



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **55307** (13) **U**  
(51) МПК (2009)  
G01N 33/00МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІвидається під  
відповідальність  
власника  
патентуДО ПАТЕНТУ  
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

## (54) СПОСІБ ВЗАЄМНО-КОРЕЛЯЦІЙНОГО ВИЗНАЧЕННЯ ДАВНОСТІ НАСТАННЯ СМЕРТІ

1

(21) u201006721

(22) 01.06.2010

(24) 10.12.2010

(46) 10.12.2010, Бюл. № 23, 2010 р.

(72) ВАНЧУЛЯК ОЛЕГ ЯРОСЛАВОВИЧ, УШЕНКО  
ЮРІЙ ОЛЕКСАНДРОВИЧ, ПОПОВИЧ ДАРІНА ТО-  
ДОРІВНА(73) ЧЕРНІВЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕР-  
СИТЕТ ІМЕНІ ЮРІЯ ФЕДЬКОВИЧА(57) Спосіб взаємно-кореляційного визначення  
давності настання смерті шляхом аналізу дегене-  
ративно-дистрофічних змін біологічної тканини  
трупа людини, який **відрізняється** тим, що для  
визначення дегенеративно-дистрофічних змін ро-

2

блять забір гістологічного зрізу тканини скловидно-  
го тіла ока, проводять лазерне опромінення дослі-  
дного зразку когерентним лінійно поляризованим  
випромінюванням з довжиною хвилі 0,6328 мкм,  
формують зображення гістологічного зрізу тканини  
скловидного тіла в площині цифрової світлочутли-  
вої камери, вимірюють у кожній точці значення  
азимутів і еліптичності поляризації, визначають  
координатні розподіли ступеня взаємної поляри-  
зації лазерного зображення, обчислюють статис-  
тичні моменти 1-го - 4-го порядків, за часовою ди-  
намікою зміни яких судять про давність настання  
смерті.

Корисна модель відноситься до медицини, су-  
дової медицини, криміналістики та патологічної  
анатомії, а також фізичної оптики і може бути ви-  
користана для визначення давності настання сме-  
рті та дослідження кореляції станів поляризації  
різних точок зображень гістологічних зрізів біологі-  
чних об'єктів, що актуально у діагностиці трупних  
процесів біологічних тканини.

Відомі способи визначення давності настання  
смерті є приблизними і засновані на оцінці швид-  
кості настання дегенеративно-дистрофічних змін  
м'яких тканин. Вони базуються на визначенні пер-  
винних постмортальних ознак, ранніх та пізніх тру-  
пних змін. Для точного визначення часу настання  
смерті експерт повинен враховувати велику кіль-  
кість факторів, які вказують вплив на труп, аналі-  
зувати можливу причину смерті, проводити додат-  
кові дослідження та звертатись до консультації  
спеціалістів різного профілю. Велике значення при  
цьому має кваліфікація експерта.

Відомий ряд оптичних способів поляризаційної  
корелометрії, що досліджують координатний роз-  
поділ станів поляризації лазерного випромінюван-  
ня, розсіяного 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 по-  
ляризації 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 поля-  
ризаційних 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 поляризатора  
візуалізують зображення архітектоніки біологічної  
тканини і вимірюють автокореляційну функцію та-  
кого лазерного зображення, за якою визначають  
оптико-геометричну структуру архітектонічної сітки  
сполучної і м'язової біологічних тканин.

Основним недоліком способу-аналога, є відсу-  
тність даних про причини зміни оптичних власти-  
востей біологічних тканин трупа людини, а також  
використання обмеженої кількості тканин різних  
типів.

Прототипом корисної моделі є спосіб визна-  
чення давності настання смерті за оцінкою деге-  
неративно-дистрофічних змін м'яких тканин (Бед-

(13) **U**(11) **55307**(19) **UA**

рин 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 залягання 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 давності настання смерті є відносним та суб'єктивним, залежить від кваліфікації експерта, має великий інтервал коливання результатів.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлене завдання удосконалити спосіб визначення давності настання смерті шляхом вимірювання часових змін координатного розподілу ступеня взаємної поляризації лазерних зображень тканин скловидного тіла ока 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, які характеризують координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерних зображень тканин скловидного тіла ока.

Поставлене завдання вирішується тим, що у способі визначення давності настання смерті шляхом визначення дегенеративно-дистрофічних змін тканини, згідно до корисної моделі, для визначення дегенеративно-дистрофічних змін тканини скловидного тіла ока використовують когерентне лінійно поляризоване випромінювання з довжиною хвилі 0,6328 мкм, формують зображення гістологічних зрізів тканин скловидного тіла в площині цифрової світлочутливої камери, вимірюють у кожній точці значення азимутів і еліптичності поляризації,

визначають координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерного зображення тканини скловидного тіла ока, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, за часовою динамікою зміни яких судять про давність настання смерті.

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 когерентне лінійно поляризоване лазерне випромінювання, визначають координатні розподіли ступеня взаємної поляризації та здійснюють моніторинг часових змін статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерних зображень тканин скловидного тіла ока.

Спосіб здійснюється наступним чином.

Для оцінки давності настання смерті в трупа забирають зразок тканини скловидного тіла. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення дослідного зразку, використовуючи плоскополяризований пучок. Вимірюють значення азимутів і еліптичності поляризації у точках лазерного зображення тканини скловидного тіла ока, визначають координатні розподіли ступеня взаємної поляризації, обчислюють статистичні моменти 1-го - 4-го порядків, які характеризують координатні розподіли ступеня взаємної поляризації лазерних зображень тканин скловидного тіла ока, здійснюють моніторинг часових змін статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, на підставі чого визначають давність настання смерті.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані.

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

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

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.

Визначення ступеня взаємної поляризації базується на наступних етапах дослідження.

1. Використовуючи CCD камеру вимірюється координатний розподіл інтенсивності зображення біологічної тканини

$$I \begin{pmatrix} r_{11} & \dots & r_{1m} \\ \dots & \dots & \dots \\ r_{n1} & \dots & r_{nm} \end{pmatrix}, \text{ де } \begin{pmatrix} r_{11} & \dots & r_{1m} \\ \dots & \dots & \dots \\ r_{n1} & \dots & r_{nm} \end{pmatrix}$$

- координати сукупності  $m \times n$  пікселів цифрової камери.

2. Далі встановлюють аналізатор, площину пропускання якого послідовно орієнтують під кута-

ми  $\Theta=0^\circ$ ,  $\Theta=90^\circ$  та вимірюють множини інтенсивності

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

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

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

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

$$\theta \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} I \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \equiv I_{\min}.$$

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

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

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

5. Розраховуються координатні розподіли фазових зсувів

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

$$\delta(r_1) = \arctg \left[ \frac{\lg 2 \beta(r_1)}{\lg \alpha(r_1)} \right]; \quad (3)$$

$$\delta(r_2) = \arctg \left[ \frac{\lg 2 \beta(r_2)}{\lg \alpha(r_2)} \right].$$

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

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

$$V = \frac{\left( I^{(0)}(r_{n,m+k}) I^{(0)}(r_{n,m})^{\frac{1}{2}} - I^{(90)}(r_{n,m+k}) I^{(90)}(r_{n,m})^{\frac{1}{2}} \right)^2}{I(r_{n,m+k}) I(r_{n,m})} + \frac{4 I^{(0)}(r_{n,m+k}) I^{(90)}(r_{n,m+k}) I^{(0)}(r_{n,m}) I^{(90)}(r_{n,m})^{\frac{1}{2}} \cos(\delta_{n,m+k}(r_{n,m+k}) - \delta_{n,m}(r_{n,m}))}{I(r_{n,m+k}) I(r_{n,m})} \quad (4)$$

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

$$\begin{aligned} Z_1 &= \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |z_i| = \frac{1}{N} (|z_1| + |z_2| + \dots + |z_N|); \\ Z_2 &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^2} = \sqrt{\frac{1}{N} (z_1^2 + z_2^2 + \dots + z_N^2)}; \\ Z_3 &= \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^3 = \frac{1}{Z_2^3} \frac{1}{N} (z_1^3 + z_2^3 + \dots + z_N^3); \\ Z_4 &= \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i^4 = \frac{1}{Z_2^4} \frac{1}{N} (z_1^4 + z_2^4 + \dots + z_N^4), \end{aligned} \quad (5)$$

За вимірними статистичними моментами розподілів

$$V \begin{pmatrix} r_{11}, \dots, r_{1m} \\ \dots \dots \dots \\ r_{n1}, \dots, r_{nm} \end{pmatrix} \text{ лазерного зображення дов-}$$

жиною хвилі 0,6328 мкм, можна однозначно визначити давність настання смерті шляхом

моніторингу часової зміни величини статистичних моментів першого  $Z_1$ , другого  $Z_2$ , третього  $Z_3$  і четвертого  $Z_4$  порядків.

Інтервал давності настання смерті визначається на основі вимірювання часу  $T$ , починаючи з якого величини статистичних моментів не змінюються  $Z_{1-4}(T) = \text{const}$ .

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: нехай опромінюючий пучок є плоскополяризованим з азимутом  $\alpha = 0^\circ$ . В якості зразків використали гістологічні зрізи тканини скловидного тіла товщиною 25 мкм.

У таблиці 1 наведені часові інтервали встановлення давності настання смерті шляхом вимірювання дисперсії, асиметрії та ексцесу розподілів ступеня взаємної поляризації лазерних зображень тканин скловидного тіла ока.

Таблица 1

Діапазони і точність статистичного поляризаційно-кореляційного визначення давності настання смерті за зображеннями скловидного тіла ока

Статистичні моменти	Діапазон визначення давності	Точність визначення давності
$Z_1(T) = \text{const}$	1 год. - 58 год.	1 год
$Z_2(T) = \text{const}$	1 год - 70 год	1 год
$Z_3(T) = \text{const}$	1 год - 82 год	1,5 год
$Z_4(T) = \text{const}$	1 год - 94 год	1,5 год

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей визначення давності настання смерті шляхом моніторингу часових змін поляризаційно-кореляційної структури лазерних зображень тканини скловидного тіла при одночасному високото-

чному вимірювання параметрів поляризації зображень біологічного об'єкту. При цьому вперше використано проведення моніторингу часових змін статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, які характеризують розподіли комплексного ступеня взаємної поляризації лазерних зображень тканин скловидного тіла ока.