



УКРАЇНА

(19) UA (11) 26357 (13) U  
(51) МПК (2006)  
A61K 49/00  
G01N 33/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

### (54) СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ЗМІН БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

1

(21) u200706859

(22) 18.06.2007

(24) 10.09.2007

(46) 10.09.2007, Бюл. № 14, 2007 р.

(72) Мішалов Володимир Дем'янович, Ванчуляк Олег Ярославович, Бачинський Віктор Теодосович, Бачинська Ірина Вікторівна, Ушенко Олександр Григорович, Дунаєв Олександр Віталійович, Панзо Ошкар Андре

(73) Мішалов Володимир Дем'янович, Ванчуляк Олег Ярославович, Бачинський Віктор Теодосович, Бачинська Ірина Вікторівна, Ушенко Олександр Григорович, Дунаєв Олександр Віталійович, Панзо Ошкар Андре

2

(57) Спосіб визначення патологічних змін біологічних тканин, що включає використання лазерного поляризаційного моніторингу, оцінку поглинання інфрачервоного випромінювання, який **відрізняється** тим, що використовують висококогерентне лінійно поляризоване інфрачервоне випромінювання з довжиною хвилі 0,85-0,90 мкм, формують серію азимутів  $\{a_i\}$  лінійної поляризації в опроміненному пучку з кутами поляризації відносно площини падіння  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $+45^\circ$ , обертають для кожного з азимутів поляризації  $\{a_i\}$  лінійний поляризатор-аналізатор на такі кути  $\{a_i\}$  відносно площини падіння  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $+45^\circ$ , і  $-45^\circ$ , вимірюють відповідні рівні інтенсивності, за якими судять про анізотропію біологічного об'єкта.

Корисна модель відноситься до фізичної оптики та медицини і може бути використана для дослідження анізотропії біологічних об'єктів *in vivo*, що актуально у діагностиці трупних процесів біотканин.

Відомий ряд оптичних способів діафаноскопії, які досліджують координатний розподіл поглинання інфрачервоного випромінювання м'якими кровонасиченими біотканинами. Спосіб, заснований на аналізі картини розподілу потемнінь (ділянок з найбільшою поглинальною здатністю) в інфрачервоному зображенні молочної залози [1]. Недоліком способу є низька точність аналізу ступеня почорнінь у зображенні та визначення їх топологічного розподілу.

Найбільш близьким до запропонованого способу є спосіб визначення трупних змін тканин шляхом оцінки поглинання інфрачервоного випромінювання [2]. У способі-прототипі за допомогою інфрачервоного фотодетектора вимірюють координатний розподіл інтенсивностей у площині інфрачервоного зображення, за яким визначають наявність новоутворень у м'яких біотканинах, ступінь їх кровонасичення.

Основним недоліком способу прототипу, є недостатня проникливість випромінювання в оптично густі середовища, наприклад кістки, а також немо-

жливівість відрізнити аморфні та анізотропні структури в біологічних об'єктах *in vivo*.

Нами пропонується рішення, що усуває вказані недоліки.

В основу корисної моделі поставлене завдання удосконалити спосіб визначення трупних змін біотканин шляхом оцінки поглинання інфрачервоного випромінювання використанням висококогерентне лінійно поляризованого інфрачервоного випромінювання для забезпечення розширення функціональних можливостей діагностики анізотропії як м'яких так і твердих біооб'єктів, а також у підвищенні точності вимірювання параметрів анізотропії - інтегрального фазового зсуву  $\delta$  і орієнтаційного параметра  $\rho$ .

Поставлене завдання вирішується тим, що у способі визначення трупних змін із використанням лазерного поляризаційного моніторингу шляхом оцінки поглинання інфрачервоного випромінювання, згідно до корисної моделі, використовують висококогерентне лінійно поляризоване інфрачервоне випромінювання з довжиною хвилі 0,85-0,90 мкм, формують серію азимутів  $\{a_i\}$  лінійної поляризації в опроміненому пучку з кутами поляризації відносно площини падіння  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $+45^\circ$ , обертають для кожного з азимутів поляризації  $\{a_i\}$  лінійний поляризатор-аналізатор на такі кути  $\{a_i\}$

(13) U

(11) 26357

(19) UA

відносно площини падіння  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $+45^\circ$  -  $-45^\circ$ , вимірюють відповідні рівні інтенсивності, за якими судять про анізотропію біооб'єкта.

Спільними ознаками прототипу та рішення, що заявляється, є використання для визначення трупних змін оцінки поглинання інфрачервоного випромінювання. Корисна модель відрізняється від прототипу тим, що використовують висококогерентне лінійно поляризоване інфрачервоне випромінювання із наступною модифікацією параметрів.

Теоретичним підґрунтям для використання способу є наступні дані. Найбільш повно поляризаційні характеристики світлових полів описуються у термінах параметрів вектора Стокса [3]:

$$S_0 = S(S_1, S_2, S_3, S_4), \quad (1)$$

де  $S_i$  - параметри вектора Стокса, які мають наступний вигляд:

$$\begin{aligned} S_1 &= I_0 + I_{90}; \\ S_2 &= I_0 - I_{90}; \\ S_3 &= I_{+45} - I_{-45}; \\ S_4 &= I_0 + I_{45}; \end{aligned} \quad (2)$$

Тут  $I_0$ ,  $I_{90}$ ,  $I_{+45}$ ,  $I_{-45}$  інтенсивності ортогональних лінійно-поляризованих компонентів оптичного поля,  $I_0 - I_{90}$  - інтенсивності права та лівоциркулярно поляризованих складових в електромагнітному полі.

Для найбільш загального типу поляризації - еліптичної - вектор Стокса приймає вигляд:

$$S = \{1; \cos 2\alpha \cos 2\beta; \sin 2\alpha \cos 2\beta; \sin 2\beta\}, \quad (3)$$

де  $\alpha$  і  $\beta$  - відповідно азимут і еліптичність поляризації світлових коливань. Процеси перетворення поляризаційної структури, опромінюючого біотканини *in vivo*, висококогерентного випромінювання найбільш повно описуються за допомогою матричного оператора наступного вигляду:

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \begin{pmatrix} \sin^2 \frac{\delta}{2} \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2} & 0,5 \sin 4\delta \sin \frac{\delta}{2} \\ 0,5 \sin 4\delta \sin \frac{\delta}{2} & -\sin^2 \frac{\delta}{2} \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2} \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \end{pmatrix} \\ 0 & \begin{pmatrix} \sin 2\rho \sin \delta \\ -\cos 2\rho \sin \delta \end{pmatrix} & \begin{pmatrix} 2 \cos^2 \frac{\delta}{2} - 1 \end{pmatrix} \end{pmatrix} \quad (4)$$

де  $\delta$  - величина фазового зсуву, який виникає під впливом двопронизаломлення біооб'єкта.

Результуючий вектор Стокса лазерного пучка, що пройшов крізь досліджувану біоструктуру, записується у вигляді:

$$S = \{1; \cos 2\alpha^* \cos 2\beta^*; \sin 2\alpha^* \cos 2\beta^*; \sin 2\beta^*\}, \quad (5)$$

де  $\alpha^*$ ,  $\beta^*$  - відповідно азимут і еліптичність поляризації лазерного об'єктного випромінювання, які пов'язані з параметрами анізотропії наступними співвідношеннями:

$$S = \begin{pmatrix} 1 \\ 0,5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2} \\ \cos 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2} + \cos^2 \frac{\delta}{2} \\ -\sin 2\rho \sin \delta \end{pmatrix}, \quad (6)$$

Тут

$$\rho = 0,5 \arctg \left[ \frac{-a/2 + (a/2 - 4a_1 a_3)^{1/2}}{a_1} \right]^{1/2}, \quad (7)$$

$$\begin{aligned} a_1 &= \tg^2 2\alpha^* \sin 2\beta^* - \cos^2 2\beta^*; \\ a_2 &= -\cos^2 2\beta^*; \\ a_3 &= \tg^4 2\alpha^* \sin^4 2\beta^* + 1; \end{aligned} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} \alpha^* &= 0,5 \arctg \left[ \frac{I_{33} - I_{34} - I_{31} - I_{32}}{(I_{11} - I_{12} - I_{13} - I_{14}) - (I_{21} - I_{22} - I_{23} - I_{24})} \right]; \\ \beta^* &= 0,5 \arccos \left[ (S_2^2 + S_3^2)^{1/2} \right]; \end{aligned} \quad (9)$$

$$\begin{aligned} S_2 &= (I_{11} - I_{12} - I_{13} - I_{14}) - (I_{21} - I_{22} - I_{23} - I_{24}); \\ S_3 &= I_{33} - I_{34} - I_{31} - I_{32} \end{aligned} \quad (10)$$

Таким чином, за вимірними інтенсивностями  $I_{jk}$  висококогерентного інфрачервоного випромінювання довжиною хвилі 0,85-0,90 мкм, можна однозначно визначити параметри анізотропії біооб'єкта *in vivo* - фазового зсуву  $\delta$  і орієнтаційний параметр  $\rho$ .

Технічний результат забезпечує нова сукупність дій, яка складає запропонований спосіб, що призводить до розширення функціональних можливостей визначення анізотропії біооб'єктів при одночасному високоточному вимірюванні параметрів анізотропії ( $\rho, \delta$ ) речовини біооб'єкта. Ні в одному з розглянутих нами аналогів пропонуємого способу не зустрічається: використання висококогерентного лінійно-поляризованого інфрачервоного випромінювання із довжиною хвилі 0,85-0,90 мкм, формування серії азимутів  $\{a_i\}$  з кутами поляризації відносно площини падіння  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $+45^\circ$ .

Використання корисної моделі пояснюється наступним прикладом: нехай опромінюючий пучок є плоскополяризованим з вектором Стокса вигляду  $\{1, 1, 0, 0\}$ . В якості зразка використовується гістологічний зріз м'язової тканини товщиною 70 мкм. Перетворений тканиною і експериментально вимірний вектор Стокса має вигляд  $\{1, 0, 89, 0, 07, 0, 04\}$ . Визначений рівень показника двопронизаломлення із застосуванням алгоритму (9), (10) становить  $10^{-3}$ .

Пропонований спосіб визначення патологічних змін біологічних тканин забезпечує підвищення точності діагностики на 20% та скорочує тривалість останньої у 1,5 рази у порівнянні з прототипом, переважно за рахунок визначення вектора Стокса на гістологічному зрізі біологічної тканини.

Приклад. З трупа чоловіка 36 років був вилучений шматочок міокарда лівого шлуночка, а з нього виготовлені гістологічні зрізи товщиною 70 мкм, які надалі вивчалися у лінійно-поляризованому інфрачервоному випромінюванні із довжиною хвилі 0,85-0,90 мкм шляхом формування серії азимутів  $\{a_i\}$  з кутами поляризації відносно площини падіння  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $+45^\circ$ . Вимірювання динаміки патологічних змін за координатними розподілами азимутів та еліптичностей поляризації мікроскопічних зображень гістологічних зрізів міокарда лівого шлуночка серця людини дозволили встановити гостру серцеву недостатність.

Джерела інформації

1. Физика визуализации изображений в медицине. 2. - М.: Мир под ред. С.Узбба, 1991. - С.277-289.

2. Wallberg H. Diaphanography in various breast disorders - clinical and experimental observations // Ada Radiol. Diagn. - 1994.- 26 (3). - P.271-276)

3. Ушенко А.Г., Ермоленко СБ., Недужко М.А. Поляризационно-интерференционная диагностика внутренних напряжений// Дефектоскопия. - 1991.6 -№6. - С.83-88.