

УДК 616-003.215.008.4-07

В.Т.Бачинський

## МОДЕЛЮВАННЯ ОПТИЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ГЕМАТОМ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ДАВНОСТІ ЇХ ВИНИКНЕННЯ

Кафедра патологічної анатомії та судової медицини (зав. – проф. І.С.Давиденко)  
Буковинського державного медичного університету, м. Чернівці

**Резюме.** Діагностика давності виникнення тілесних ушкоджень – одне із невирішених питань судової медицини та практики. Характеристики патологічних змін при отриманні тілесних ушкоджень шкіри та м'яких тканин тіла людини ретельно вивчені та широко висвітлені в наукових роботах, але залишаються нез'ясованими питання діагностики давності виникнення ушкоджень внутрі-

шніх органів та часу утворення гематом. Використання лазерної поляриметрії, з метою діагностики та моніторингу змін оптичних властивостей гематом, дозволяє визначити час їх виникнення.

**Ключові слова:** гематома, лазерна поляриметрія, судова медицина.

**Вступ.** Встановлення давності утворення гематом на даному етапі розвитку судово-медичної практики значно утруднене через низьку ефективність методик дослідження, залежність їх виникнення від багатьох зовнішніх та внутрішніх чинників. Використання методів лазерної поляриметрії значно розширює можливості діагностики давності утворення гематом.

**Мета дослідження.** Дана робота спрямована на аналіз і побудову моделі оптичних властивостей гематом людини для використання даних результатів у судово-медичній практиці при встановленні часу їх виникнення.

**Матеріал і методи.** В основу аналітичного підходу до аналізу поляризаційно неоднорідних зображень гематоми покладені основні модельні положення методу лазерної поляриметрії [1, 4-7], згідно з якими вона розглядається як сукупність моношарів, що містять оптично анізотропні волокна фібрину та формені елементи крові (рис. 1).

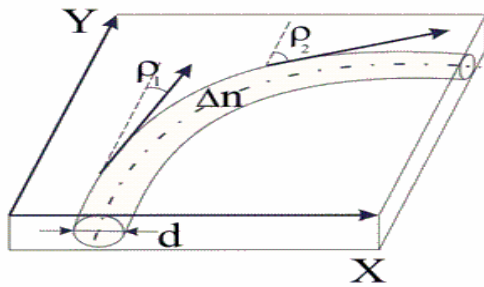


Рис. 1. Оптична модель двоприменезаломлюваної структури моношару гематоми.  $\rho_1, \rho_2$  – дотичні до напрямів укладання волокон фібрину з геометричним перерізом  $d$  і показником двоприменезаломлення  $\Delta n$  у площині XY.

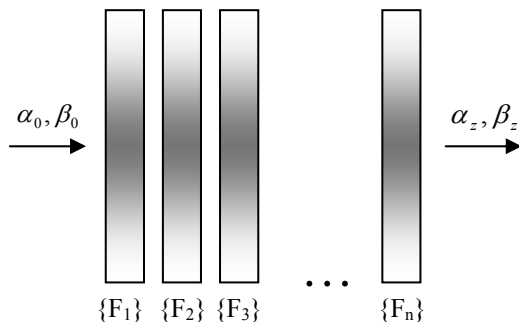


Рис. 2. Багатшарова оптична модель гематоми

Механізми взаємодії лазерного випромінювання з таким шаром БТ описують наступною матрицею [8]:

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

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

Тут  $\rho$  – орієнтація фібрили, яка визначає напрям оптичної осі;  $\delta = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n d$  – величина фазового зсуву, що вноситься між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі з довжиною  $\lambda$ .

Поляризаційні параметри (азимут  $\alpha$  та еліптичність  $\beta$ ) у кожній точці граничного об'єктного поля визначаються за наступними алгоритмами [3]:

$$\alpha = 0,5 \arctg \left( \frac{f_{32} S_2^0 + f_{33} S_3^0 + f_{34} S_4^0}{f_{22} S_2^0 + f_{23} S_3^0 + f_{24} S_4^0} \right); \quad (3)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin \left( f_{42} S_2^0 + f_{43} S_3^0 + f_{44} S_4^0 \right) \quad (4)$$

де

$$S_{i=2,3,4}^0 = \begin{cases} \cos 2\alpha_0 \cos 2\beta_0; \\ \sin 2\alpha_0 \cos 2\beta_0; \\ \sin 2\beta_0. \end{cases} \quad (5)$$

Тут  $S_{i=2,3,4}^0$  – параметри вектора Стокса пучка, що опромінює БТ,  $\alpha_0, \beta_0$  – його азимут і еліптичність поляризації.

Інтенсивність кожної точки такого зображення визначиться виразом [2]:

$$I = I_0 [\cos^2(\alpha \pm \Theta) + \tg^2 \beta \sin^2(\alpha \pm \Theta)], \quad (6)$$

де  $\Theta$  – кут орієнтації осі пропускання поляризатора-аналізатора, крізь який спостерігається БТ.

Реальну гематому представимо (рис. 2) у вигляді сукупності послідовно розташованих  $N$  – двоприменезаломлюючих моношарів, поляризаційні властивості кожного з яких характеризуються матрицею  $\{F\}_{i=1,N}$  вигляду (2).

У такій ситуації матриця Мюллера гематоми може бути визначена у вигляді добутку відповідних парціальних матриць  $\{F\}_{i=1-N}$

$$\{Z\} = \{F\}_N \{F\}_{N-1} \dots \{F\}_2 \{F\}_1 \quad (7)$$

Значення азимуту  $\alpha_{\{Z\}}$ , еліптичності  $\beta_{\{Z\}}$  та інтенсивності  $I_{\{Z\}}$  в кожній точці зображення такої визначається співвідношеннями, аналогічними (2) – (6):

$$\begin{cases} \alpha_{\{Z\}} = Q(z_{ik}, S_i^0) = Q(\rho, \delta, \alpha_0, \beta_0); \\ \beta_{\{Z\}} = G(z_{ik}, S_i^0) = G(\rho, \delta, \alpha_0, \beta_0); \\ I_{\{Z\}} = R(\alpha_{\{Z\}}, \beta_{\{Z\}}) \end{cases} \quad (8)$$

**Результати дослідження та їх обговорення.**

Оптична схема дослідження поляризаційних зображень зразків гематом людини представлена на рис. 3.

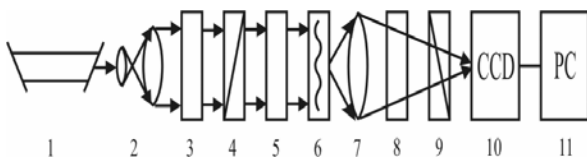


Рис. 3. Оптична схема досліджень поляризаційних зображень гістологічних зрізів гематом людини: 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильові пластинки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор; 6 – гістологічний зріз біотканини; 7 – об’єктив; 10 – цифрова камера; 11 – комп’ютер.

Освітлення проводилося паралельним ( $E = 10^4$  мкм) пучком He-Ne лазера ( $l = 0.6328$  мкм,  $W = 5.0$  мВт). Поляризаційний освітлювач складається з чвертьхвильових пластинок 3, 5, 8 і поляризатора 4, що забезпечує формування лазерного пучка з до-

вільним азимутом  $0^0 \leq \alpha_0 \leq 180^0$  або еліптичністю  $0^0 \leq \beta_0 \leq 90^0$  поляризації.

Поляризаційні зображення гістологічних зрізів гематом товщиною 20 мкм за допомогою мікрооб’єктива 7 проєктувалися в площину світлочувливої площадки (800x600 пікселів) CCD-камери 10.

Для оцінки діагностичних можливостей лазерної поляриметрії для встановлення часу формування гематоми досліджувалися гістологічні зрізи, одержані:

- через 1 годину після нанесення травми – група А (21 зразок)
- через 24 години – група Б (22 зразки).

На рис. 4 представлені поляризаційні зображення оптично тонких гістологічних зрізів гематом А і Б, одержані для перехрещених площин пропускання поляризатора 4 і аналізатора 9 (рис. 3).

З одержаних даних впливає адекватність запропонованого моделювання оптичних властивостей гематом людини, згідно з яким наявність оптично анізотропних структур повинна візуалізуватися (співвідношення (6)) у перехрещених площинах пропускання поляризатора і аналізатора (фрагменти а, б). Кількісно це ілюструють гістограми розподілів інтенсивності (фрагменти в, г) поляризаційних зображень гематом А і Б.

Порівняльний аналіз статистичних розподілів інтенсивності поляризаційних зображень гематом А і Б виявляє відмінності між ними. Зображення гематоми Б характеризується більшим рівнем “просвітлення”, що пов’язано з процесами полімеризації фібрил фібрину, а відповідно більшим рівнем оптичної анізотропії.

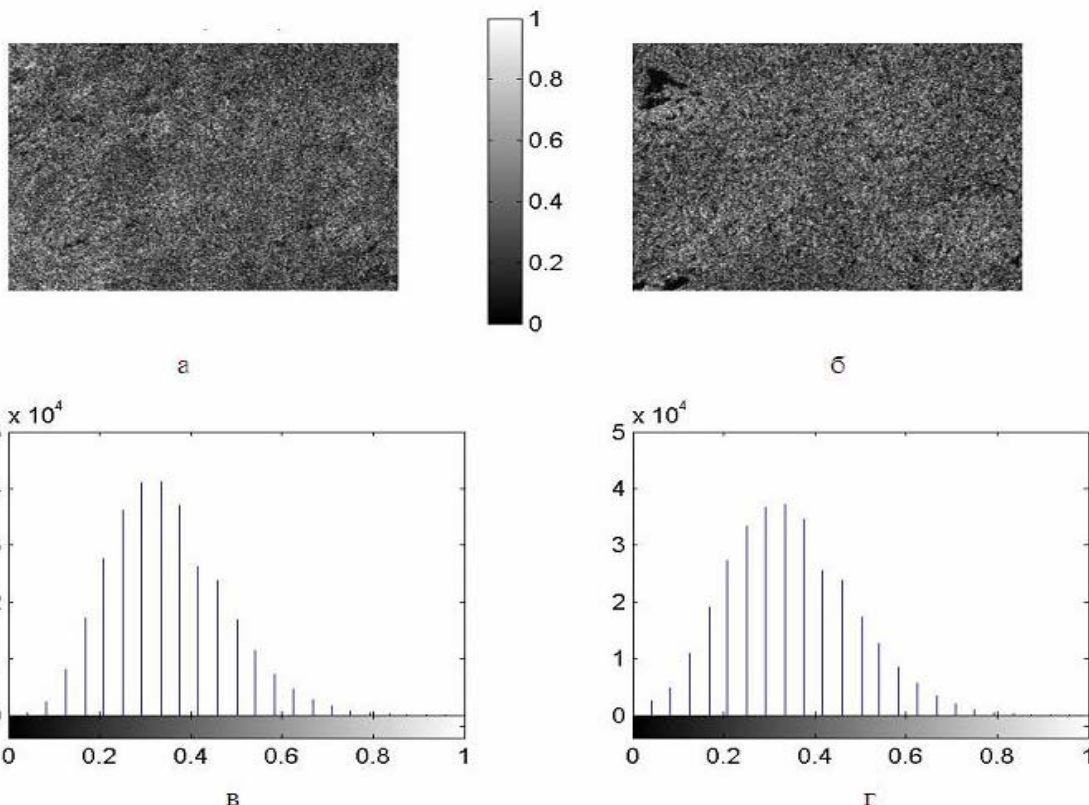


Рис. 4. Поляризаційні зображення гематом людини (а) і (б) та гістограми розподілу їх інтенсивності (в) і (г)

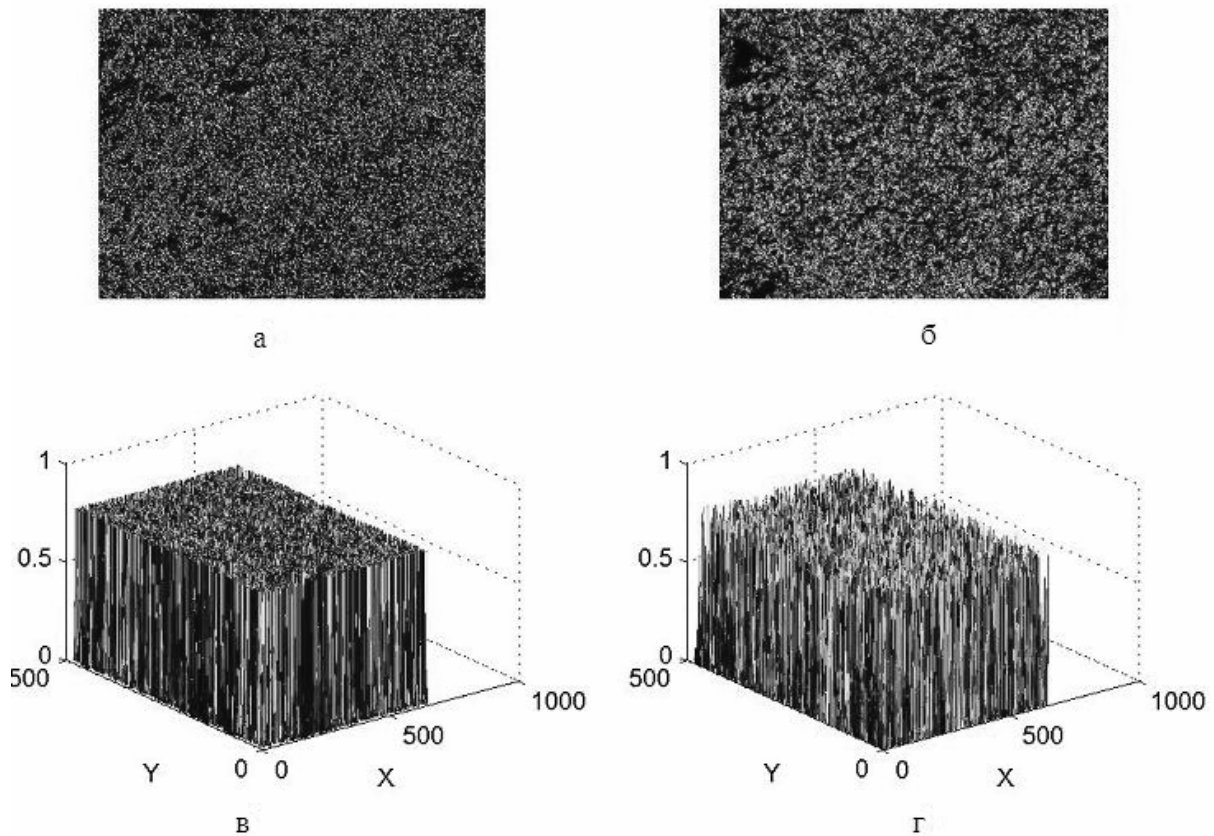


Рис. 5. Двовимірні та тривимірні поляризаційні розподіли еліптичностей лазерних зображень гематом (а, в) і (б, г)

Значно більші відмінності спостерігаються між координатними розподілами еліптичності поляризації зображень гематом А і Б, що наведені на рис. 5.

#### Висновок

З одержаних даних випливає, що лазерна поляриметрія гематом людини різної локалізації та походження є ефективною для розв'язання діагностичних завдань судової медицини, пов'язаних із визначення часу їх виникнення.

**Перспективи подальших досліджень.** Використання методів лазерної поляриметрії гематом людини розширює уявлення про динаміку зміни оптичних властивостей останніх залежно від місця локалізації, що дозволяє збільшити об'єктивність, вірогідність отримуваних результатів та розширити часові межі давності виникнення.

#### Література

1. Тучин В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния // *Успехи физ. наук.* – 1997. – Т. 167. – С. 517-539.
2. Angelsky O.V., Tomka Yu.Y., Ushenko A.G. et al. 2-D tomography of biotissue images in pre-clinic diagnostic of their pre-cancer states // *Proc. SPIE.* – 2005. – V. 5972. – P. 158-162.
3. Angelsky O.V., Ushenko A.G., Ushenko Yu.A. et al. Polarization-correlation mapping of biological tissue coherent images // *J. Biomed. Opt.* – 2005. – V. 10, №6. – 064025.
4. 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. – V. 38. – P. 4227-4235.
5. Handbook of Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science / Ed. V.Tuchin. – Kluwer Academic Publishers. – 2004. – P. 547.
6. Ushenko A.G., Pishak V.P. Laser Polarimetry of Biological Tissue. Principles and Applications in Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science / Ed. V.Tuchin // Kluwer Academic Publishers. – 2004. – P. 67.
7. Ushenko A.G. Stokes-correlometry of biotissues // *Laser Physics.* – 2000. – V. 10, № 6. – P. 1-7.
8. Ushenko Yu.A. Statistical structure of polarization-inhomogeneous images of biotissues with different morphological structures // *Ukr. J. Phys. Opt.* – 2005. – V. 6, № 2. – P. 63-70.

### МОДЕЛИРОВАНИЕ ОПТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ГЕМАТОМ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ДАВНОСТИ ИХ ОБРАЗОВАНИЯ

*В.Т.Бачинский*

**Резюме.** Диагностика давности образования телесных повреждений – один из нерешенных вопросов судебной медицины и практики. Характеристика патологических изменений при получении телесных повреждений кожи и

мягких тканей тела человека тщательно изучены и широко освещены в научных работах, но остаются неизученными вопросы диагностики давности образования поврежденных внутренних органов и время возникновения гематом. Использование лазерной поляриметрии с целью диагностики и мониторинга изменений оптических свойств гематом позволяет определить время их образования.

**Ключевые слова:** гематома, лазерная поляриметрия, судебная медицина.

## MODELING OF THE OPTICAL PROPERTIES OF HEMATOMAS IN ORDER TO DIAGNOSE THE PRESCRIPTION OF THEIR ORIGIN

*V.T.Bachynskyi*

**Abstract.** Diagnosing the prescription of the origin of bodily injuries is one of the unsolved problems of forensic medicine and practice. The characteristic of pathological changes after sustaining bodily injuries of the skin and soft tissues have been thoroughly studied and elucidated widely in research papers, but the questions of diagnosing the prescription of the origin of injuries of the internal organs and the time of hematoma formation remain obscure. The use of laser polarimetry for the purpose of diagnosing and monitoring changes of the optical properties of hematomas enables to solve the time of their origin.

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

Bukovinian State Medical University (Chernivtsi)

Рецензент – проф. М.В.Шаплавський

Buk. Med. Herald. – 2008. – Vol.12, №1.–P.173-176

Надійшла до редакції 25.12.2007 року