

О.Я. ВанчулякБуковинський державний медичний
університет, м. Чернівці**МЕТОД ПОЛЯРИЗАЦІЙНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ
ТА СТАТИСТИЧНОЇ ОБРОБКИ ЛАЗЕРНИХ
ЗОБРАЖЕНЬ АРХІТЕКТОНІКИ
ПАРЕНХІМАТОЗНИХ БІОТКАНИН У
ДІАГНОСТИЦІ ЧАСУ НАСТАННЯ СМЕРТІ****Ключові слова:** лазер, поляризація,
біотканини, час настання смерті.**Резюме.** На основі сучасних досліджень, в яких розроблені основи лазерної поляриметричної діагностики дегенеративно-дистрофічних і патологічних змін у біотканинах (БТ), об'єкти дослідження повинні бути об'єднані спільними оптичними властивостями їх архітекtonіки. Показано, що архітекtonіка паренхіматозних БТ розвинена значно менше, ніж архітекtonіка шкіри, м'язової та кісткової тканин. Обґрунтовано розробку методів поляризаційної візуалізації паренхіматозних БТ, а також визначені кількісні статистичні критерії їх зображень у контексті часу настання смерті.

У низці робіт [1-8] розроблені основи лазерної поляриметричної діагностики дегенеративно-дистрофічних і патологічних змін таких біотканин (БТ): шкіри (Ш), м'язової (МТ) і кісткової (КТ) тканин. Обрані для дослідження об'єкти об'єднані спільними оптичними властивостями їх архітекtonіки — просторові сітки утворені кристалічними доменами, речовина яких володіє властивостями оптично одновісних кристалів.

Архітекtonіка паренхіматозних БТ розвинена значно менше, ніж у вищезазначених БТ. До таких об'єктів відносяться БТ нирок, печінки, селезінки тощо. На даний момент практично відсутня інформація про оптичні прояви змін їх архітекtonіки. Тому розробка методів візуалізації такої складової паренхіматозних БТ, а також визначення кількісних статистичних критеріїв її зображень вельми актуальні.

ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ

Як об'єкт дослідження використовували гістологічні зрізи м'язів серця, печінки та селезінки.

Відомо, що з часом БТ проходять автолітичні процеси, які з оптичної точки зору призводять до суттєвого зниження рівня оптичної анізотропії речовин БТ [3].

Дослідження проводили безперервним оптичним моніторингом, зміною їх оптичних властивостей БТ з одержання через годину зображень поляризаційно візуалізованої архітекtonіки (рис. 1). Результати досліджень (рис. 2) за-

свідчують, що часова динаміка спостереження за зображеннями архітекtonіки БТ всіх органів супроводжується зменшенням загального рівня інтенсивностей.

Починаючи з певного часу T (для досліджених типів БТ - 20, - 28, - 32 год), зменшення інтенсивності зображень досягає відповідного рівня зображень, а з плином часу настає часова стабілізація розподілу їх інтенсивностей.

Виявлену часову динаміку „деградації” рівня інтенсивності розподілів $I(x, y)$ можна пов'язати зі зміною біохімічної структури БТ. Серед основних чинників можна виділити такі: зневоднення БТ, яке призводить до зменшення величини показника двопробеневого заломлення D_n речовини БТ, а, отже, й зменшення величини інтенсивностей відповідних ділянок зображення [1].

Таким чином, часову динаміку зміни топологічного розподілу $I(x, y)$ поляризаційних зображень БТ можна використати для розробки методу визначення часу настання смерті. Розглянемо це детальніше.

Для об'єктивізації змін $I(x, y, t)$ визначають основні кількісні критерії, за якими можна здійснювати часовий моніторинг зміни зображень архітекtonіки БТ. Критеріями були статистичні параметри топологічних розподілів інтенсивностей у площі зображень: а) ймовірний розподіл значень інтенсивностей $Q(I)$; б) екстремальне значення інтенсивностей $\max I(x, y)$; в) дисперсія $D I$ значень $I(x, y)$.

Рис. 1. Теоретичне обґрунтування методу поляризаційної візуалізації.

Рис. 2 ілюструє ідею методу візуалізації архітектури БТ. Нехай на шар БТ падає лінійно поляризована лазерна хвиля, математичне рівняння якої має вигляд:

$$\begin{aligned} E_x &= E_{0x} \cos \omega t; \\ E_y &= E_{0y} \cos \omega t \end{aligned} \quad (1)$$

$$\alpha_0 = \operatorname{arctg} \left(\frac{E_{0x}}{E_{0y}} \right), \quad (2)$$

де E_{0x} , E_{0y} – ортогональні складові амплітуди лазерної хвилі, ω – частота коливань, t – час, α_0 – азимут поляризації.

Інтенсивність такої хвилі визначається як

$$I_0 = E_{0x}^2 + E_{0y}^2. \quad (3)$$

При проходженні лінійно поляризованої з азимутом α_0 лазерної хвилі крізь аморфні (А) ділянки БТ її стан поляризації не змінюється, а інтенсивність зменшується відповідно до закону Бугера:

$$I_A = I_0 \exp(-\tau_A l), \quad (4)$$

τ_A – коефіцієнт ослаблення лазерного випромінювання зрізу БТ товщини l .

В оптично-анізотропних ділянках БТ (колаген, еластин, міозин, саркомер, система іннервації і т. ін.) відбувається трансформація поляризації пучка з лінійного в еліптичний, який описується такими математичними рівняннями:

$$\begin{aligned} b &= b_0 \cos \omega t; \\ a &= a_0 \cos(\omega t + \delta), \end{aligned} \quad (5)$$

де a , b – відповідно велика і мала півосі еліпсу поляризації; δ – фазовий зсув між ортогональними складовими (a , b), який виникає внаслідок двопробеневого заломлення Δn речовини БТ. Співвідношення (5) визначають таку структуру еліпса поляризації:

$$\frac{X^2}{\cos^2 \alpha} - \frac{2XY}{\cos \alpha \sin \alpha} \cos \beta + \frac{Y^2}{\sin^2 \alpha} = \sin^2 \beta. \quad (6)$$

α – азимут поляризації, β – еліптичність поляризації об'єктного поля, X , Y – координати в площині зображення.

Повна інтенсивність I_k такої ділянки визначається співвідношенням:

$$I_k = a^2 + b^2 = I_0 \exp(-\tau_k l), \quad (7)$$

де τ_k – коефіцієнт поглинання речовини оптично-анізотропних ділянок речовини БТ.

Отже, лазерне зображення БТ являє собою суперпозицію розподілених різнополяризованих ділянок $\alpha_0(X, Y)$ та $\{\alpha(X, Y); \beta(X, Y)\}$ з інтенсивностями $I_A(X, Y)$ та $I_k(X, Y)$ відповідно.

Для розділення таких поляризаційно однорідної ($I_A(X, Y)$) та неоднорідної ($I_k(X, Y)$) складових лазерного зображення використовують поляризатор, площина пропускання якого утворює з віссю OX кут Θ .

При проходженні лінійно поляризованої компоненти лазера крізь поляризатор її інтенсивність змінюється за законом:

$$I_A^*(X, Y) = [E_A \cos(\alpha_0 - \Theta)]^2 = I_A(X, Y) \cos^2(\alpha_0 - \Theta). \quad (8)$$

Для еліптично поляризованої складової -

$$I_k^*(X, Y) = I_k(X, Y) [\cos^2(\alpha_0 - \Theta) + \text{tg}^2 \beta \sin^2(\alpha_0 - \Theta)] \quad (9)$$

З аналізу останніх співвідношень (8) і (9) випливає, що при обертанні площини пропускання поляризатора на кут $\Theta = \alpha_0 + 90^\circ$ настає така зміна інтенсивностей лазерного зображення БТ:

$$\begin{aligned} I_A^{**}(X, Y) &= 0; \\ I_k^{**}(X, Y) &= I_k^*(X, Y) (\sin^2 \alpha_0 + \text{tg}^2 \beta \cos^2 \alpha_0) \end{aligned} \quad (10)$$

Отже, поляризаційно відфільтроване зображення БТ являє собою візуалізований координатний розподіл ділянок анізотропної складової з інтенсивностями $I_k^{**}(X, Y)$.

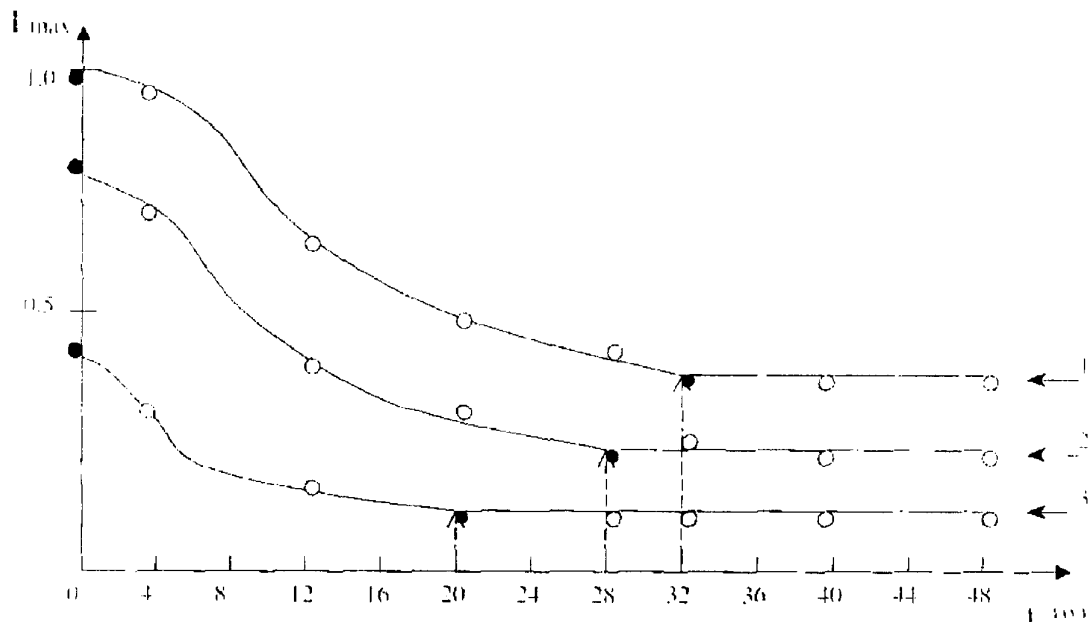


Рис. 2. Ймовірний розподіл інтенсивностей поляризаційних зображень біотканин.

На рис. 3–5 наведені залежності $Q(t)$, одержані для значень $t = 0$ год. та 24 год (криві 1 і 2) для м'яких БТ серця, селезінки та печінки. Ймовірні розподіли $Q(I)$ визначали статистичним усередненням по всьому масиву пікселів CCD – камери випадкових значень $I(x, y)$ з наступним їх нормуванням за екстремальним значенням $I(x, y) = I(x, y) / I_{\max}(x, y)$.

Одержані результати засвідчують, що для поляризаційних зображень зразків БТ різних органів (для $t=0$ год) залежності $Q(I)(t)$ мають індивідуальний характер, що проявляється у

різному положенні їх екстремального зображення I_{\max} (криві 1): 0,65 – для м'язової тканини (рис. 3); 0,27 – для тканини печінки (рис. 4); 0,2 – для тканини селезінки (рис. 5); та їх напівширини DI , що визначається на рівні $0,5 I_{\max}$ (0,56, 0,21 і 0,15 відповідно).

Такі особливості розподілів $Q(I)$ можна пов'язати з морфологічними особливостями БТ. Для м'язової тканини серця – це система щільно „напакованих” променевозаломлювальних пучків. Рівень інтенсивності в їх поляризаційному зображенні достатньо високий.

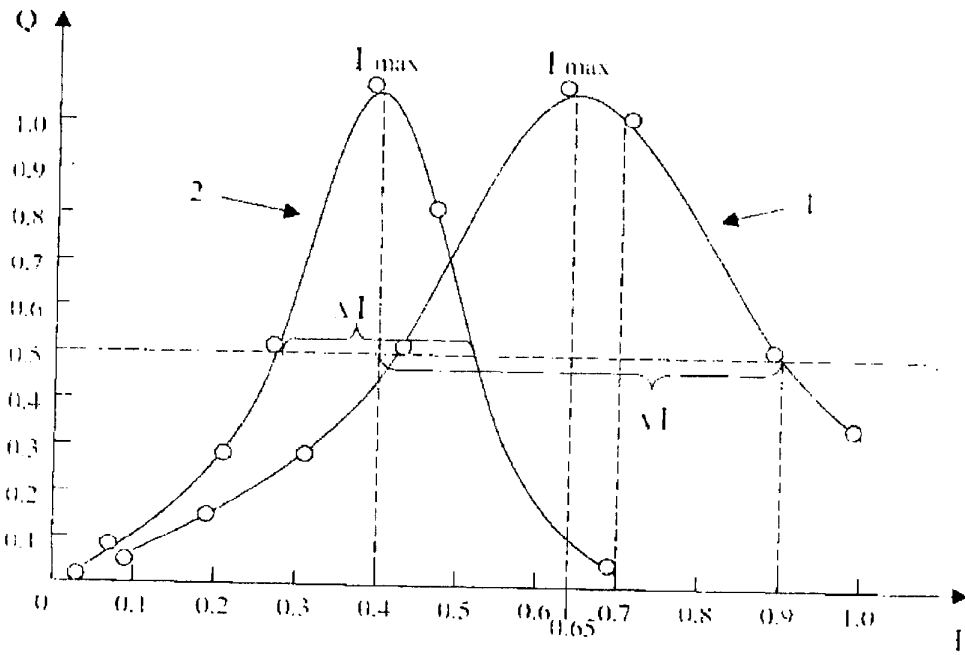


Рис. 3. Ймовірний розподіл інтенсивностей поляризаційних зображень м'язової біотканини.

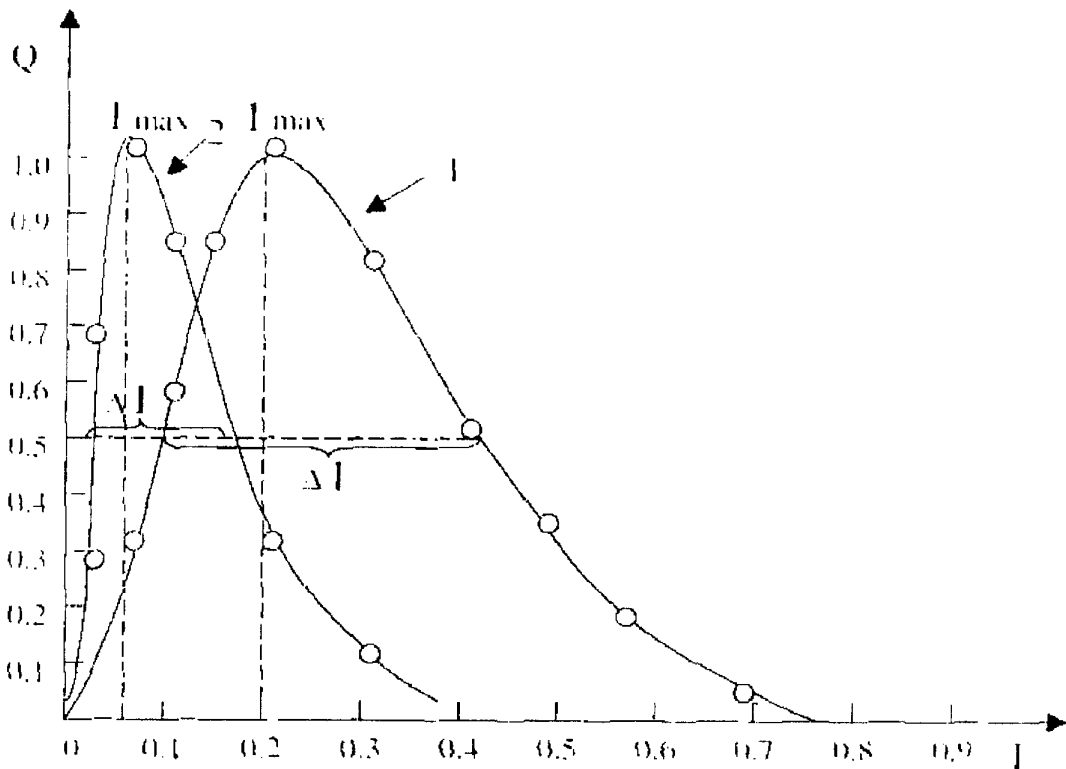


Рис. 4. Ймовірний розподіл інтенсивностей поляризаційних зображень біотканини печінки.

Для тканини печінки та селезінки вміст оптично анізотропних речовин значно менший. Тому відповідні розподіли $I(x, y)$ володіють суттєво меншими значеннями та діапазоном їх зміни.

Розподіли інтенсивностей $Q(I)$, визначені для $t=24$ год, суттєво відрізняються від попередніх (рис. 3–5: криві 2). Їх екстремуми „зсунулися” в ділянки менших значень, а їх напівширина суттєво „зменшилася”. Так, для

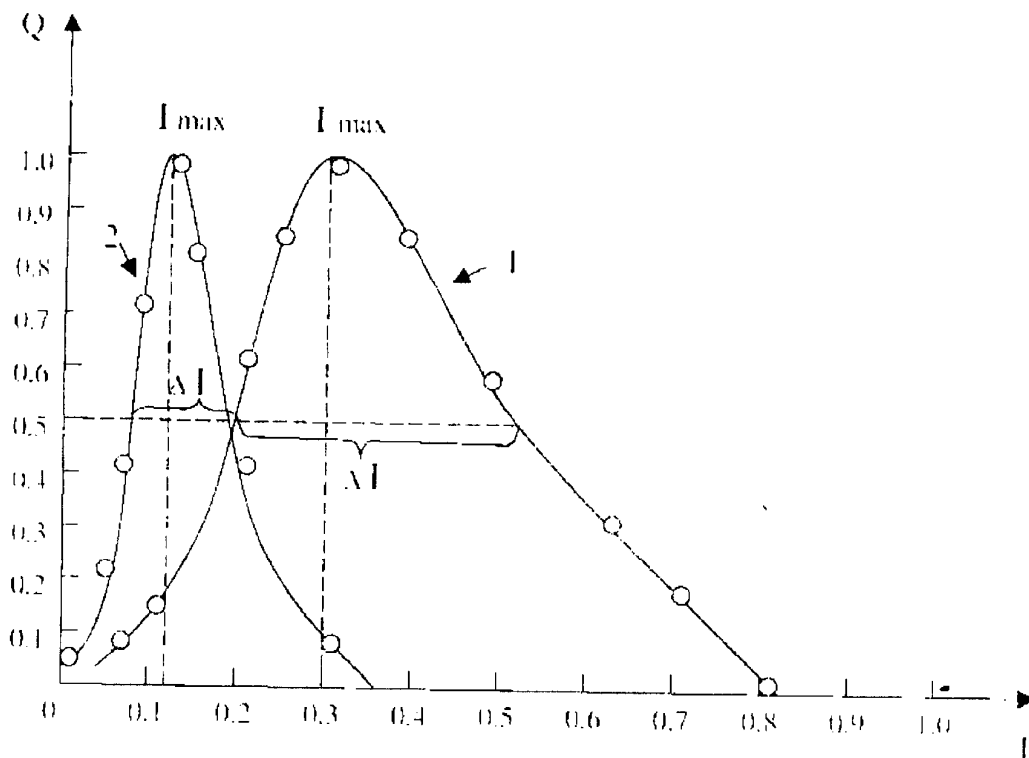


Рис. 5. Ймовірний розподіл інтенсивностей поляризаційних зображень біотканини селезінки.

м'язової тканини $I_{max} = 0,4$, $DI = 0,44$ (рис. 3); для тканини печінки - $0,1$, $0,08$ (рис. 4); для тканини селезінки - $0,05$ і $0,04$ (рис. 5).

Проведені дослідження часової динаміки зміни інтенсивної структури поляризаційних зображень архітекtonіки БТ різних типів можуть бути покладені в основу методу часу настання смерті, суть якого така:

1) зразок БТ з невідомим часом настання смерті розміщують в оптичній схемі візуалізації її архітекtonіки та реєструють за допомогою ССД – камери її зображення;

2) визначають ймовірний розподіл інтенсивності $QI(t_0)$, обчислюють значення $I_{max}(t_0)$ та $DI(t_0)$ (рис. 3-5), де t_0 – час початку проведення дослідів;

3) починаючи з часу t_0 , визначають часову динаміку зміни $I_{max}(t)$ (більше t_0), $DI(t)$ (більше t_0) і встановлюють час T_0 "стабілізації" їх значень;

4) на вертикальній осі I_{max} відкладають згідно з табличними даними значення $I_{max}(t=0)$, попередньо визначене для зразків тканини даного органа;

5) екстраполюють (проводять дотичну) залежність $I_{max}(t)$ на інтервалі часу $\Delta t = T_0 - t_0$ до перетину з горизонтальною лінією, проведеною з точки $I_{max}(t_0)$;

6) з точки перетину X опускають перпендикуляр на часову вісь і визначають час T_x , який і є часом настання смерті.

Запропонований метод випробований в лабораторних умовах. Зіставлення часу настання смерті попередньо відомого (для однієї групи) та апріорно невідомого (для іншої групи) і визначеного за даним методом наведено в таблиці.

Таблиця

Почасова динаміка зміни інтенсивностей поляризаційних зображень біотканин

Тип БТ	Δt	ΔT_x
Мозок	12 год	1-3
Товста кишка	24 год	2-3
Селезінка	30 год	2-4
Печінка	36 год	3-5
Серце	120 год	6-9
Шкіра	100 год	5-7

Висновок

Метод лазерної поляризаційної візуалізації архітекtonіки біотканин різної морфологічної будови в поєднанні з часовим моніторингом зміни інтенсивності їх зображень є ефективним у визначенні часу настання смерті.

Перспективи подальших досліджень

Одержані результати можуть бути використані для створення спеціалізованих лазерних поляриметричних пристроїв для завдань судової медицини.

Література. 1. Ангельський О.В., Ушенко А.Г., Архелюк А.Д. и др. Лазерная поляриметрия патологических изменений биотканей // Опт. и спектр. — 2000. — Т. 89, № 6. — С. 1050-1055. 2. Ангельський О.В., Ушенко А.Г., Архелюк А.Д. и др. Поляризаційно-фазова візуалізація і обробка когерентних зображень фрактальних структур біотканей // Журнал прикладної спектроскопії. — 2000. — Т. 67, № 5. — С. 664-667. 3. Лазерна поляриметрична діагностика в біології та медицині / Пішак В.П., Ушенко О.Г., Ангельський О.В. та ін. / За ред. В.П. Пішака, О.Г. Ушенка. - Чернівці: Медакадемія, 2000. — 302 с. 4. Ushenko A. Laser biospeckles' fields vector structure and polarization diagnostics of skin collagen structure // Laser. Physics. — 2000. — 10, № 5. — P. 1143-1149. 5. Angelsky O.V., Ushenko A.G., Burkovets D.N., Ushenko Yu.A. Laser polarization visualization and selection of biotissue images // Optica Applicata. — 2002. — V. 32, N. 4. — P. 147-154. 6. Jozwicki R., Patorski K., Angelsky O.V. et al. Automatic polarimetric system for early medical diagnosis by biotissue testing // Optica Applicata. — 2002. — V. 32, N. 4. — P. 124-142. 7. Ushenko A.G. Polarization correlometry and wavelet analysis of dynamics of changes in orientation-phase structure of tissue architectonics // Proc. SPIE. — 2002. — V. 4900. — P. 1323-1326. 8. Ushenko A.G., Angelsky O.V., Burkovets D.N. et al. Laser polarimetry of pathological changes in biotissues // Proc. SPIE. — 2002. — V. 4900. — P. 1045-1049.

МЕТОД ПОЛЯРИЗАЦИОННОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ И СТАТИСТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ ЛАЗЕРНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ АРХИТЕКТониКИ ПАРЕНХИМАТОЗНЫХ БИОТКАНЕЙ В ДИАГНОСТИКЕ ВРЕМЕНИ НАСТУПЛЕНИЯ СМЕРТИ

О.Я. Ванчуляк

Резюме. На основе современных исследований разработаны основы лазерной поляриметрической диагности-

ки дегенеративно-дистрофических и патологических изменений в биотканях (БТ). Объекты исследования должны быть объединены общими оптическими свойствами их архитектоники. Показано, что архитектоника паренхиматозных БТ развита значительно меньше, чем архитектоника кожи, мышечной и костной ткани. Обосновано разработку методов поляризационной визуализации паренхиматозных БТ, а также определены количественные статистические критерии для установления времени наступления смерти.

Ключевые слова: лазер, поляризация, биоткани, время наступления смерти.

THE METHOD OF POLARIZATION IMAGING AND STATISTICAL PROCESSING OF LASER IMAGES OF THE ARCHITECTONICS OF THE PARENCHYMATOUS TISSUES IN DIAGNOSING THE TIME OF THE ONSET OF DEATH

O. Ya. Vanchuliak

Abstract. The author has chosen objects for investigation combined by similar optical properties of their architectonics whose substance possesses the properties of optically uniaxial crystals in a review article on the basis of a number of papers, dealing with the elaboration of the principles of laser polarimetric diagnostics of degenerative-dystrophic and pathologic changes of biologic tissues. It has been shown that the architectonics of the parenchymatous biologic tissues is developed considerably less than in the skin, muscular and osseous tissues. The development of methods of polarization images of the parenchymatous biologic tissues, as well as the determination of quantitative statistical criteria of the images from the point of view of evaluating the time of the onset of death have been substantiated.

Key words: laser, polarization, biotissues, time of the onset of death.

Bukovinian State Medical University (Chernivtsi)

Clin. and experim. pathol. — 2005. — Vol. 4, № 2. — P. 105–110.

Надійшла до редакції 11.05.2005