



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **88762** (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: <b>u 2013 13630</b></p> <p>(22) Дата подання заявки: <b>25.11.2013</b></p> <p>(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: <b>25.03.2014</b></p> <p>(46) Публікація відомостей про видачу патенту: <b>25.03.2014, Бюл.№ 6</b></p>	<p>(72) Винахідник(и): <b>Ушенко Олександр Григорович (UA), Ванчуляк Олег Ярославович (UA), Ушенко Юрій Олександрович (UA), Дуболазов Олександр Володимирович (UA), Карачевцев Артем Олегович (UA), Савіч Валентина Олександрівна (UA)</b></p> <p>(73) Власник(и): <b>ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА, вул. М. Коцюбинського, 2, м. Чернівці, 58012 (UA)</b></p>
---	--

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

**(57) Реферат:**

Спосіб визначення настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності за допомогою масштабно-селективного аналізу Фур'є фазових мап зображень міокарда шляхом оцінки дегенеративно-дистрофічних змін. Для оцінки дегенеративно-дистрофічних змін проводять оцінку висококогерентного циркулярно поляризованого випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують право-циркулярно-поляризовану опромінюючу хвилю, за допомогою поляризаційного мікрооб'єктиву здійснюють оптичне пряме і зворотне Фур'є-перетворення, здійснюють фазову фільтрацію за допомогою лівоциркулярно поляризованого фільтра, вимірюють інтенсивності у межах кожного пікселя цифрової камери. Потім обчислюють дискретні значення фазових зсувів, визначають розподіли вейвлет-коефіцієнтів фазових мап 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.

UA 88762 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 належить висихання трупа, охолодження трупа, м'язове заляккання трупа, 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-аналогу за допомогою чверть-хвильової 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 трупа людини, а також використання обмеженої кількості тканин різних типів.

Найбільш близьким аналогом (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 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.

55 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 поставлено задачу удосконалити спосіб визначення настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності за допомогою масштабно-селективного аналізу Фур'є фазових мап зображень міокарда шляхом оцінки дегенеративно-дистрофічних змін за визначенням координатних змін фазової структури просторово-частотно відфільтрованих лазерних зображень тканини міокарда для забезпечення розширення функціональних можливостей діагностики анізотропії різних ділянок серцевого м'яза трупа людини, а також у підвищенні точності вимірювання фазових зсувів 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 фазових мап зображень міокарда за поляризаційно-фазовим картографуванням просторово-частотно відфільтрованих лазерних зображень гістологічних зрізів тканини міокарда трупа людини шляхом оцінки дегенеративно-дистрофічних змін, згідно з корисною моделлю для оцінки дегенеративно-дистрофічних змін проводять оцінку висококогерентного циркулярно поляризованого випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують право-циркулярно-поляризовану опромінюючу хвилю, за допомогою поляризаційного мікрооб'єктиву здійснюють оптичне пряме і зворотне Фур'є-перетворення, здійснюють фазову фільтрацію за допомогою лівоциркулярно поляризованого фільтра, вимірюють інтенсивності у межах кожного пікселя цифрової камери, обчислюють дискретні значення фазових зсувів, визначають розподіли вейвлет-коефіцієнтів фазових мап 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.

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 комплексну просторово-частотну та поляризаційно-фазову фільтрацію поляризованого лазерного випромінювання із наступною масштабно-селективною та статистичною оцінкою змін розподілів фаз лазерних зображень тканини міокарда.

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

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані.

Найбільш повно когерентні властивості світлових полів описуються у термінах фазових зсувів між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання (Ushenko Yu.A. Statistical structure of polarization-inhomogeneous images of biotissues with different morphological structures, Ukrainian Journal of Physical Optics, 6, No. 2, 63-70, 2005).

Процеси перетворення фазових параметрів, опромінюючого біологічні об'єкти, когерентного випромінювання найбільш повно описуються за допомогою матричного оператора наступного вигляду

$$\{M\} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cdot \cos \Delta; & \cos 2\rho \sin 2\rho(1 - \cos \Delta); & -\sin 2\rho \sin \Delta \\ 0 & \cos 2\rho \sin 2\rho(1 - \cos \Delta); & \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \Delta; & \cos 2\rho \sin \Delta \\ 0 & \sin 2\rho \sin \Delta; & -\cos 2\rho \sin \Delta; & \cos \Delta. \end{pmatrix}, \quad (1)$$

де  $\rho$  - орієнтація оптичної осі анізотропних утворень;  $\Delta$  - величина фазового зсуву, який виникає під впливом двопронезаломлення біологічної рідини.

Результуючі значення фази  $\Delta$  лазерного пучка довжиною хвилі  $\lambda$ , що пройшов крізь досліджувану біологічну рідину товщиною  $l$  і показником двопронезаломлення  $\Lambda n$ , записуються у вигляді

$$\Delta = 2\pi/\lambda (\Lambda n), \quad (2)$$

При проходженні такого циркулярно поляризованого лазерного пучка крізь чверть хвильову

пластинку його інтенсивність  $I(\Delta)$  виявляється однозначно пов'язаною з фазовим зсувом  $\Delta(m \times n)$  для кожного пікселя  $(m, n)$  цифрової CCD - камери

$$I(m \times n) = \cos^2 \Delta(m \times n), \quad (3)$$

5 З метою виділення дрібномасштабної структури мапи еліптичності 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].

10 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].

15 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 (4). Відповідні коефіцієнти розкладу ряду (4) будуть визначатись виразом (5), а результатом вейвлет - перетворення одномірного ряду є двомірний масив коефіцієнтів  $W(a, b)$  (6)

$$f(x) = \sum_{a,b=-\infty}^{\infty} C_{ab} \Psi_{ab}(x); \quad (4)$$

20

$$C_{ab} = \int f(x) \Psi_{ab}(x) dx; \quad (5)$$

$$W(a,b) = \frac{1}{|a|^{1/2}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \Psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) dt. \quad (6)$$

25

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

$$\begin{aligned} Z_1 &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |Z_i| = \frac{1}{N} (|Z_1| + |Z_2| + \dots + |Z_N|) \\ Z_2 &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Z_i^2} = \sqrt{\frac{1}{N} (Z_1^2 + Z_2^2 + \dots + Z_N^2)} \\ Z_3 &= \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Z_i^3 = \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} (Z_1^3 + Z_2^3 + \dots + Z_N^3) \\ Z_4 &= \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Z_i^4 = \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} (Z_1^4 + Z_2^4 + \dots + Z_N^4) \end{aligned} \quad (7)$$

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом.

30

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

Гостра коронарна недостатність - А;  
Механічна асфіксія - Б.

Статистичні моменти	Група А	Група Б
Середнє	0,23	0,18
Дисперсія	0,16	0,14
Асиметрія	0,48	1,14
Ексцес	0,33	1,09

5 Статистичні моменти, що характеризують розподіли вейвлет – коефіцієнтів - фазових мап просторово-частотно відфільтрованих лазерних зображень таких зразків, відрізняються в 2,5-3,5 рази.

10 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 і поляризаційно відфільтрованих лазерних зображень при одночасному високоточному вимірюванні фаз зображень біооб'єкта. При цьому вперше використано масштабно-селективний аналіз просторово-частотно відфільтрованих фазових мап та проведення статистичного моніторингу змін розподілів вейвлет - коефіцієнтів фаз лазерних зображень гістологічних зрізів тканини міокарда.

#### 15 ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

20 Спосіб визначення настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності за допомогою масштабно-селективного аналізу Фур'є фазових мап зображень міокарда шляхом оцінки дегенеративно-дистрофічних змін, який **відрізняється** тим, що для оцінки дегенеративно-дистрофічних змін проводять оцінку висококогерентного циркулярно поляризованого випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують право-циркулярно-поляризовану опромінюючу хвилю, за допомогою поляризаційного мікрооб'єктиву здійснюють оптичне пряме і зворотне Фур'є-перетворення, здійснюють фазову фільтрацію за допомогою лівоциркулярно поляризованого фільтра, вимірюють інтенсивності у межах кожного пікселя цифрової камери, обчислюють дискретні значення фазових зсувів, визначають розподіли вейвлет-коефіцієнтів фазових мап 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. Ціхановська

---

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