низька точність визначення часу і причини настання смерті з великим інтервалом коливання, необхідність врахування великої кількості факторів, які можуть значно змінювати час настання окремих трупних змін, необхідність проведення консультацій інших спеціалістів - екологів, ентомологів, ботаніків тощо, що значно гальмує діагностику у часі та призводить до залучення додаткових коштів.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлена задача удосконалити спосіб визначення настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності за допомогою масштабно-селективного аналізу Фур'є мап еліптичності зображень міокарда 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 - еліптичності поляризації лазерних зображень тканини міокарда.

Поставлена задача вирішується тим, що у способі визначення настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності за допомогою масштабно-селективного аналізу Фур'є мап еліптичності зображень міокарда трупа людини шляхом оцінки дегенеративно-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 перетворення Фур'є, обертають лінійний поляризатор-аналізатор в межах від 0° до 180° відносно площини падіння, вимірюють відповідно максимальний і мінімальний рівні інтенсивності у межах кожного пікселя цифрової камери, обчислюють дискретні значення еліптичності поляризації, визначають розподіли вейвлет-коефіцієнтів мап еліптичності поляризації лазерного зображення тканини міокарду трупа людини, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків таких розподілів, за значеннями яких судять про причину настання смерті.

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 станів еліптичності поляризації лазерних зображень тканини міокарда.

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 еліптичності поляризації у просторово-частотно відфільтрованому лазерному зображенні гістологічного зрізу тканини міокарду. За оцінкою значень статистичних моментів 1-го - 4-го порядків розподілів вейвлет-коефіцієнтів розподілів станів поляризації визначають причину настання смерті.

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 еліптичності поляризації (А.Г. Ушенко, С.Б. Ермоленко, М.А. Недужко Поляризаційно-інтерференційна діагностика внутрішніх напружень// Дефектоскопия. - 1991.6 - № 6. - С. 83-88).

Методика вимірювання таких розподілів наступна. Вимірювання стану еліптичності поляризації в межах кожного $m \times n$ пікселя світлочутливої площадки CCD - камери проводилося шляхом обертання площини пропускання поляризатора-аналізатора на кути 0° і 90°, відповідно.

При цьому послідовно вимірювалися сигнали I_0 та I_{90} з наступним обчисленням еліптичності за співвідношенням

$$\beta_{mn} = \arctg\left(\frac{I_{90}}{I_0}\right) \quad (1)$$

Сукупність значень β_{mn} складає двовимірний масив випадкових значень станів еліптичності поляризації лазерного зображення тканини міокарда

$$\beta = \begin{pmatrix} \beta_{11} & \dots & \beta_{1m} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \beta_{n1} & \dots & \beta_{nm} \end{pmatrix} \quad (2)$$

За вимірними інтенсивностями I_0 ; I_{90} висококогерентного лазерного випромінювання довжиною хвилі 0,6328 мкм, можна однозначно визначити параметри еліптичності поляризації лазерного зображення тканини міокарда у різних його ділянках.

З метою виділення дрібномасштабної структури мапи еліптичності поляризації застосовують оптичну реалізацію прямого і зворотного перетворення Фур'є [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].

5 Для визначення особливостей розподілів параметрів еліптичності 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].

10 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)

15

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

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

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

20 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

$$\begin{aligned} Z_1 &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |z_i| = \frac{1}{N} (|z_1| + |z_2| + \dots + |z_N|); \\ Z_2 &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^2} = \sqrt{\frac{1}{N} (z_1^2 + z_2^2 + \dots + z_N^2)}; \\ Z_3 &= \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^3 = \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} (z_1^3 + z_2^3 + \dots + z_N^3); \\ Z_4 &= \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^4 = \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} (z_1^4 + z_2^4 + \dots + z_N^4) \end{aligned} \quad (6)$$

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

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

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

30 Статистичні моменти, що характеризують розподіли вейвлет-коефіцієнтів мап еліптичності лазерних зображень таких зразків відрізняються в 3,5-5 разів.

Статистичні моменти	Група А	Група Б
Середнє	0,35	0,29
Дисперсія	0,11	0,18
Асиметрія	0,78	2,34
Ексцес	0,46	2,29

35 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 вимірювання параметрів поляризації зображень біооб'єкта. При цьому вперше використано масштабно-селективний аналіз просторово-частотно відфільтрованих мап еліптичності поляризації та проведення статистичного моніторингу змін розподілів вейвлет коефіцієнтів еліптичності поляризації лазерних зображень гістологічних зрізів тканини міокарда.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

- 10 Спосіб визначення настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності за допомогою масштабно-селективного аналізу Фур'є мап еліптичності зображень міокарда шляхом оцінки дегенеративно-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°
- 15 відносно площини падіння, за допомогою поляризаційного мікрооб'єктива здійснюють оптичне пряме і зворотне перетворення Фур'є, обертають лінійний поляризатор-аналізатор в межах від 0° до 180° відносно площини падіння, вимірюють відповідно максимальний і мінімальний рівні інтенсивності у межах кожного пікселя цифрової камери, обчислюють дискретні значення еліптичності поляризації, визначають розподіли вейвлет-коефіцієнтів мап еліптичності
- 20 поляризації лазерного зображення тканини міокарда трупа людини, обчислюють статистичні моменти 1-го-4-го порядків таких розподілів, за значеннями яких судять про причину настання смерті.

Комп'ютерна верстка Л. Бурлак

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