



УКРАЇНА

(19) UA (11) 55675 (13) U  
(51) МПК-2011.01  
G01N 33/00  
A61B 5/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

**(54) СПОСІБ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-КОРЕЛЯЦІЙНОГО ВИЗНАЧЕННЯ ПРИЧИНИ НАСТАННЯ СМЕРТІ ВНАСЛІДОК ГОСТРОЇ КОРОНАРНОЇ НЕДОСТАТНОСТІ**

1

2

(21) u201005883

(22) 17.05.2010

(24) 27.12.2010

(46) 27.12.2010, Бюл.№ 24, 2010 р.

(72) УШЕНКО ОЛЕКСАНДР ГРИГОРОВИЧ, ВАН-  
ЧУЛЯК ОЛЕГ ЯРОСЛАВОВИЧ, БАЧИНСЬКИЙ ВІ-  
КТОР ТЕОДОСОВИЧ

(73) ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕР-  
СИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА

(57) Спосіб поляризаційно-кореляційного визна-  
чення причини настання смерті внаслідок гострої  
коронарної недостатності шляхом визначення де-  
генеративно-дистрофічних змін структур біологіч-

них тканин трупа людини, який **відрізняється** тим,  
що для визначення дегенеративно-дистрофічних  
змін використовують висококогерентне лінійно  
поляризоване випромінювання з довжиною хвилі  
0,6328 мкм, формують зображення гістологічного  
зрізу тканини міокарда в площині цифрової світло-  
чутливої камери, вимірюють відповідні стани по-  
ляризації у різних точках, за якими обчислюють  
розподіл ступеня взаємної поляризації лазерного  
зображення тканини міокарда, визначають вели-  
чини статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, на  
основі чого судять про причину настання смерті  
внаслідок гострої коронарної недостатності.

Корисна модель відноситься до медицини,  
судової медицини, криміналістики та патологічної  
анатомії, а також фізичної оптики і може бути ви-  
користана 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 тканини.

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 враховува-  
ти велику кількість факторів, які вказують вплив на  
труп, аналізувати можливу причину смерті, про-  
водити додаткові дослідження та звертатись до  
консультації спеціалістів різного профілю. Велике  
значення при цьому має кваліфікація експерта.

Відомий ряд оптичних способів поляризаційної  
корелометрії<sup>1</sup>, що досліджують координатний  
розподіл станів поляризації лазерного  
випромінювання біологічними тканинами. 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 спо-  
собу є відсутність діагностичних параметрів, які  
ефективні для 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 за допомогою поля-  
ризатора візуалізують зображення архітектоники  
біологічної тканини і вимірюють автокореляційну  
функцію такого лазерного зображення, за якою  
визначають оптико-геометричну структуру  
архітектонічної сітки сполучної і м'язової  
біологічних тканин.

Основним недоліком способу-аналога, є  
відсутність даних про причини зміни оптичних вла-  
стивостей біологічних тканин трупа людини, а та-  
кож використання обмеженої кількості тканин  
різних типів.

Прототипом корисної моделі є спосіб визна-  
чення причини настання смерті за оцінкою дегене-

(13) U

(11) 55675

(19) UA

ративно-дистрофічних змін м'яких тканин (Бедрин Л.М., Крюков В.Н., Литвак А.С. и др. Судебная медицина. - М., Медицина, 1987. -464с.) 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 залякання трупа, трупні плями, трупний ау-толіз, 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 суб'єктивним, залежить від кваліфікації експерта.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлене завдання удосконалити спосіб визначення причини настання смерті шляхом статистичної оцінки координатних змін розподілу ступеня взаємної поляризації лазерних зображень біологічних тканин трупа для забезпечення розширення функціональних можливостей діагностики анізотропії різних органів трупа людини, а також у підвищенні точності такої діагностики на основі вимірювання сукупності статистичних моментів 1-го - 4-го порядків.

Поставлене завдання вирішується тим, що у спосіб визначення причини настання смерті за допомогою поляризаційно-кореляційного аналізу змін лазерних зображень структур біологічних тканин трупа людини шляхом визначення дегенеративно-дистрофічних змін тканини, згідно до корисної моделі, для визначення дегенеративно-дистрофічних змін використовують висококогерентне лінійно поляризоване випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують зображення гістологічного зрізу тканини міокарду в площині цифрової світлочутливої камери, вимірюють відповідні стани поляризації у різних точках, за якими обчислюють розподіл ступеня взаємної поляризації лазерного зображення тканини міокарду, визначають величини статистичних моментів 1-го- 4-го порядків на основі чого судять про причину настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності.

Спільними ознаками прототипу та рішення, що заявляється, є використання для визначення давності настання смерті дегенеративно-дистрофічних змін тканини. Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що використовують висококогерентне лінійно поляризоване лазерне випромінювання із наступним моніторингом змін статистичних моментів 1-го - 4-го порядків координатних розподілів ступеня взаємної поляризації лазерних зображень тканини міокарду.

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, використовуючи плоскополяризований пучок. Вимірюють зміни ста-

тистичних моментів 1-го - 4-го порядків координатних розподілів ступеня взаємної поляризації лазерних зображень тканини міокарду, на підставі чого визначають причину настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані. Одним з найвідоміших та ефективних підходів в аналізі (оцінюванні) координатної структури розподілів  $z(x, y)$  є їх автокореляційне порівняння [Coherence - domain methods in biomedical optics / Ed. V.V.Tuchin. Bellingham, SPIE, 1996. Vol. 2732.] з використанням наступної функції  $K(\Delta x, \Delta y)$

$$K(\Delta x, \Delta y) = \lim_{\substack{x \rightarrow 0 \\ y \rightarrow 0}} \frac{1}{X_0 Y_0} \int_0^x \int_0^y K(x, y) K(x - \Delta x, y - \Delta y) dx dy \quad (1)$$

Тут  $(\Delta x, \Delta y)$  "кроки" з якими змінюються координати  $(x, y)$  розподілу оптичного параметру  $z(x, y)$  зображення гістологічного зрізу досліджуваної біологічної тканини трупа людини.

1. Використовуючи CCD камеру (без аналізатора) вимірюється координатний розподіл інтенсивності зображення біологічної тканини

$$\begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix},$$

де  $(r_{11} \dots r_{1m} \dots r_{n1} \dots r_{nm})$  - координати сукупності  $m \times n$  пікселів цифрової камери.

2. Далі встановлюють аналізатор, площину пропускання якого послідовно орієнтують під кутами  $\Theta = 0^\circ$ ,  $\Theta = 90^\circ$  та вимірюють множини інтенсивності

$$I^{(0)} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}, \quad I^{(90)} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}.$$

3. Обертанням площини пропускання аналізатора на кут  $\Theta$  в межах  $\Theta = 0^\circ \div 180^\circ$  визначають множини мінімальної та максимальної інтенсивності

$$I_{\min} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}, \quad I_{\max} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix}$$

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

$$\Theta \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_{11} \dots r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1} \dots r_{nm} \end{pmatrix} \equiv I_{\min}$$

4. Далі розраховується поляризаційна мапа зображення біологічної тканини, використовуючи наступні співвідношення:

$$\alpha \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} = \theta \begin{pmatrix} \leftarrow \\ \dots \\ \rightarrow \end{pmatrix} \approx I_{\min} \approx \frac{\pi}{2};$$

$$\beta \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} = \arctg \frac{I_{\min}}{I_{\max}}. \quad (2)$$

5. Розраховуються координатні розподіли фазових зсувів

$$\delta \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix}$$

$$\delta(r_1) = \arctg \left[ \frac{\operatorname{tg} 2\beta(r_1)}{\operatorname{tg} 2\alpha(r_1)} \right];$$

$$\delta(r_2) = \arctg \left[ \frac{\operatorname{tg} 2\beta(r_2)}{\operatorname{tg} 2\alpha(r_2)} \right]. \quad (3)$$

6. На основі співвідношень (2) - (3) розраховують координатні розподіли комплексного ступеня

$$V = \frac{\left| \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \right|^2}{\left( \begin{matrix} \langle I_{n,m+k} \rangle^{(0)} \langle I_{n,m} \rangle^{(0)} - \langle I_{n,m+k} \rangle^{(90)} \langle I_{n,m} \rangle^{(90)} \\ \langle I_{n,m+k} \rangle^{(0)} \langle I_{n,m} \rangle^{(90)} + \langle I_{n,m+k} \rangle^{(90)} \langle I_{n,m} \rangle^{(0)} \end{matrix} \right)^2} + \frac{4 \langle I_{n,m+k} \rangle^{(90)} \langle I_{n,m+k} \rangle^{(0)} \langle I_{n,m} \rangle^{(90)} \langle I_{n,m} \rangle^{(0)} \cos \delta_{n,m+k} \langle I_{n,m+k} \rangle^{(0)} \langle I_{n,m} \rangle^{(0)} - \delta_{n,m+k} \langle I_{n,m+k} \rangle^{(0)} \langle I_{n,m} \rangle^{(0)}}{\left( \begin{matrix} \langle I_{n,m+k} \rangle^{(0)} \langle I_{n,m} \rangle^{(0)} - \langle I_{n,m+k} \rangle^{(90)} \langle I_{n,m} \rangle^{(90)} \\ \langle I_{n,m+k} \rangle^{(0)} \langle I_{n,m} \rangle^{(90)} + \langle I_{n,m+k} \rangle^{(90)} \langle I_{n,m} \rangle^{(0)} \end{matrix} \right)^2} \quad (4)$$

7. Обчислюються статистичні моменти першого  $Z_1$ , другого  $Z_2$ , третього  $Z_3$  і четвертого  $Z_4$  порядків, які обчислювалися за алгоритмами

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

$$Z_2 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^2} = \sqrt{\frac{1}{N} (z_1^2 + z_2^2 + \dots + z_N^2)};$$

$$Z_3 = \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^2 = \sqrt{\frac{1}{N} (z_1^2 + z_2^2 + \dots + z_N^2)};$$

$$Z_4 = \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^4 = \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} (z_1^4 + z_2^4 + \dots + z_N^4), \quad (5)$$

За вимірними статистичними моментами

розподілів  $\left| \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \right|$  лазерного зображення довжиною хвилі 0,6328 мкм, можна однозначно визначити причину настання смерті внаслідок гострої коронарної недостатності.

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: нехай опромінюючий пучок є плоскополяризованим з азимутом  $\alpha = 0^\circ$ . В якості зразків використали гістологічні зрізи м'язової тканини міокарду товщиною 70 мкм двох типів:

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

Статистичні моменти, що характеризують поляризаційну структуру зображень таких зразків відрізняються в 2 - 6 разів.

Статистичні моменти	Група А	Група Б
Середнє	0,46	0,27
Дисперсія	0,13	0,35
Асиметрія	1,09	4,71
Ексцес	2,28	11,03

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 поляризаційно-кореляційної структури лазерних зображень при одночасному високоточному вимірюванні параметрів поляризації зображень біооб'єкта. При цьому вперше використано проведення статистичного моніторингу змін розподілів комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень тканини міокарду.