

ВГЖ на 58 %, продукцію — на 52 %, достовірно снизив офтальмотонус на 14 %. Эти изменения также носили устойчивый характер.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Содержание* эндотелина и оксида азота в плазме крови при экспериментальной глаукоме / Л. Т. Кашинцева, И. Н. Михайцева, И. Н. Безкоровайная, О. П. Копп // *Офтальмологический журнал*. — 2003. — № 4. — С. 87-90.

2. *Кашинцева Л. Т.* Роль эндотелиальных факторов — эндотелина и оксида азота в инициации глаукомного процесса (экспериментальное исследование) / Л. Т. Кашинцева, И. Н. Михайцева, И. Н. Безкоровайная // *Современные аспекты клиники, диагностики и лечения глазных болез-*

ней : междунар. науч. конф. : материалы. — Одесса, 2008. — С. 113-114.

3. *Михайцева И. Н.* Патогенетическое значение эндотелиальной дисфункции при первичной глаукоме / И. Н. Михайцева // *Достижения биологии та медицини*. — 2009. — № 2. — С. 17-20.

4. *Михайцева І. М.* Вплив біофлавоноїду кверцетин на очний кровообіг та загальний стан серцево-судинної системи здорових тварин / І. М. Михайцева // *Одесский медицинский журнал*. — 2009. — № 6. — С. 25-27.

5. *Пархоменко А. Н.* Эффективность внутривенной формы блокатора 5-липоксигеназы кверцетина у больных с инфарктом миокарда и синдромом острой сердечной недостаточности: возможная связь с коррекцией метаболизма оксида азота / А. Н. Пархоменко, С. Н. Кожухов // *Ук-*

раїнський медичний часопис. — 2005. — Т. 46, № 2. — С. 45-51.

6. *Dissociation of phospholamban regulation of cardiac sarcoplasmic reticulum Ca²⁺ ATPase by quercetin* / E. McKenna, J. S. Smith, K. Coll [et al.] // *J. Biol. Chem.* — 1996. — Vol. 271, N 40. — P. 517-525.

7. *Quigley H. A.* The number of people with glaucoma worldwide in 2010 and 2020 / H. A. Quigley, A. T. Broman // *Br. J. Ophthalmol.* — 2006. — Vol. 90. — P. 262-267.

8. *Tatt E. R.* Nitric Oxide and Endothelin in the Pathogenesis of Glaucoma / E. R. Tatt, E. Lutjen-Dracoll; eds. I. O. Haefliger, J. Flammer. — N. Y. : Zippincott-Raven Publishers, 1998. — P. 158-167.

9. *Wiederholt M.* Relaxation of trabecular meshwork and ciliary muscle by release of nitric oxide / M. Wiederholt, A. Sturm, A. Lepple-Wienhues // *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* — 1994. — Vol. 35, N 5. — P. 2515-2520.

УДК 61:340.6:616-001.85+616-001.5]:612.013-073

О. В. Павлюкович

ПОРІВНЯЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ДИНАМІКИ ЗМІНИ СТУПЕНЯ ДЕПОЛЯРИЗАЦІЇ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ, РОЗСІЯНОГО ТКАНИНАМИ МІОКАРДА, ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ПРИЧИНИ ТА ДАВНОСТІ НАСТАННЯ СМЕРТІ З ВИКОРИСТАННЯМ НЕ-НЕ ЛАЗЕРА

Буковинський державний медичний університет, Чернівці

Дана стаття містить матеріали експериментальних досліджень часової динаміки зміни статистичної структури розподілів ступеня деполаризації розсіяного лазерного випромінювання зразками тканини міокарда після настання смерті у випадках смерті внаслідок ішемічної хвороби серця, механічної асфіксії («А») та крововтрати («К»).

Мета даної роботи полягає у вивченні динаміки зміни ступеня деполаризації лазерного випромінювання, розсіяного тканинами міокарда, для визначення причини та давності настання смерті з використанням сучасного лазерного устаткування.

При проведенні даного дослідження було використано зрізи міокарда від 28 осіб із

відомою причиною смерті та часом її настання, різної статі, які померли внаслідок ішемічної хвороби серця (10 випадків), механічної асфіксії — тип «А» (9 випадків) і крововтрати — тип «К» (9 випадків). У подальшому за допомогою заморожувального мікротому виготовляли з вилучених шматочків нативні зрізи.

Оптичну схему досліджень лазерних зображень зрізів тканини міокарда показано на рис. 1 [8].

Опромінювання об'єкта дослідження (6) проводилося колімованим пучком ($\varnothing=10^4$ мкм) 2) He-Ne лазера ($\lambda=0,6328$ мкм) 1). За допомогою поляризаційного освітлювача (чвертьхвильова пластина 3, 5, 8, поляризатор 4 і аналізатор 9) форму-

валися різні стани поляризації освітлюючого пучка. Поляризаційні зображення координатних розподілів α і β біологічних тканин формувались у площині світлочутливої площадки (800×600) CCD-камери (10) за допомогою мікрооб'єктива (7), роздільна здатність якого була достатньою для проведення вимірювань у діапазоні розмірів структурних елементів тканин людини 2–2000 мкм з подальшою передачею інформації на персональний комп'ютер (11).

Отримані лазерні поляризаційні зображення оброблялися та обчислювалися за допомогою стандартного пакета Windows XP, Word 93 і алгоритмами програмного продукту MATLAB [1].



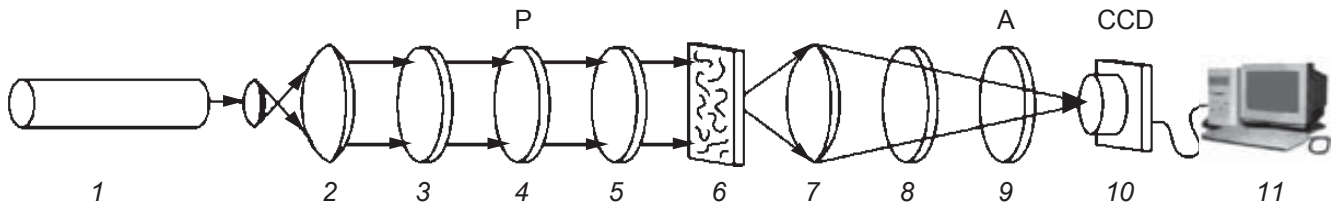


Рис. 1. Оптична схема поляриметра:

1 — He-Ne лазер; 2 — коліратор; 3, 5, 8 — чвертьхвильові пластинки; 4, 9 — поляризатор і аналізатор відповідно; 6 — об'єкт дослідження; 7 — мікрооб'єктив; 10 — CCD-камера; 11 — персональний комп'ютер

На рис. 2 як приклад наведена серія лазерних зображень зрізів тканини міокарда «А»- і «К»-типів.

Одержані результати показали, що порівняльний візуальний аналіз поляризаційних зображень зрізів тканин міокарда, одержаних у співвісних поляризаторі й аналізаторі, не може бути використаний для диференціації причини настання смерті — структура розподілів інтенсивності відповідних зображень достатньо близька.

Поляризаційно візуалізовані зображення тканини міокарда у перехрещених (б, г) поляризаторі й аналізаторі вказують на наявність оптично анізотропної складової, що виявляється у наявності ділянок «просвітлення» за рахунок формування еліптично поляризованих або деполіризованих хвиль у ділянках кровонасичення.

Тканина міокарда «А»-типу характеризується дещо більшим рівнем інтенсивності лазерного випромінювання. Дана обставина якісно свідчить про високе кровонасичення біологічної тканини, проте кількісно оцінити дане явище використовуваними при даному дослідженні методиками не можливо.

У процесі проходження лазерного пучка крізь шар тканини міокарда (рис. 3) відбувається його багаторазове розсіяння.

Як наслідок спостерігається перетворення станів поляризації [7], тому в кожній точці відповідного лазерного зображення накладається багато різнополяризованих хвиль. Наслідком такого накладання є деполіризація, або усереднен-

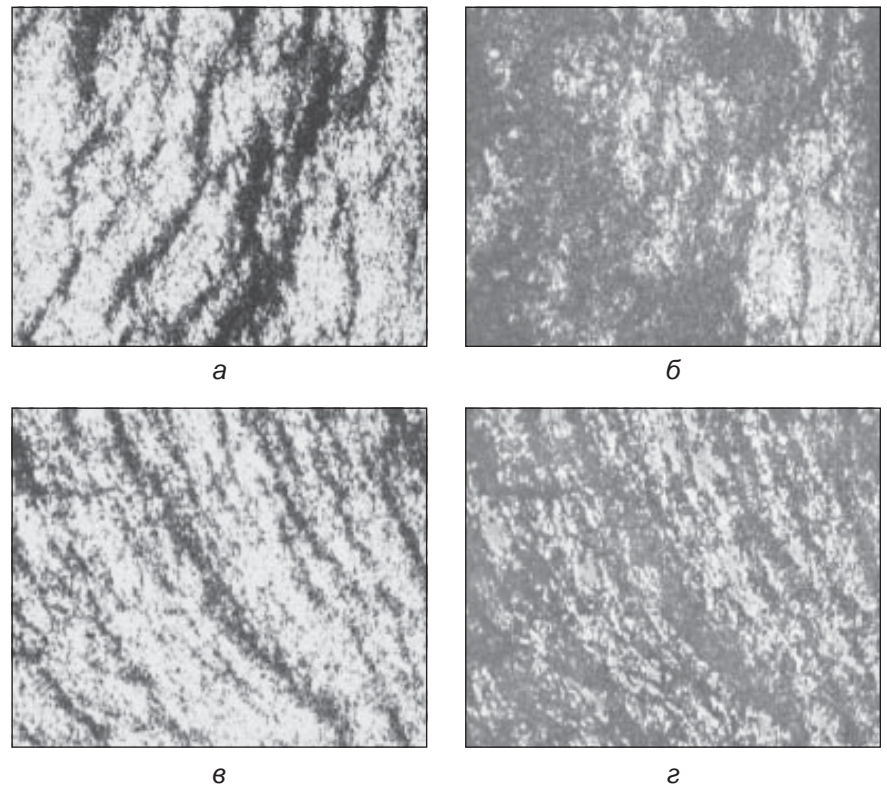


Рис. 2. Поляризаційні зображення у співвісних (а, в) і перехрещених (б, г) поляризаторі й аналізаторі тканини міокарда «А»-типу (а, б) і «К»-типу (в, г)

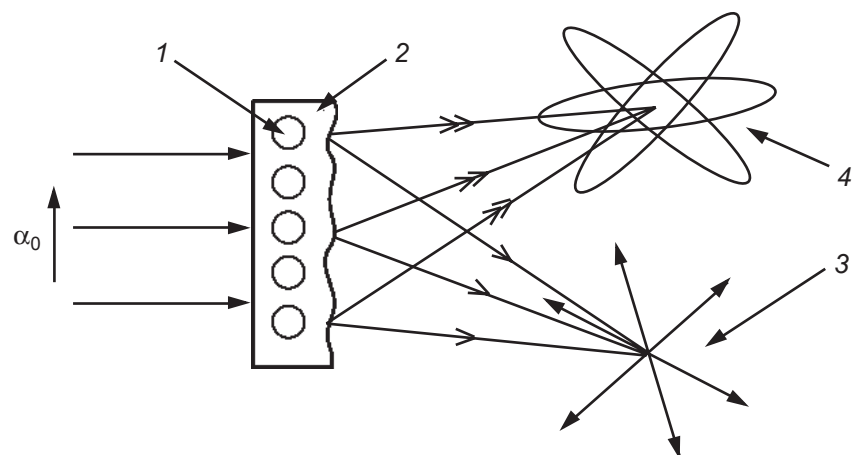


Рис. 3. Аналіз формування деполіризації лазерного випромінювання: α_0 — азимут поляризації лазерної хвилі; 1 — анізотропні міозинові волокна; 2 — ізотропна речовина; 3 — розсіювання оптичного пучка; 4 — еліптичність оптичного пучка



ня станів поляризації локальних пучків.

Методика вимірювання ступеня деполяризації лазерного випромінювання

Нами використано класичний метод вимірювання такого параметра [9]:

1. За допомогою обертання осі пропускання аналізатора Θ в межах $0-180^\circ$ визначаються масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивності

$$I_{\min} \left(\begin{matrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{matrix} \right); I_{\max} \left(\begin{matrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{matrix} \right);$$

зображення зрізу тканини міокарда для кожного окремого пікселя (mn) CCD-камери і відповідні їм кути повороту

$$\Theta \left(\begin{matrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{matrix} \right) / \left(\begin{matrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{matrix} \right) \equiv \min).$$

2. Розраховуються значення ступеня деполяризації лазерного випромінювання в точці r_i зображення зрізу тканини міокарда за таким співвідношенням:

$$\Delta = \frac{2I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}. \quad (1)$$

На серії рис. 4, 5 наведені залежності $\Delta(x, y)$ і гистограми їх значень для тканини міокарда «А»- і «К»-типів.

Порівняльний аналіз одержаних експериментальних даних виявив:

- незалежно від причини настання смерті розподіли значень ступеня деполяризації лазерного випромінювання являють собою координатно неоднорідні структури, дана обставина може бути пов'язана з особливостями координатного розподілу кровонасичення тканини міокарда;

- ділянкам із більшим кровонасиченням відповідають ділянки з вищим рівнем деполяризації, що формується за рахунок багаторазового світлорозсіювання лазерного випромінювання;

- загальний рівень значень $\Delta(x, y)$ для тканини міокарда «А»-типу (див. рис. 4) вищий за

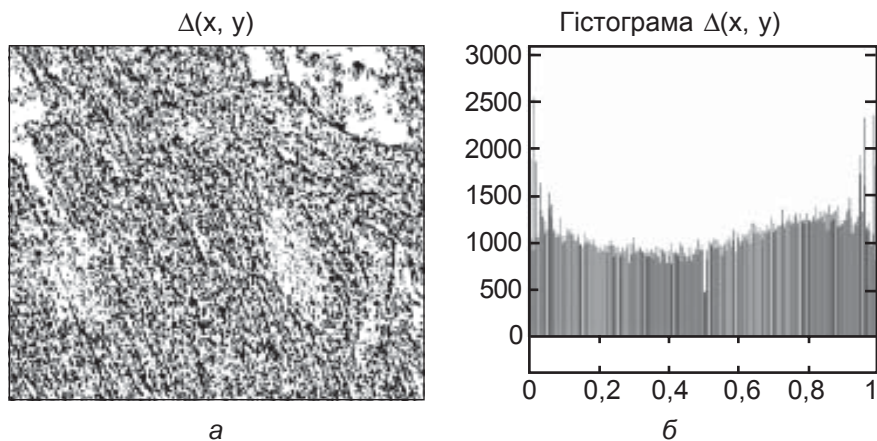


Рис. 4. Координатний розподіл ступеня деполяризації (а) лазерного випромінювання тканиною міокарда «А»-типу і гистограма його значень (б)

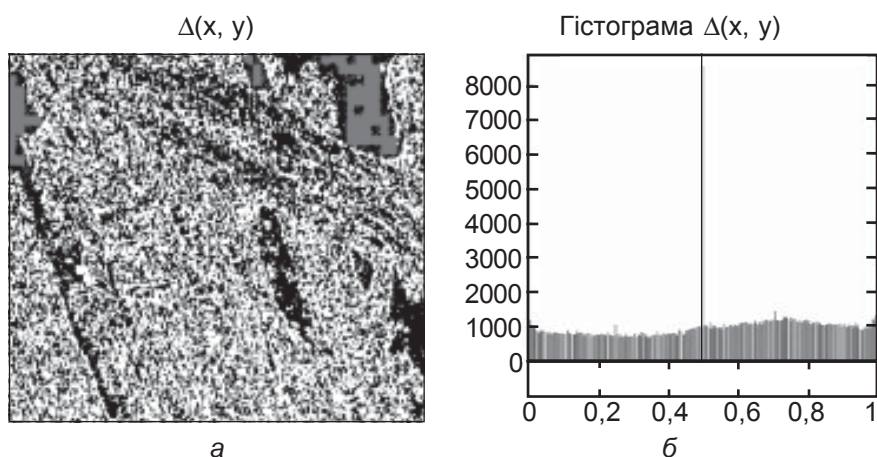


Рис. 5. Координатний розподіл ступеня деполяризації (а) лазерного випромінювання тканиною міокарда «К»-типу і гистограма його значень (б)

аналогічний координатний розподіл ступеня деполяризації лазерного випромінювання тканиною міокарда «К»-типу (див. рис. 5);

- гистограми значень ступеня деполяризації $\Delta(x, y)$ лазерного випромінювання тканинами міокарда обох типів являють собою практично рівномірні розподіли, це вказує на широкі зміни концентрації формених кров'яних тілець, а відповідно й кратності світлорозсіювання, що формує значення параметра деполяризації, в досліджуваних зрізах;

- екстремуми гистограми ступеня деполяризації $\Delta(x, y)$ лазерного випромінювання тканинами міокарда «А»-типу в 2–3 рази вищі за аналогічні значення гистограми, вимірної для поля лазерного випромі-

нювання, розсіяного тканиною міокарда «К»-типу.

Наведене вище вказує на перспективність застосування статистичного аналізу значень ступеня деполяризації $\Delta(x, y)$ лазерного випромінювання біологічними тканинами внутрішніх органів людини не тільки для диференціації причин настання смерті, але й для встановлення часу її настання.

Аналітичним інструментом для оцінювання розподілів випадкових значень Δ , які характеризують поле розсіяного випромінювання зрізами тканини міокарда, використовувалися статистичні моменти першого M , другого σ , третього A і четвертого E порядків, які обчислювалися за стандартними алгоритмами програмного продукту MATLAB [8].



$$M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |\Delta_i| = \frac{1}{N} (|\Delta_1| + |\Delta_2| + \dots + |\Delta_N|);$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta_i^2} = \sqrt{\frac{1}{N} (\Delta_1^2 + \Delta_2^2 + \dots + \Delta_N^2)};$$

$$A = \frac{1}{\sigma^3} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta_i^3 = \frac{1}{\sigma^3} \frac{1}{N} (\Delta_1^3 + \Delta_2^3 + \dots + \Delta_N^3);$$

$$E = \frac{1}{\sigma^2} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta_i^4 = \frac{1}{\sigma^2} \frac{1}{N} (\Delta_1^4 + \Delta_2^4 + \dots + \Delta_N^4),$$

де $N = 800 \times 600$ — повна кількість пікселів CCD-камери, яка реєструє поляризаційно-неоднорідне об'єктне поле.

На рис. 6 і в табл. 1 наведено сукупність експериментальних даних про часову і статистичну динаміку зміни двовимірного розподілу ступеня деполаризації лазерного випромінювання тканиною міокарда у випадках смерті внаслідок ішемічної хвороби серця.

Аналіз часових залежностей структури координатних розподілів ступеня деполаризації ла-

зерного випромінювання тканиною міокарда і сукупності статистичних моментів 1–4-го порядків, які їх характеризують, показав таке.

Координатні розподіли ступеня деполаризації $\Delta(x, y)$

Зі збільшенням часу (T) після настання смерті спостерігається монотонне зростання значень ступеня деполаризації по всій площині досліджуваного зрізу тканини міокарда (див. рис. 6, а, б, в, г, д).

Починаючи з певного значення часу спостереження T наявна «стабілізація» координатних розподілів $\Delta(x, y)$ (див. рис. 6, д і е).

Зазначені особливості зміни координатних розподілів ступеня деполаризації можна пов'язати з часовими змінами структури крові та заляканням міокарда. Такі процеси трупних змін виявляються у зростанні оптичної анізотропії та кратності світлорозсіяння [7], що призводять до збільшення загального рівня деполаризації лазерного випромінювання.

Часові залежності статистичних моментів 1–4-го порядків розподілу ступеня деполаризації лазерного випромінювання тканиною міокарда

Вся сукупність статистичних моментів 1–4-го порядків зазнає монотонних часових змін власних величин, досягаючи через певні проміжки часу стабільного рівня.

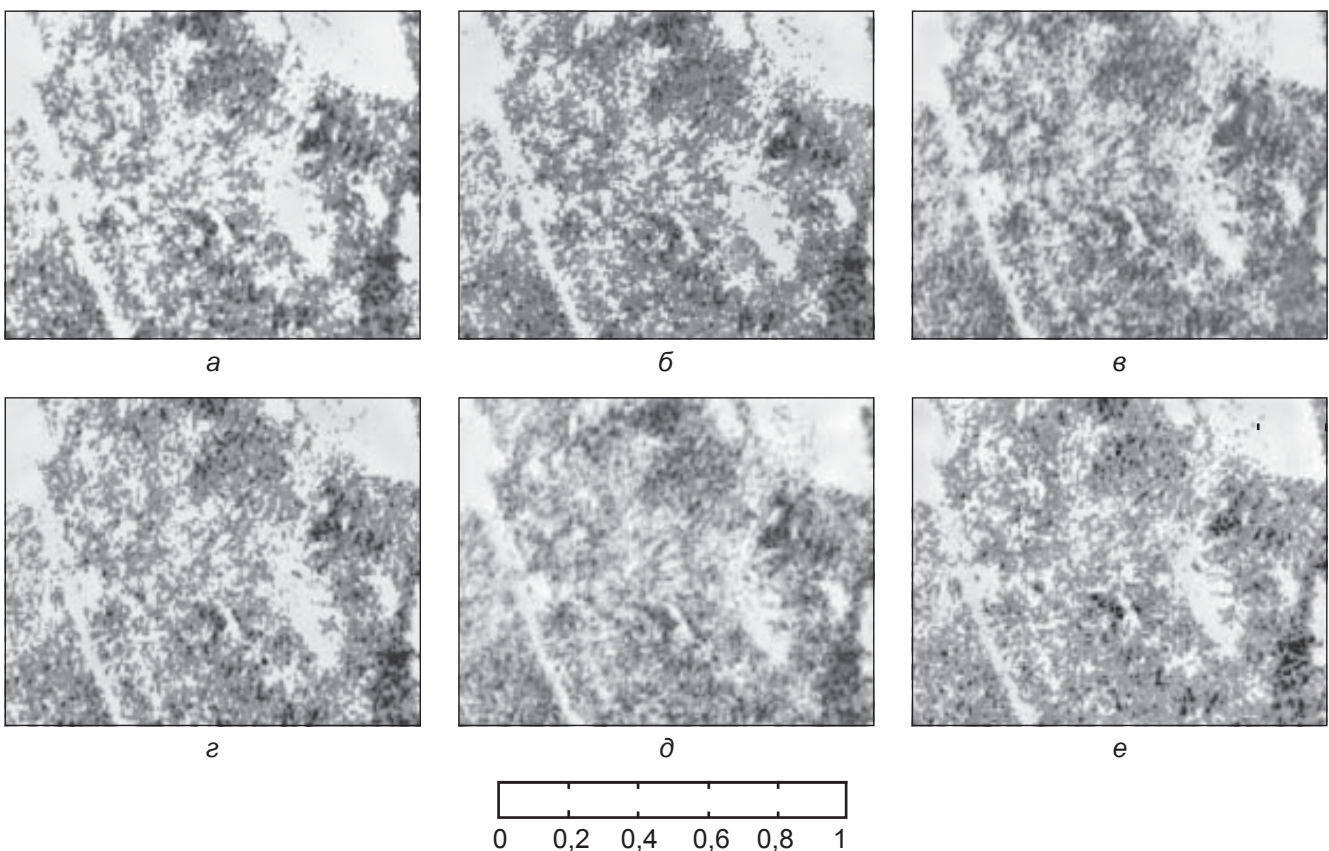


Рис. 6. Часова динаміка зміни двовимірного розподілу ступеня деполаризації лазерного випромінювання тканиною міокарда у випадках смерті внаслідок ішемічної хвороби серця: а — 1 год; б — 12 год; в — 24 год; г — 36 год; д — 48 год; е — 60 год

**Часові залежності статистичних моментів 1–4-го порядків розподілу
ступеня деполяризації лазерного випромінювання
тканиною міокарда у випадках смерті внаслідок ішемічної хвороби серця**

Статистичні моменти	Давність настання смерті, T							
	1	12	24	36	48	60	72	84
M	0,240±0,021	0,270±0,028	0,320±0,026	0,380±0,033	0,390±0,041	0,370±0,039	0,360±0,042	0,380±0,037
σ	0,290±0,032	0,210±0,024	0,180±0,019	0,120±0,014	0,110±0,013	0,120±0,015	0,120±0,011	0,130±0,014
A	12,31±1,45	9,16±0,97	7,88±0,86	6,25±0,78	4,63±0,57	2,71±0,38	2,64±0,31	1,83±0,23
E	9,21±1,03	9,86±1,12	10,97±1,07	11,34±1,26	12,58±1,31	14,39±1,57	15,82±1,64	17,63±1,59

Таблиця 2

**Часові залежності статистичних моментів
1–4-го порядків розподілу ступеня деполяризації
лазерного випромінювання тканиною міокарда «К»-типу**

Статистичні моменти	Давність настання смерті, T							
	1	12	24	48	52	64	80	96
M	0,290±0,024	0,320±0,029	0,360±0,032	0,450±0,041	0,440±0,043	0,460±0,049	0,460±0,045	0,450±0,047
σ	0,350±0,032	0,260±0,024	0,190±0,019	0,150±0,014	0,140±0,012	0,160±0,014	0,150±0,013	0,140±0,016
A	15,35±1,45	12,31±0,97	9,16±0,86	7,98±0,78	5,23±0,57	4,61±0,38	3,16±0,31	2,07±0,23
E	8,72±0,73	10,13±1,02	12,19±1,17	14,74±1,36	16,35±1,41	19,37±1,73	25,58±2,61	32,23±2,89

Діапазони визначення часу настання смерті тканини міокарда лежать у межах від 1 до 36 год (середнє і дисперсія) та 1–84 год (асиметрія й ексцес).

При проведенні даного експериментального дослідження було проведено 280 вимірювань та обчислень за всіма дослідженими зразками. Як приклад отриманих експериментальних даних про часову і статистичну динаміку зміни двовимірних розподілів ступеня деполяризації та їх статистичних моментів 1–4-го порядків наводимо дані, отримані для групи досліджуваних тканин «К»-типу, їх ілюструє табл. 2.

Аналіз часових залежностей структури координатних розподілів ступеня деполяризації лазерного випромінювання тканиною міокарда «К»-типу для $\lambda=0,63 \mu\text{m}$ і набору статистичних моментів, які їх характеризують, показав, що діапазони визначення часу настання смерті для тканини міокарда «К»-типу знаходяться в межах: середнє — від 1 до 48 год; дисперсія — від 1 до 48 год; асиметрія — від 1 до 80 год; ексцес — від 1 до 96 год.

Висновки

Результати проведеного дослідження свідчать, що динаміка зміни ступеня деполяризації лазерного випромінювання, розсіяного тканинами міокарда «А» та «К»-типів, дозволяє ефективно диференціювати причину та давність настання смерті.

Виходячи з вищевказаного, вважаємо перспективним продовження дослідження біологічних тканин і середовищ померлих осіб для розробки й отримання об'єктивних диференційних критеріїв встановлення давності та причини настання смерті при механічній асфіксії чи крововтраті методами лазерної поляриметрії.

ЛІТЕРАТУРА

1. Ushenko A. G. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications / A. G. Ushenko, V. P. Pishak // Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science ; ed. V. Tuchin. — Kluwer Academic Publishers, 2004. — P. 67.
2. De Boer J. F. Two dimensional birefringence imaging in biological tissue using phase and polarization sensitive optical coherence tomography / J. F. de Boer, T. E. Milner, J. S. Nelson // Trends in Optics and Photonics (TOPS) : Advances in Optical Imaging and Photon Migration. — OSA, Washington, DC, 1998.

vances in Optical Imaging and Photon Migration. — OSA, Washington, DC, 1998.

3. De Boer J. F. Determination of the depth-resolved Stokes parameters of light backscattered from turbid media by use of polarization-sensitive optical coherence tomography / J. F. de Boer, T. E. Milner, J. S. Nelson // Opt. Lett. — 1999. — Vol. 24. — P. 300-302.

4. Polarization-sensitive optical coherence tomography / J. F. de Boer, T. E. Milner, M. G. Ducros [et al.] // Handbook of Optical Coherence Tomography ; ed. by B. E. Bouma, G. J. Tearney. — N. Y. : Marcel Dekker Inc., 2002. — P. 237-274.

5. Morgan S. P. Effects of polarization state and scatterer concentration on optical imaging through scattering media / S. P. Morgan, M. P. Khong, M. G. Somekh // Appl. Opt. — 1997. — Vol. 36. — P. 1560-1565.

6. Demos S. G. Optical polarization imaging / S. G. Demos, R. R. Alfano // Appl. Opt. — 1997. — Vol. 36. — P. 150-155.

7. Jacques S. L. Imaging superficial tissues with polarized light / S. L. Jacques, J. R. Roman, K. Lee // Lasers in Surg. & Med. — 2000. — Vol. 26. — P. 119-129.

8. Polarization-correlation mapping of biological tissue coherent images / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko [et al.] // J. Biomed. Opt. — 2005. — Vol. 10, N 6. — P. 064025.

9. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрична діагностика в біології та медицині / О. Г. Ушенко, В. П. Пішак, О. В. Ангельський. — Чернівці : Мед академія, 2000. — 305 с.

