

МОЖЛИВОСТІ ЛАЗЕРНОЇ  
СПЕКТРАЛЬНОЇ ФАЗОВОЇ ДІАГНОСТИКИ  
СТРУКТУРИ ГЕМАТОМ ЛЮДИНИ ДЛЯ  
ВИЗНАЧЕННЯ ДАВНОСТІ ЇХ УТВОРЕННЯ

**Ключові слова:** гематома, лазер,  
судова медицина.

**Резюме.** Запропоновано розширення можливостей лазерної спектральної фазової діагностики оптико-геометричної будови біологічних кристалів гематом людини з метою судово-медичної експертизи, на основі розробки нових методів фазового картографування двоприменезаломлюючих матриць в розробці нових методик визначення давності їх утворення.

### Вступ

Встановлення часу виникнення посттравматичних гематом людини різної їх локалізації залишається не вивченим питанням судової медицини та практики. Загально використовувані методики не дозволяють достовірно визначати час виникнення гематом та є застарілими. У зв'язку з цим виникла необхідність у розробці нових методик дослідження гематом, які б дозволили досконаліше вивчити динаміку змін структури гематом у післятравматичному періоді.

### Мета дослідження

Вивчити можливості лазерної спектральної фазової діагностики структури гематом людини для визначення давності їх утворення та використання даних результатів у судово-медичній практиці.

### Матеріал і методи

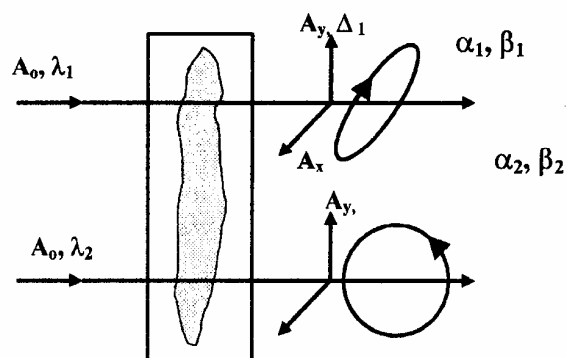
Досліджували особливості формування поляризаційної структури лазерного випромінювання, перетвореного оптико-анізотропною складовою гематоми, в різних спектральних діапазонах (рис. 1).

Вивчали в порівняльному аспекті процес формування фазових зсувів у спектральних зображеннях гематом людини. З цією метою користувались відомою і добре експериментально апробованою моделлю механізмів двоприменезаломлення речовини тканини як сукупності оптично одноосних протеїнових кристалів [1 - 7], згідно якої

$$\begin{cases} \Delta_1(\lambda_1) = 2\pi/\lambda_1 \Lambda nl; \\ \Delta_2(\lambda_2) = 2\pi/\lambda_2 \Lambda nl, \end{cases} \quad (1)$$

де  $\Lambda$  - показник двоприменезаломлення речовини біологічного об'єкту.

Для безпосереднього експериментального визначення координатного розподілу фаз  $\Delta(x,y)$  у зображенні гістологічних зрізів біологічних тканин



**Рис. 1.** До аналізу формування поляризаційної структури спектральних лазерних зображень гематом людини.  $\Delta_1, \Delta_2$  - фазові зсуви між ортогональними компонентами ( $A_x, A_y$ ) поляризації лазерних хвиль із довжинами  $\lambda_1, \lambda_2$ ;  $\alpha_1, \alpha_2$  і  $\beta_1, \beta_2$  - значення азимутів і еліптичностей поляризації в точках спектральних зображень

група людини запропоновано [4] розмістити її зразок між двох перехрещених фазових фільтрів - чвертьхвильових пластинок і поляризаторів, площини пропускання яких складають кути з осями найбільшої швидкості  $+45^\circ$  і  $-45^\circ$ . У даній ситуації значення інтенсивності  $I_\varphi$  в точці "фазового" зображення гістологічного зрізу біологічної тканини із координатами  $(x,y)$  має вигляд

$$I_\varphi(x,y) = E(x,y)E^*(x,y) = I_0 \sin^2 \left[ \frac{\Delta(X,Y)}{2} \right] \quad (2)$$

Таким чином, вираз (2) дозволяє в "чистому" вигляді одержати експериментальні дані про координатні розподіли фазових зсувів, які виникають між ортогональними складовими комплексної амплітуди лазерної хвилі, що розповсюджується крізь сукупність двоприменезаломлюючих структур гематоми людини.

В якості об'єктів експериментального дослідження була обрана наступна група зразків - зрізи субдуральних гематом труп людини, отримані з

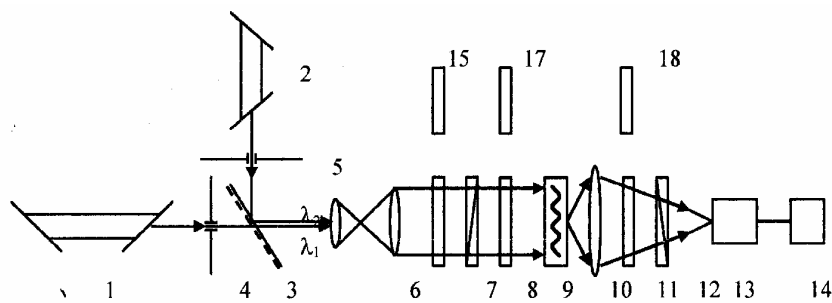


Рис. 2. Оптична схема експерименту

використанням заморожуючого мікротому. Геометрична товщина зрізів складала  $100\mu\text{m}$ .

На рис. 2 наведена схема двохвильового ( $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$ ) вимірювання двовимірних розподілів інтенсивності лазерних зображень гістологічних зрізів гематом труп людини.

Освітлення зразків гематом людини 10, проводилося паралельними пучками He-Ne лазера 1 ( $\lambda_1=0.633\mu\text{m}$ ,  $W=10,0$  мВт) і He - Cd лазера 2 ( $\lambda_2=0.414\mu\text{m}$ ,  $W=10,0$  мВт). Пучки лазерів 1 і 2 послідовно спрямовувалися на світлоподільник 3, який задавав орієнтацію розповсюдження в напрямку коліматора 6, що формував паралельний пучок променів ( $\varnothing=10^2\mu\text{m}$ ). Черговість освітлення визначалась шляхом перекриття оптичної траси механічними діафрагмами 4 і 5.

Поляризаційний освітлювач для кожної довжини хвилі складався з пластинок  $\lambda_1/4$  (7; 15),  $\lambda_2/4$  (9; 17) і поляризатора 8 і формував лінійно поляризовані лазерні пучки.

Поляризаційні зображення зразків гематом людини за допомогою мікрооб'єктиву 11 проектувалися в площину світлочутливої площини (800x600 пікселів) CCD-камери 14.

В якості об'єктів дослідження використовувалися зразки гематом наступних типів:

- Гематоми А - 1 доба після отримання травми (10 випадків).

- Гематоми Б - 30 діб після отримання травми (4 випадки).

На рис. 3, рис. 4 приведені координатні розподіли фаз  $\Delta(x,y)$ , що одержувалися для  $\lambda_1=0.633\mu\text{m}$  (Рис. 3а, Рис. 4а) і  $\lambda_2=0.414\mu\text{m}$  (Рис. 3б, Рис. 4б) лазерних зображень гематом обох типів.

### Обговорення результатів дослідження

З одержаних даних випливає, що

- Оптично анізотропні структури (формені елементи крові, фібрили фібрину) формують координатно неоднорідні розподіли фазових зсувів (Рис. 3 і Рис. 4) в площині зразків всіх типів гематом людини.

- Зменшення довжини хвилі лазерного пучка, що зондує гематому, призводить до формування більших значень фазових зсувів (фрагменти "б", Рис. 3 і Рис. 4).

- Збільшення кровонасичення гематом супроводжується загальним ростом значень фазових зсувів для всіх ділянок спектру (Рис. 3 і Рис. 4).

Для об'єктивної оцінки спектральних координатних розподілів фаз  $\Delta(x,y)$  обчислювалися статистичні моменти  $K^{(i)}$

$$K^{(1)} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N |(\Delta)_j|; K^{(2)} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\Delta)_j^2};$$

$$K^{(3)} = \frac{1}{(R^{(2)})^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\Delta)_j^3; K^{(4)} = \frac{1}{(R^{(2)})^2} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\Delta)_j^4, \quad (3)$$

де  $N$  - кількість елементів аналізу, що на експерименті визначається масивом ( $m \times n$ ) світлочутливих пікселів цифрової камери.

В таблиці приведені значення сукупності статистичних моментів  $K^{(i)}$  координатних розподілів  $\Delta(x,y)$  в різних спектральних ділянках лазерного випромінювання.

### Висновки

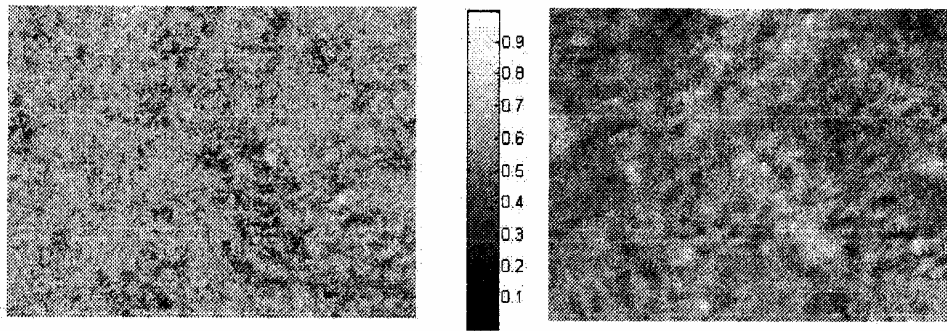
1. Отже "чутливими" до змін фазової структури лазерних зображень зразків гематом людини різних типів виявилися всі статистичні моменти  $K^{(i)}$ .

2. В залежності від типу гематоми відмінності між значеннями середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу координатних розподілів фаз  $\Delta(x,y)$  лежать в межах від 1,5 до 3-х раз.

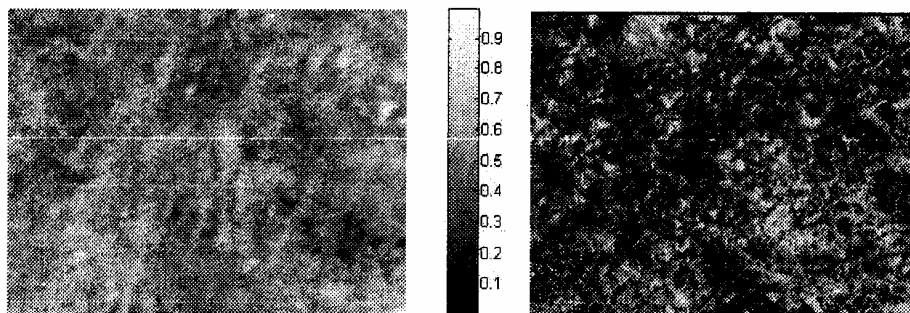
3. Зменшення довжини хвилі лазерного випромінювання формує більші (до 50%) відмінності між статистичними параметрами фазових зображень гематом людини.

### Перспективи подальших досліджень

Застосування методів лазерної спектральної фазової діагностики гематом людини розширює уявлення про динаміку зміни оптичних властивостей останніх залежно від терміну їх виникнення,



а) б)  
Рис. 3. Фазові мапи гематоми людини А типу



а) б)  
Рис. 4. Фазові мапи гематоми людини Б типу

Таблиця

Спектральні фазові моменти гематом людини

$K^{(i)}$	Гематома А		Гематома Б	
	$\lambda_1$	$\lambda_2$	$\lambda_1$	$\lambda_2$
$K^{(1)}$	$0,09 \pm 5\%$	$0,12 \pm 8\%$	$0,15 \pm 11\%$	$0,25 \pm 7\%$
$K^{(2)}$	$0,23 \pm 9\%$	$0,13 \pm 7\%$	$0,16 \pm 7\%$	$0,08 \pm 5\%$
$K^{(3)}$	$2,6 \pm 8\%$	$3,4 \pm 5\%$	$1,9 \pm 7\%$	$4,6 \pm 8\%$
$K^{(4)}$	$7,1 \pm 7\%$	$12,3 \pm 9\%$	$4,4 \pm 13\%$	$8,6 \pm 11\%$

що дозволить під час подальших досліджень збільшити об'єктивність та вірогідність отримуваних результатів.

**Література.** 1. Тучин В.В. Лазеры и волоконная техника в биомедицинских исследованиях. - Саратов: Изд-во Саратовского университета, 1998. - 384с. 2. Bronk B.V., van de Merwe W.P., Stanley M. In vivo measure of average bacterial cell size from a polarized light scattering function // Cytometry. - 1992. - V.13. - P.155-162. 3. Schmitt J.M., Gandjibakhche A.H., Bonnar R.F. Use of polarized light to discriminate short-photons in a multiply scattering medium // Appl. Opt. - 1992. - Vol. 31. - P.6535-6546. 4. Selected papers on tissue optics: applications in medical diagnostics and therapy / Ed. V.V. Tuchin, Bellingham, SPIE, V. MS102, 1994. 5. Tuchin V.V. Lasers light scattering in biomedical diagnostics and therapy // J. Laser Appl. - 1993. - Vol. 5. - P.43-60. 6. Tuchin V.V., Maksimova I.L., Zimnyakov D.A., et al. Light propagation in tissues with controlled optical properties // Photon propagation in tissues II / Eds D.A. Benaron, B. Chance, G. Muller. Bellingham, SPIE. - 1996. - Vol.2925. - P.118-142. 7. Ushenko A.G. Polarization structure of scattering laser fields // Optical Engineering. - 1995. - Vol.34, №4. - P.1088-1093.

ВОЗМОЖНОСТИ ЛАЗЕРНОЙ СПЕКТРАЛЬНОЙ  
ФАЗОВОЙ ДИАГНОСТИКИ СТРУКТУРЫ  
ГЕМАТОМ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ  
ДАВНОСТИ ИХ ОБРАЗОВАНИЯ

В.Т. Бачинский

**Резюме.** Автором предложено расширение возможностей лазерной спектральной фазовой диагностики оптического строения биологических кристаллов гематом человека путем разработки новых методов фазового картографирования дволучепреломляемых матриц в разработке новых методик определения давности их образования.

**Ключевые слова:** гематома, лазер, судебная медицина.

POTENTIALITIES OF LASER SPECTRAL PHASE  
DIAGNOSTICS OF THE STRUCTURE OF HUMAN  
HEMATOMAS IN ORDER TO EVALUATE THE  
PRESCRIPTION OF THEIR FORMATION

V.T. Bachinsky

**Abstract.** The author proposes an expansion of the potentialities of laser spectral phase diagnostics of the opticogeome-

trical structure of the biological crystals of human hematomas on the basis of developing new methods of phasic chart-making of birefringence matrices in order to determine the prescription of their formation.

**Key words:** hematoma, laser, forensic medicine.

**Bukovinian State Medical University (Chernivtsi)**

*Clin. and experim. pathol.* - 2008. - Vol. 7, №2. - P. 7-10.

*Надійшла до редакції 18.03.2008*

Рецензент - доц. В.І. Федів