

ПОЛЯРИЗАЦІЙНІ ОБРАЗИ  
ПОЗАКЛІТИННИХ МАТРИЦЬ ОСНОВНИХ  
ТИПІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ДЛЯ  
ЗАВДАНЬ СУДОВОЇ МЕДИЦИНИ

**Ключові слова:** біологічна тканина, морфогенетичний процес, судова медицина.

**Резюме.** Біологічна тканина, як об'єкт дослідження, розглядається у вигляді моношару з однотипними поляризаційними властивостями, які є сукупністю оптично одновісних двопронемезоломлювальних фібрил. Механізми взаємодії лазерного випромінювання з шаром біологічної тканини описують за допомогою матриці Мюллера. Лазерні поляриметричні характеристики біотканин повністю ще не вивчені, а методики досліджень знаходяться на стадії розробок. У сучасній судово-медичній та лікарській практиці існуючі методи діагностики не завжди дозволяють повноцінно та об'єктивно діагностувати ступінь розвитку патологічних змін, а виявлення таких можливе з використанням сучасних оптичних систем та лазерних технологій. У даній роботі на основі проведеного власного аналізу показана роль та можливості методу лазерної поляриметрії в завданнях судової медицини.

### Вступ

Тканина - це сукупність клітин і позаклітинних матриць, що виконують певні спеціалізовані функції. Позаклітинна матриця складається з волокон (типу колагену, білків і еластину) та основних речовин (наприклад, протеоглікан). Із точки зору діагностики змін оптичних властивостей БТ, можна виділити чотири основних групи тканин [1]: сполучна, епітеліальна, м'язова, нервова.

### Мета дослідження

Розкрити можливості використання методу лазерної поляриметрії в завданнях судової медицини.

### Матеріал і методи

Під час виконання даної роботи досліджено БТ від 30 осіб різної статі, віком від 25 до 90 років, які померли від хронічної ішемічної хвороби серця (24 випадки) та ішемічної хвороби серця, яка ускладнилася гострою коронарною недостатністю (6 випадків). При цьому для дослідження проводили забір таких БТ: м'язової, сполучної, нервової та тканин паренхіматозних органів. Забір проводився в приміщенні моргу Чернівецького обласного бюро судово-медичної експертизи з проміжками в 1 год при температурі повітря 18-21°C та вологості повітря 60-80%. Із вилучених БТ за допомогою заморожувального мікроскопа отримували нагивні гістологічні зрізи БТ. Як об'єктів дослідження використовувалися гістологічні зрізи сполучної тканини (дермальний шар шкіри людини), м'язової тканини міокарда, скелетного м'язу,

легеневої тканини, стінки товстої кишки, селезінки, нирки, мозку, та тканини печінки.

### Обговорення результатів дослідження

На основі інформації стосовно морфологічної структури біологічних тканин, пропонується наступна модель. Біологічна тканина зазвичай складається з 2 фаз ступенів розвитку: аморфної та оптично анізотропної. Оптично анізотропний компонент складається з двох рівнів організації - кристалічного й архітектонічного.

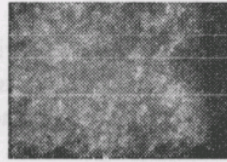
До кристалічного рівня можна віднести оптичнокоаксальні органічні фібрили, що формують колаген, еластин, міозинові та органічні волокна.

Архітектонічні ґратки таких біологічних тканин, як дермальний шар, м'язова тканини найбільш морфологічно типові.

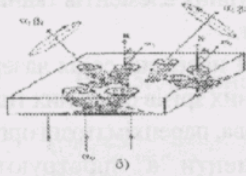
Архітектоніка дермального шару формується статистично орієнтованими групами колагенових фібрил (рис. 1). Діаметр фібрил змінюється від 0,5 до 2 мкм. Паралельні групи фібрил формують волокна діаметром від 5 до 30 мкм.

Колагенова група, середній діаметр якої змінюється від 100 до 200 мкм, вважається найвищою структурною одиницею оптично активного колагену (з показником двопронемеза-ломлення  $\Delta n \approx 10^{-3}$ ).

М'язова тканина - це просторово упорядкована система протсінових волокон, які складаються з оптично ізотропного актину й анізотропного міозину (рис. 2).



а)



б)

**Рис. 1.** Оптична модель дермального шару шкіри людини

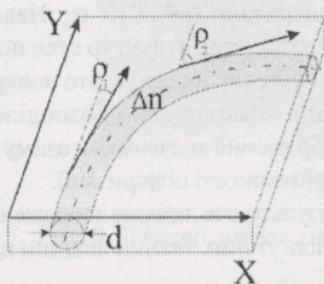
Механізми взаємодії лазерного випромінювання з шаром біологічної тканини описують за допомогою наступної матриці Мюллера [2 -10].

$$\{F\} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f_{22} & f_{23} & f_{24} \\ 0 & f_{32} & f_{33} & f_{34} \\ 0 & f_{42} & f_{43} & f_{44} \end{pmatrix} \quad (1)$$

де

$$\begin{aligned} f_{22} &= \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cdot \cos \delta; f_{23} = f_{32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ f_{24} &= -f_{42} = -\sin 2\rho \sin \delta; f_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ f_{34} &= -f_{43} = \cos 2\rho \sin \delta; f_{44} = \cos \delta. \end{aligned} \quad (2)$$

Тут  $\rho$  - орієнтація фібрили, яка визначає напрям оптичної осі;  $\delta$  - величина фазового зсуву, що вноситься між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі (рис. 3).

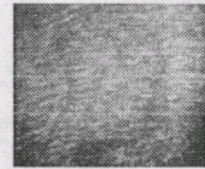


**Рис. 3.** Двопроменезаломлювальна фібрила з діаметром перерізу  $d$

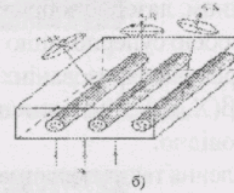
Поляризаційні параметри (азимут  $\alpha$  та еліптичність  $\beta$ ) визначаються за наступними алгоритмами:

$$\alpha = 0,5 \arctg \left[ \frac{\sin 4\rho \sin^2 0,5\delta}{\cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta} \right]; \quad (3)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin \left[ \frac{\lg 2\rho}{\sin \delta} \right]. \quad (4)$$



а)



б)

**Рис. 2.** Оптична модель м'язової тканини людини

На основі запропонованого моделювання можна теоретично обґрунтувати метод поляризаційної візуалізації зображення позаклітинної матриці біологічних тканин. Нехай на шар біологічної тканини падає лінійно поляризована лазерна хвиля, математичне рівняння якої має вигляд:

$$E_x = E_{0x} \cos \omega t; \quad (5)$$

$$E_y = E_{0y} \cos \omega t$$

$$\alpha_0 = \arctg \left( \frac{E_{0x}}{E_{0y}} \right) \quad (6)$$

де  $E_{0x}$ ,  $E_{0y}$  - ортогональні складові амплітуди лазерної хвилі,  $\omega$  - частота коливань,  $t$  - час,  $\alpha_0$  - азимут поляризації.

Інтенсивність такої хвилі визначається як

$$I_0 = E_{0x}^2 + E_{0y}^2 \quad (7)$$

Для оптично-анізотропних ділянок речовини біологічних тканин (колаген, еластин, міозин, саркомер, система іннервації і т. ін.) відбувається трансформація стану поляризації пучка з лінійного в еліптичний, який описується наступними співвідношеннями:

$$\begin{aligned} b &= b_0 \cos \omega t; \\ a &= a_0 \cos(\omega t + \delta), \end{aligned} \quad (8)$$

де  $a$ ,  $b$  - відповідно велика та мала півосі еліпсу поляризації;  $\delta$  - фазовий зсув між ортогональними складовими ( $a$ ,  $b$ ), який виникає внаслідок двопронезаломлення  $\Delta n$  речовини біологічної тканини. Співвідношення (8) визначають таку структуру еліпса поляризації:

$$\frac{X^2}{\cos^2 \alpha} - \frac{2XY}{\cos \alpha \sin \alpha} \cos \beta + \frac{Y^2}{\sin^2 \alpha} = \sin^2 \beta. \quad (9)$$

Тут  $\alpha$  - азимут поляризації,  $\beta$  - еліптичність поляризації об'єктного поля,  $X, Y$  - координати в площині зображення.

Повна інтенсивність  $I_k$  такої ділянки визначається співвідношенням:

$$I_k = a^2 + b^2 = I_0 \exp(-\tau_k l) \quad (10)$$

де  $\tau_k$  - коефіцієнт поглинання речовини оптично-анізотропних ділянок речовини біологічної тканини.

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

Для розділення таких поляризаційно однорідної ( $I_A(X, Y)$ ) та неоднорідної ( $I_k(X, Y)$ ) складових лазерного зображення використовують поляризатор, площина пропускання якого складає з віссю  $Ox$  кут  $\Theta$ .

Можна показати, що при проходженні лінійно поляризованої компоненти крізь поляризатор її інтенсивність змінюється за законом:

$$I_A^*(X, Y) = [E_A \cos(\alpha_0 - \Theta)]^2 = I_A(X, Y) \cos^2(\alpha_0 - \Theta) \quad (11)$$

$$I_k^*(X, Y) = I_k(X, Y) [\cos^2(\alpha_0 - \Theta) + \text{tg}^2 \beta \sin^2(\alpha_0 - \Theta)] \quad (12)$$

З аналізу останніх співвідношень (11), (12) випливає, що при обертанні площини пропускання поляризатора на кут  $\Theta = \alpha_0 + 90^\circ$  має місце наступна зміна інтенсивностей лазерного зображення біологічної тканини:

$$\begin{aligned} I_A^{**}(X, Y) &= 0; \\ I_k^{**}(X, Y) &= I_k(X, Y) (\sin^2 \alpha_0 + \text{tg}^2 \beta \cos^2 \alpha_0) \end{aligned} \quad (13)$$

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

#### Експериментальна схема досліджень

На рис. 4 показано оптичну схему поляризаційної візуалізації зображення позаклітинної матриці основних типів тканин людини.

Опромінювання проводилося колімованим пучком ( $\varnothing = 10^4$  мкм) He-Ne лазера ( $\lambda = 0.6328$  мкм) 1. За допомогою поляризаційного освітлювача (чвертьхвильова пластинка 3, 5 і поляризатор 4)

формувався різні стани поляризації освітлювального пучка.

Поляризаційні зображення біологічних тканин формувалися в площині світлочутливої площадки (800x600) CCD камери 10 за допомогою мікрооб'єктива 7, роздільна здатність якого була достатньою для проведення вимірів в діапазоні розмірів структурних елементів тканин людини 2 мкм - 2000 мкм.

На рис. 5 - 21 наведена серія лазерних зображень гістологічних зрізів основних типів (м'язова, сполучна, нервова, паренхіматозні органи) тканин людини. Фрагменти "а" ілюструють класичні мікроскопічні зображення, одержанні в співвісних площинах пропускання поляризатора 4 і аналізатора 9 (рис. 4). На фрагментах "б" приведені поляризаційно візуалізовані зображення оптично анізотропної позаклітинної матриці, що одержанні для ситуації перехрещених площин пропускання поляризатора і аналізатора.

Порівняльний аналіз мікроскопічних зображень підтвердив адекватність оптичного моделювання всіх типів тканин людини у вигляді двокомпонентної аморфно-кристалічної матриці. В усіх випадках спостерігається зображення оптично-анізотропної складової, що візуалізується в перехрещених площинах пропускання поляризатора і аналізатора.

Проаналізуємо одержані дані більш детально. Згідно із запропонованою оптичною моделлю аморфно-кристалічної будови основних типів тканин людини впливає, що їх лазерні зображення є поляризаційно-неоднорідними. Справді, в площині гістологічного зрізу аморфні ділянки речовини таких біологічних об'єктів товстої кишки формують координатно розподілені ділянки однакової лінійної поляризації  $\alpha(X, Y) = \alpha_0$ . Навпаки, для оптично анізотропних структур стан поляризації об'єктного поля еліптичний, тобто поляризаційно неоднорідний з імовірно розподіленими по площині зображення значеннями азимута  $\alpha(X, Y)$  та  $\beta(X, Y)$  еліптичності поляризації.

Отже, результуюче лазерне зображення основних типів біологічних тканин людини це - сукуп-

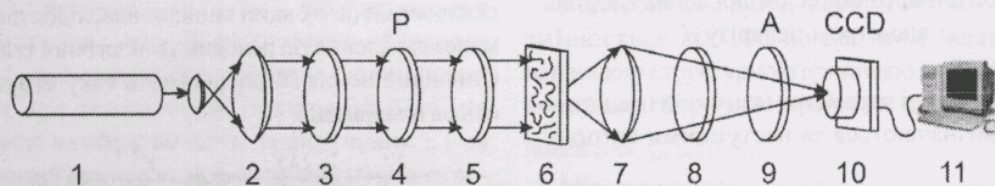
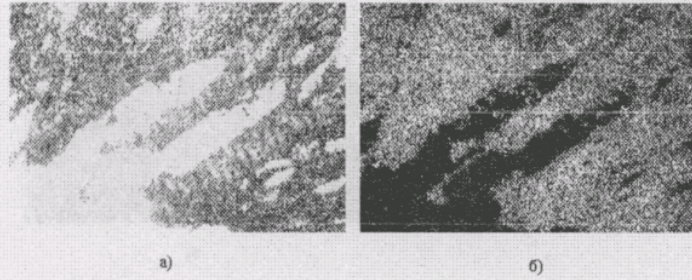
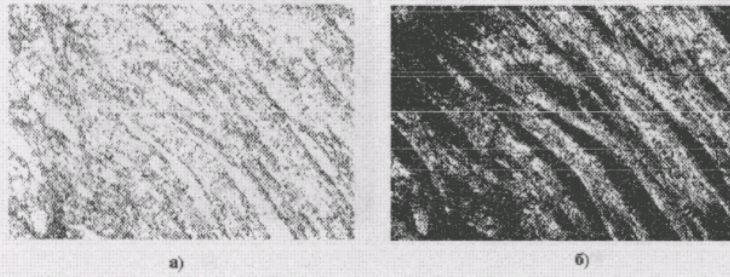


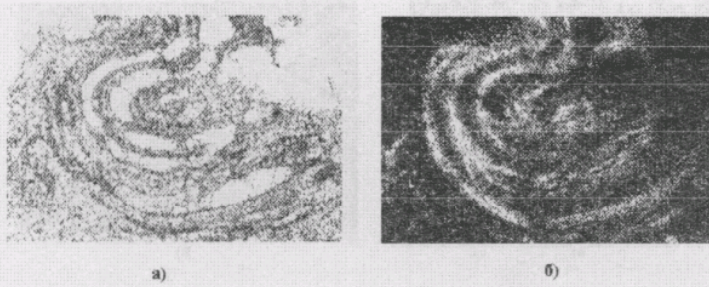
Рис. 4. Оптична схема поляриметра, де 1 - He-Ne лазер; 2 - коліматор; 3, 5, 8 - чвертьхвильові пластівки; 4, 9 - поляризатор та аналізатор відповідно; 6 - об'єкт дослідження; 7 - мікрооб'єктив; 10 - CCD камера; 11 - персональний комп'ютер.



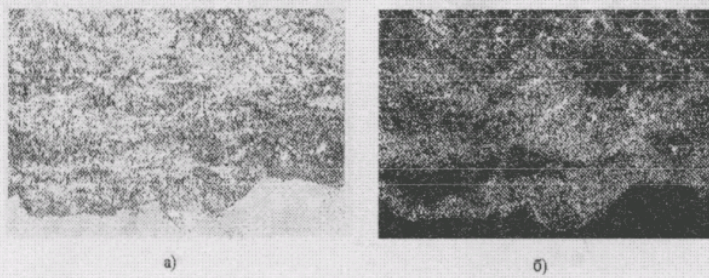
**Рис. 5.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини міокарда



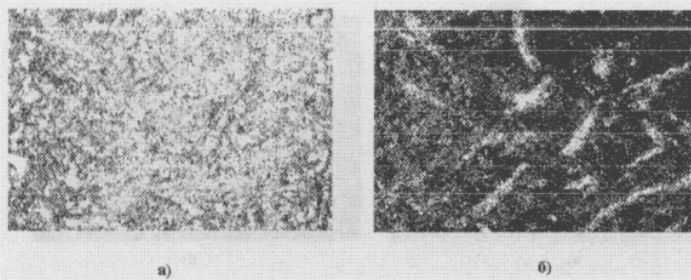
**Рис. 6.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини скелетного м'яза



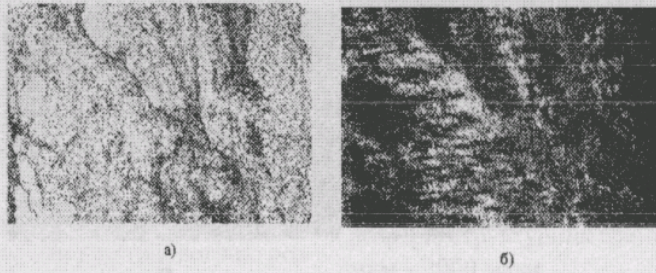
**Рис. 7.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини скелетного м'яза



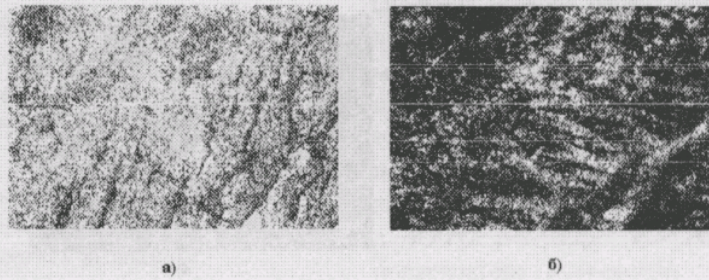
**Рис. 8.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини дермального шару



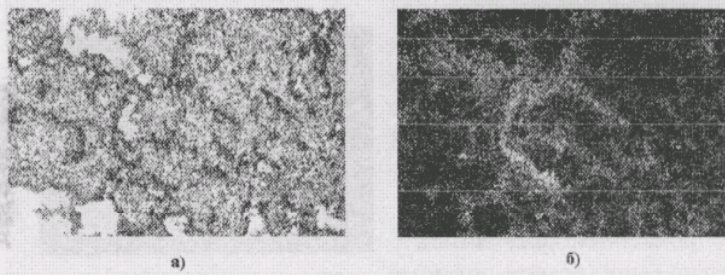
**Рис. 9.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини дермального шару



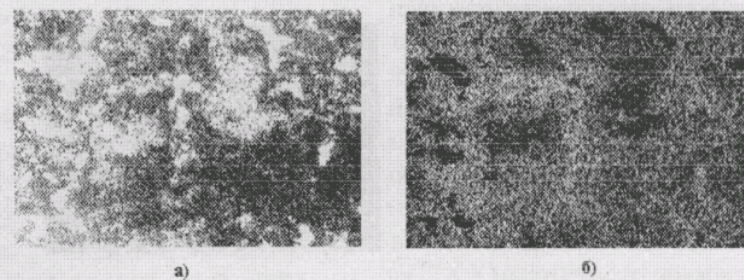
**Рис. 10.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини стінки товстої кишки



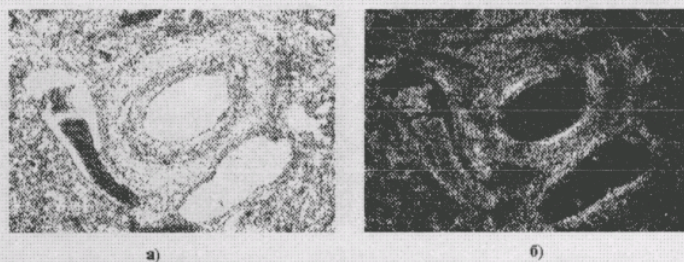
**Рис. 11.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини стінки товстої кишки



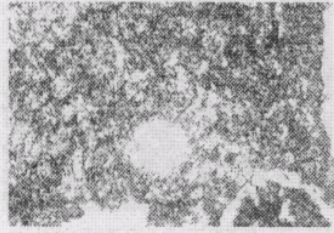
**Рис. 12.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини селезінки



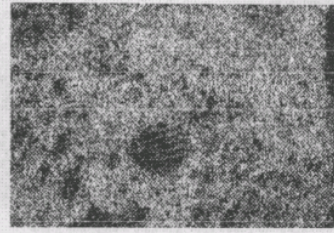
**Рис. 13.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини селезінки



**Рис. 14.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини нирки

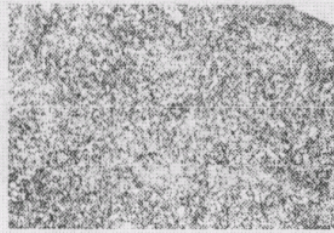


а)

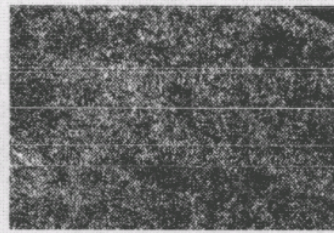


б)

**Рис. 15.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини нирки

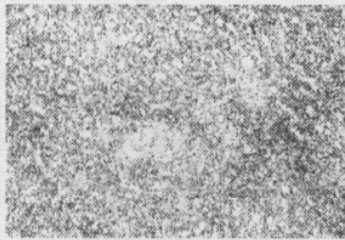


а)

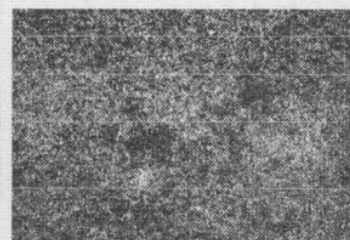


б)

**Рис. 16.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини печінки

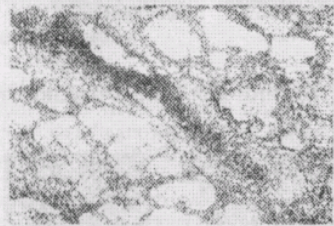


а)

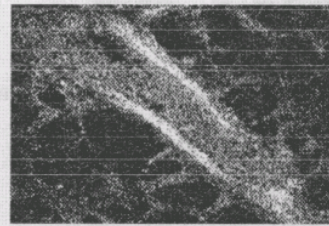


б)

**Рис. 17.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини печінки

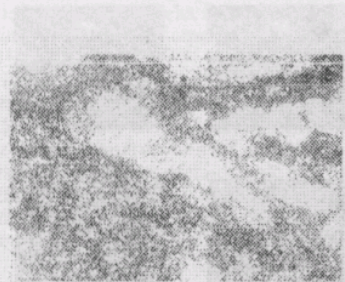


а)

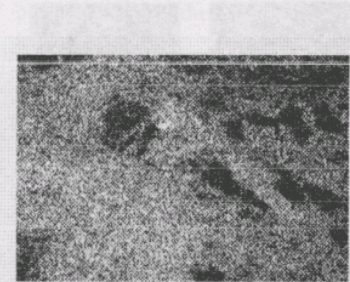


б)

**Рис. 18.** Лазерні зображення гістологічного зрізу легеневої тканини

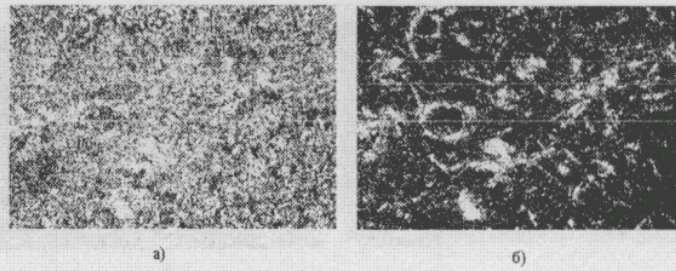


а)

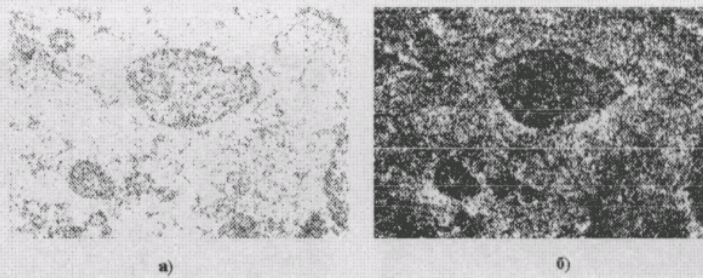


б)

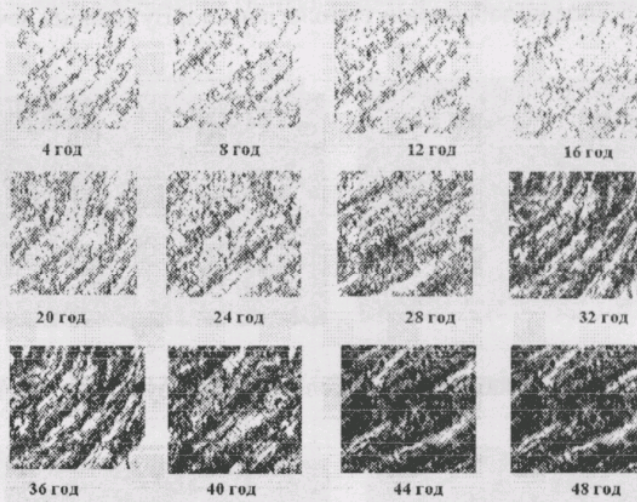
**Рис. 19.** Лазерні зображення гістологічного зрізу легеневої тканини



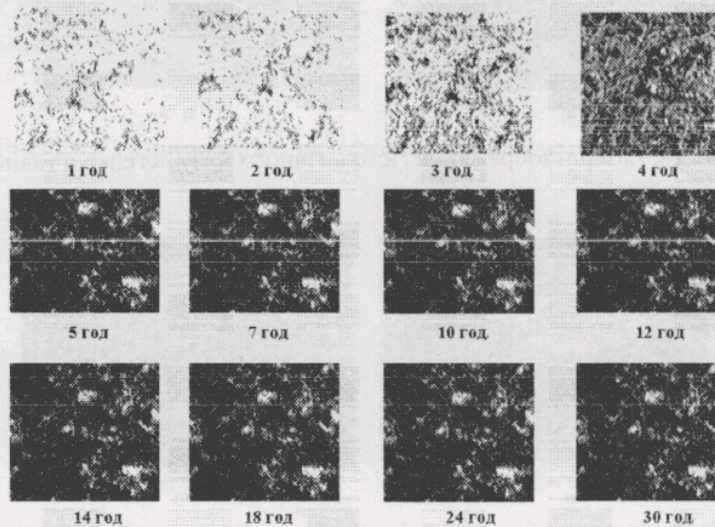
**Рис. 20.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини мозку



**Рис. 21.** Лазерні зображення гістологічного зрізу тканини мозку



**Рис. 22.** Поляризаційні зображення м'язової тканини для різних часових проміжків ДНС



**Рис. 23.** Поляризаційні зображення гістологічних зрізів мозку для різних часових проміжків ДНС

ність топологічно розподілених лінійно та еліптично поляризованих ділянок. Тому шляхом обертання осі пропускання поляризатора-аналізатора можна візуалізувати зображення сукупності оптично анізотропних компонентів таких тканин. Справді, при обертанні осі пропускання аналізатора на кут  $\theta = \frac{\pi}{2} + \alpha_0$ , згідно закону Малюса, інтенсивність усіх лінійнополяризованих ділянок у зображенні БТ прямує до нуля. При цьому еліптично поляризовані зони лазерного зображення візуалізуються.

На рис. 22 і 23 наведено серії поляризаційно візуалізованих посмертних зображень різних БТ тканин трупа, зареєстрованих у різні часові проміжки після настання смерті.

На рис. 22 і 23 наведено серії поляризаційно візуалізованих посмертних зображень різних БТ тканин трупа, зареєстрованих у різні часові проміжки після настання смерті.

### Висновки

Застосування методів поляризаційної фільтрації лазерних зображень основних типів тканин людини відкриває прямі можливості безпосереднього вивчення структури їх позаклітинних матриць шляхом використання статистичного, кореляційного, матричного, фрактального та ін. підходів. Одержана при цьому інформація може бути використана для об'єктивної оцінки процесів часової динаміки структурних змін тканин людини, що актуально у встановленні давності настання смерті (ДНС).

### Перспективи подальших досліджень

Буде продовжено вивчення виявленого ефекту змін оптичних властивостей та їх часова динаміка, з метою використання в якості об'єктивного критерію встановлення ДНС.

**Література.** 1. *Angelsky O.V., Tomka Yu.Ya., Ushenko A.G. et al.* Investigation of 2D Mueller matrix structure of biological tissues for pre-clinical diagnostics of their pathological states // *J. Phys. D: Appl. Phys.* - 2005. - Vol.38. - P.4227-4235. 2. *Angelsky O.V., Tomka Yu.Y., Ushenko A.G., Ushenko Yu.G. et al.* A. 2-D tomography of biotissue images in pre-clinic diagnostics of their pre-cancer states // *Proc. SPIE.* - 2005. - Vol. 5972. - P.158-162. 3. *Angelsky O.V., Tomka Yu.Y., Ushenko A.G. et al.* Fractal structure of biotissue polarization properties // *Proc. SPIE.* - 2005. - Vol.5972. - P.163-168. 4. *Angelsky O.V., Ushenko A.G., Burcovets D.N., Ushenko Yu.A.* Polarization visualization and selection of biotissue image two-layer scattering medium // *J. Biomed. Opt.* - 2005. - Vol.10, No.1. - P.014010. 5. *Angelsky O.V., Ushenko A.G., Ushenko Yu.A. et al.* Polarization-correlation mapping of biological tissue coherent images // *J. Biomed. Opt.* - 2005. - Vol.10, No.6. - P.064025. 6. *Angelsky O.V., Ushenko A.G., and Ushenko Yu.A.* Polarization reconstruction of orientation structure of biological tissues birefringent architectonic nets by using their Mueller-matrix speckle-images // *J. of Holography and Speckle.* - 2005. - Vol.2. - P.72-79. 7. *Covin S.C.* How is a tissue built? // *J. Biomed. Eng.* - 2000. - V.122. - P.553-568.

8. *Yuriy A. Ushenko.* Polarization phase mapping of biological tissues: II. Skin as a transformer of vector structure of coherent radiation // *Proc. SPIE.* - 2004. - Vol. 5477. - P.506-512. 9. *Ushenko Yu.A.* Polarized cartography of biofractals // *Elektronika.* - 2004. - № 9. - P.313-315. 10. *Ushenko Yu.A.* Statistical structure of polarization-inhomogeneous images of biotissues with different morphological structures // *Ukrainian Journal of Physical Optics.* - Vol.6, No. 2. - P.63-70.

### ПОЛЯРИЗАЦИОННЫЕ ОБРАЗЫ ВНЕКЛЕТОЧНЫХ МАТРИЦ ОСНОВНЫХ ТИПОВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ДЛЯ ЗАДАНИЙ СУДЕБНОЙ МЕДИЦИНЫ

*В.Т. Бачинский*

**Резюме.** Биологическая ткань как объект исследования рассматривается в виде монослоя с одногипсными поляризационными свойствами которые есть совокупностью оптически одноосных дволучепреломляющих фибрилл. Механизмы взаимодействия лазерного излучения с шаром биологической ткани описывается с помощью матрицы Миуллера. Лазерные поляриметрические характеристики биотканей полностью еще не изучены, а методики исследований находятся на стадии разработок. Исходя из того, что в современной судебно-медицинской и врачебной практике существующие методы диагностики не всегда позволяют полностью и объективно диагностировать степень развития патологических изменений, определить которые разрешило бы использование современных оптических систем с использованием лазерных технологий. В данной работе на основании проведенного собственного анализа показана роль и возможности метода лазерной поляриметрии в заданиях судебной медицины.

**Ключевые слова:** биологическая ткань, морфогенетический процесс, судебная медицина.

### POLARIZATION IMAGES OF EXTRACELLULAR MATRIXES OF THE BASIC TYPES OF BIOLOGICAL TISSUES FOR TASKS OF FORENSIC MEDICINE

*V.T. Bachinsky*

**Abstract.** A biological tissue, as an object of investigation, is viewed in the form of a monolayer with uniform polarization properties that represent a complex of optically uniaxial double refracting fibrils. The mechanisms of interaction of laser radiation are described by means of Mueller's matrix. Laser polarimetric characteristics of biotissues haven't been studied completely yet, where's investigation techniques are at the stage of exploratory development. Proceeding from the fact that the existing diagnostic methods modern forensic - medical and treatment practice do not always allow to diagnose completely and objectively the degree of the development of development of pathological changes whose detection would be made possible, by applying modern optic systems, employing laser technologies. The role and potentialities of the method of laser polarimetry in tasks of forensic medicine is demonstrated in the present paper on the basis of an analysis carried out by the authors.

**Key words:** tissue biological, process morphogenesis, medico legal.

**Bukovinian State Medical University (Chernivtsi)**

*Clin. and experim. pathol.* - 2008. - Vol.7, №1. - P.6-13.

Надійшла до редакції 18.02.2008

Рецензент - проф. М.В. Шаплавський