

Патофизиологические подходы к анализу медицинских последствий аварии на Чернобыльской АЭС / Медицинская радиология.-1992.-№9-10.-С.50-59. 15. *Breyer M.D., Jacobson H.R.* Mechanisms and regulation of renal H<sup>+</sup> and HCO<sub>3</sub><sup>-</sup> transport// Amer. J. of Nephrol.-1987.- N7.-P.150-161. 16. *Bruenger F.W., Lloyd R.D., Taylor G.N. et al.* Kidney disease in beagles injected with Polonium-210//Radiat. Res.-1990.-V.122.-N3, P.241-251. 17. *Kokot F.* Abnormalities of potassium metabolism in chronic uremia// Clin. Nephrol.-1996.-V.46, N4.-P.276-277. 18. *Stenton R.C., Boxer D.C., Seiffer J.L.* Expression of Na<sup>+</sup>/H<sup>+</sup>-exchange and ATP-dependent proton extrusion in growing rat IMCD cells// Amer. J. Physiol.-1990.-V.253.-N3.-P.416-420. 19. *Wang Wen-Hui* Regulation of the hyperpolarization-activated K<sup>+</sup> channel in the lateral membrane of the cortical collecting duct//J. Gen. Physiol.-1995.-V.106.-N.1.-P.25-43.

## EFFECT OF <sup>131</sup>I ON THE FUNCTIONAL STATE OF THE KIDNEYS IN ALBINO RATS

*V.P.Pishak, S.I. Dolomatov, V.S. Kalistratova, O.V. Klykov, V.M. Skliarchuk*

**Abstract.** A reliable decrease of creatinine excretion, a decrease of standardized potassium excretion, a reduction of proton excretion, an elevation of standardized excretions of titrated acids and ammonia were observed in 7 days after the administration of <sup>131</sup>I.

Alterations of transport tubular processes under the influence of <sup>131</sup>I are due to a disorder of energy-dependent sodium reabsorption. An inhibition of the renal acid-producing function by means of radioiodine is connected with a disturbance of the sodium-hydrogen antiport.

**Key words:** radioiodine, kidneys, electrolytes.

Bukovinian State Medical Academy (Chernivtsi)

УДК 535.361

*В.П.Пішак\*, О.Г.Ушенко\*\*, О.В.Пішак\*, С.Б.Єрмоленко\*\*,  
О.Я.Ванчуляк\*\*, Д.М.Бурковець\*\*, Ю.О.Ушенко\*\**

## ЛАЗЕРНА ПОЛЯРИМЕТРІЯ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

\*Буковинська державна медична академія

\*\*Чернівецький державний університет ім. Ю.Федьковича

**Ключові слова:** кісткова тканина, поляризація, лазерна діагностика.

**Резюме.** Наголошується на важливому значенні оптичних дистанційних, високочутливих методів лазерної поляриметричної діагностики структури кісткової тканини, а також можливості безконтактного вимірювання її орієнтаційної та мінералізаційної будови.

**Вступ.** В останній час значно зросла зацікавленість до вивчення завдань, пов'язаних з оптимізацією структури та форми кісток. Актуальність таких робіт обумовлена нагальними потребами медицини [1 – 9]: створення нових композитних матеріалів технічного та медичного призначення на основі принципів побудови компактної кісткової тканини людини; протезування органів та тканин; лікування переломів і травм; діагностика запальних, дегенеративно-дистрофічних та інших патологічних процесів.

З іншого боку, інтенсивно розвиваються методи лазерної оптичної діагностики та біомодельовання [10 – 15], які є дистанційними та неруйнівними, високочутливими та точними у визначенні орієнтаційних параметрів структури біооб'єктів (до  $2 - 3^\circ$ ) за одночасного визначення параметра анізотропії (показника двопронезаломлення) з точністю до  $10^{-6} - 10^{-7}$ .

## 1. Оптичне моделювання

Оптичне моделювання структури кісткової тканини включає наступні організаційні рівні: “мікрокристалічний”, “кристалічний”, “архітектонічний або фрактальний”.

### Мікрокристалічний рівень

Основними оптично активними структурами цього рівня є неорганічні кристали гідроксилапатиту та колагенові фібрили. Просторова симетрія кристалічної структури неорганічної та органічної мікрокомпонентів кісткової тканини ідентична – це оптично одноосні кристали (рис.1.1), дія яких на параметри лазерного випромінювання описується матричним оператором вигляду [16]:

$$\{Q\} = \begin{pmatrix} 1; & 0; & 0; & 0; \\ 0; & (\sin^2 \frac{\delta}{2} \cdot \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2}); & (0,5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2}); & (-\sin 2\rho \sin \delta); \\ 0; & (0,5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2}); & (-\sin^2 \frac{\delta}{2} \cdot \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2}); & (\cos 2\rho \sin \delta); \\ 0; & (\sin 2\rho \sin \delta); & (-\cos 2\rho \sin \delta); & (2 \cos^2 \frac{\delta}{2} - 1); \end{pmatrix} \quad (1)$$

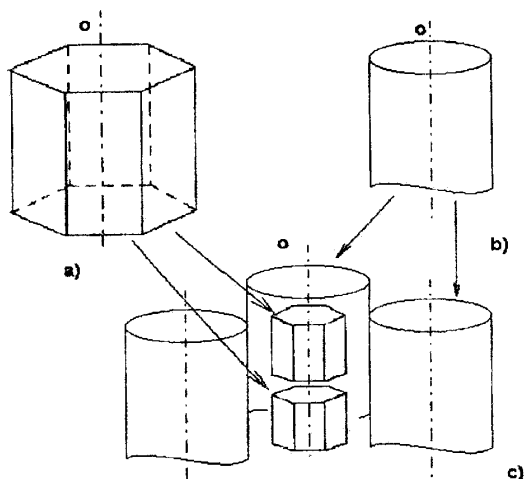


Рис.1.1. Оптична модель мікрокристалічної структури кісткової тканини.  
а) кристал гідроксилапатиту; в) мікрофібрила;  
с) мінералізоване волокно.

Тут  $\rho$  – кут орієнтації оптичної осі біокристалічного утворення (орієнтація більшого розміру мікрокристала гідроксилапатиту та відповідної орієнтації фібрил колагенового волокна),  $\delta$  – величина фазового зсуву між ортогональними компонентами поляризації лазерного пучка.

### Кристалічний рівень

Під рівнем такої організації будемо розуміти ділянки переважно впорядкованої структури мінералізованих волокон – кісткові трабекули та ламели остеонів, оптичні властивості яких визначаються оператором (1). Таким чином, даний рівень – це сукупність одноосних біокристалів з орієнтацією оптичних осей як у площині поперечного перерізу (сукупність трабекул), так і просторово розподіленою (спіралеподібною) орієнтацією – система ламел остеонів (рис.1.2).

При проходженні крізь такі біокристалічні структури поле лазерного випромінювання змінює свої поляризаційні параметри – азимут  $\alpha$  (площину коливань вектора електричної напруженості  $E$  світлової хвилі) та еліптичність  $\beta$  (траєкторія, яку описує кінець вектора  $E$ ) поляризації у відповідності із алгоритмом [17 - 20]:

$$\alpha^* = 0,5 \operatorname{actg} \frac{\cos 4\Theta \sin^2 0,5\delta + \cos^2 0,5\delta}{\sin 4\Theta \sin^2 0,5\delta}; \quad (2)$$

$$\beta^* = 0,5 \arcsin(\sin 2\Theta \sin \delta) \quad (3)$$

де  $\Theta (X, Y)$  – кут орієнтації впорядкованих мінералізованих волокон відносно площини поперечного перерізу  $(X, Y)$  кісткової тканини;

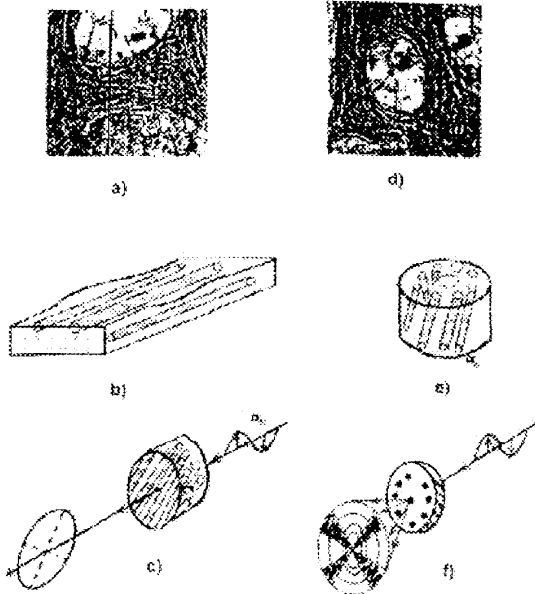


Рис.1.2. Оптична модель кристалічної структури кісткової тканини. Ліва частина - кісткова трабекула; права частина - ламела остеону.  $\alpha_0$  - азимут поляризації опромінюючої лазерної хвилі.

$\delta(X, Y)$  – величина фазового зсуву.

При спостереженні такого лазерного поляризованого зображення  $\{\alpha(X, Y); \beta(X, Y)\}$  крізь поляризатор-аналізатор відбувається візуалізація орієнтаційної та мінералізаційної структури кісткової тканини у вигляді топологічного розподілу рівнів інтенсивності [21].

Для ламел остеонів має місце спіралеподібна зміна орієнтаційного параметра  $\Theta (X, Y)$ , - для ділянок поверхні з однаковим значенням  $\Theta$  різниця фаз  $\delta(X, Y) = \text{const}$ , а результуюче зображення набуває вигляду системи концентричних інтерференційних максимумів та мінімумів. Для схрещених

поляризатора і аналізатора  $\left[ (\alpha - \chi) = \frac{\pi}{2} \right]$  повинна спостерігатися класична коноскопічна фігура одноосного кристалу.

### **Архітектонічний або фрактальний рівень**

Під таким рівнем оптичної організації будемо розуміти складну просторову структуру кісткових трабекул та систем ламел остеонів, які утворюють фрактальну дифракційну ґратку (рис.1.3).

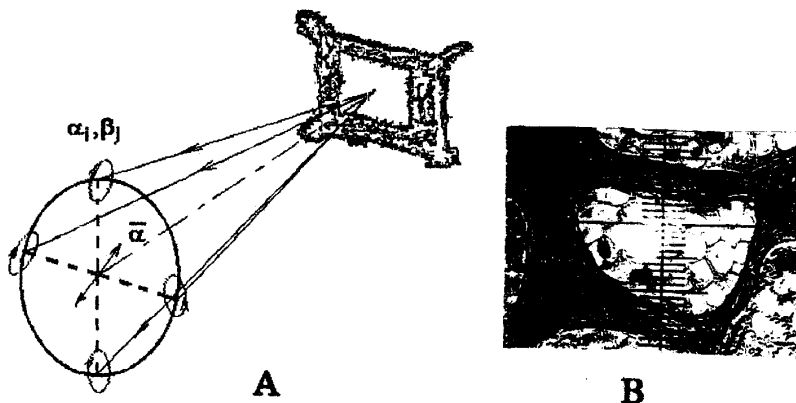


Рис.1.3. Оптична модель архітектонічного рівня.

Основними механізмами утворення її лазерного зображення є модуляція фази  $\delta(X, Y)$  та поляризації  $\{\alpha(X, Y); \beta(X, Y)\}$  в площині кісткової тканини у відповідності з особливостями структури її органічної та неорганічної складових, а також наступне статистичне перетворення поляризаційного зображення у лазерне спекл поле в процесі його розповсюдження у вільному просторі [22 - 25].

**Експериментальні дослідження та обговорення.** Оптична схема досліджень (рис.2) налічує два канали: когерентний (лазерна поляриметрия) та некогерентний (поляризаційна мікроскопія).

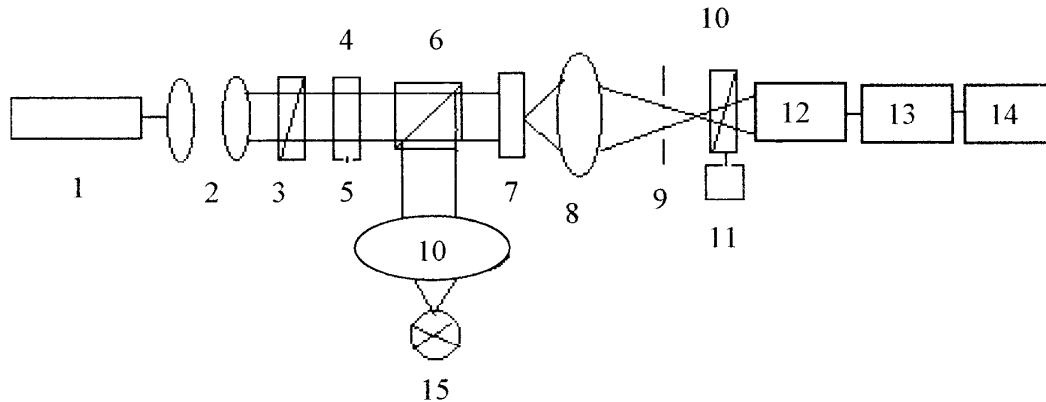


Рис.2. Схема експериментальних досліджень.

На вхід системи поступає випромінювання одномодового He-Ne лазера ( $\lambda = 0,6328$  мкм). Коліматор 2 формує паралельний пучок, який проходить крізь поляризатор 3, що виділяє плоскополяризовану лазерну хвилю з азимутом  $\alpha_0$ . Опромінюючи зразок 7, лазерний пучок проходить крізь фазову пластинку 4, яка обертається за допомогою крокового двигуна 5. Об'єктне поле проектується мікрооб'єктивом 8 в площину реєстрації, де польова діафрагма 9 виділяє окремі ділянки когерентного зображення кісткової тканини. Аналізатор 10, що обертається навколо оптичної осі кроковим двигуном 11, формує змінний світловий потік, який реєструється фотоелектронним помножувачем 12 та обробляється у блоці аналізу 13, 14.

Некогерентний канал вміщує джерело білого світла 15, конденсор 16, який створює рівномірну освітленість у площині зразка і служить для одержання класичних мікрозображень його структури.

На рис.3 наведена серія мікрофотографій поперечного мікропрепарату кістки, одержаних у некогерентному освітленні (верхній ряд) та когерентному при схрещених поляризаторі 3 та аналізаторі 9 (нижній ряд). Літерами **А**, **В**, **С** позначені ділянки трабекул, гаверсової системи та архітектонічної сітки, відповідно.

Зразок орієнтувався навколо площини поляризації опромінюючого поля під кутами  $\epsilon = 0^\circ$  та  $45^\circ$ . Це забезпечувало зміну орієнтації мінералізованих волокон колагена й величини параметрів поляризації  $\{\alpha(X, Y); \beta(X, Y)\}$  в площині кісткової тканини. Як наслідок, топологія інтенсивностей лазерного зображення  $I(X, Y)$  суттєво залежить від значення кута  $\epsilon$  (нижній ряд рис.3). Максимальна інтенсивність спостерігається в зображенні трабекул, коли вони

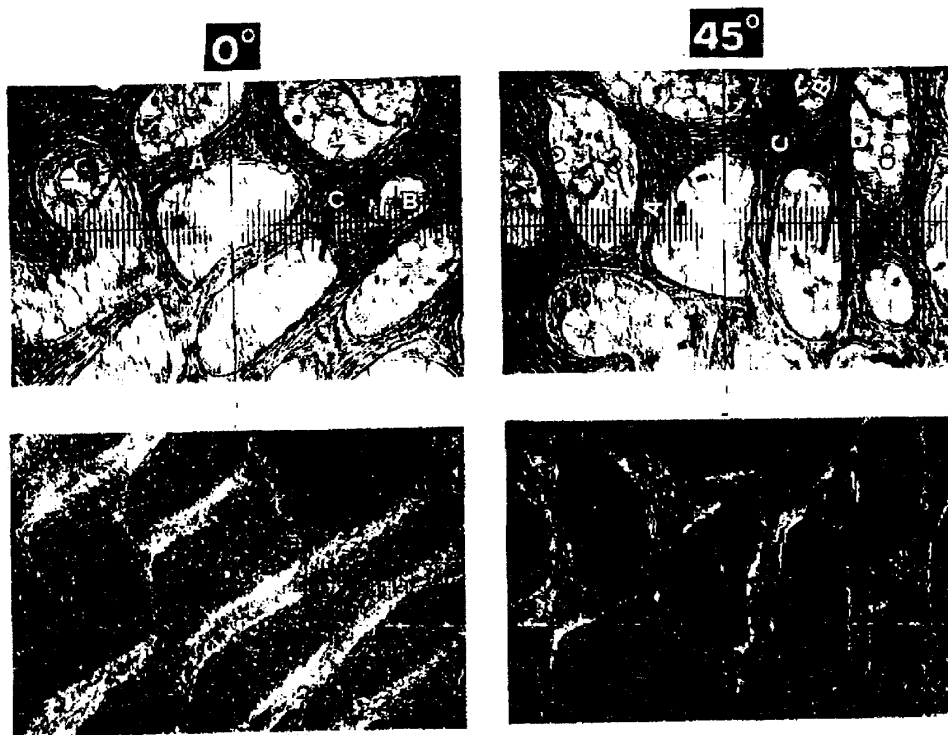


Рис. 3а. Мікроскопічні некогерентні (верхній ряд) і когерентні (нижній ряд) зображення поперечного перерізу кісткової тканини.

орієнтовані під кутом  $45^\circ$ . Навпаки, мінімальний рівень інтенсивності відповідає ситуації, коли азимут поляризації  $\alpha_0$  співпадає з напрямками укладання оптичних осей біокристалів.

Кількісно такий ефект ілюструють координатні залежності  $\alpha(X)$ ,  $\beta(X)$  (рис.3с). Одержані дані підтверджують припущення про кристалооптичну структуру кісткової тканини, яка складається із сукупності одноосних біокристалів, для яких виконуються такі кореляційні співвідношення ( $a_{\max} = b_{\min}$  і, навпаки  $\alpha_{\min} = b_{\max}$ ) [26,27].

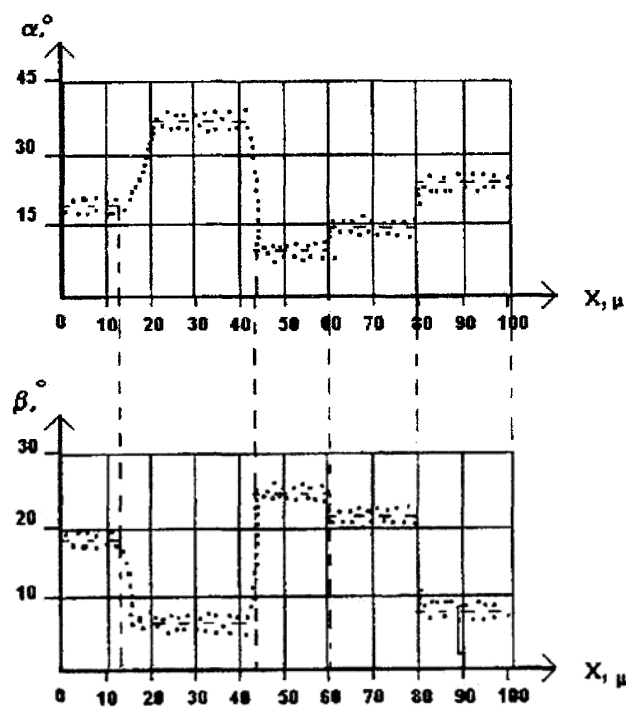


Рис.3с. Координатні залежності азимута  $\alpha(X)$  і еліптичності  $\beta(X)$  поляризації лазерного об'єктного поля.

Більш детально поляризаційні властивості лазерних зображень кісткової тканини наведені на рис.4.1, який ілюструє можливість візуалізації її орієнтаційної та мінералізаційної структури при одночасовій безконтактній оптичній обробці таких зображень.

Тут на фрагментах А,В,С показані серії лазерних мікробіо-зображень “прямолінійних трабекул”, “гаверсової системи” та “криволінійної трабекули” відповідно. Кожен з фрагментів відповідає зміні кута обертання аналізатора  $\theta$  (рис.2) на кут  $\chi$  від  $0^\circ$

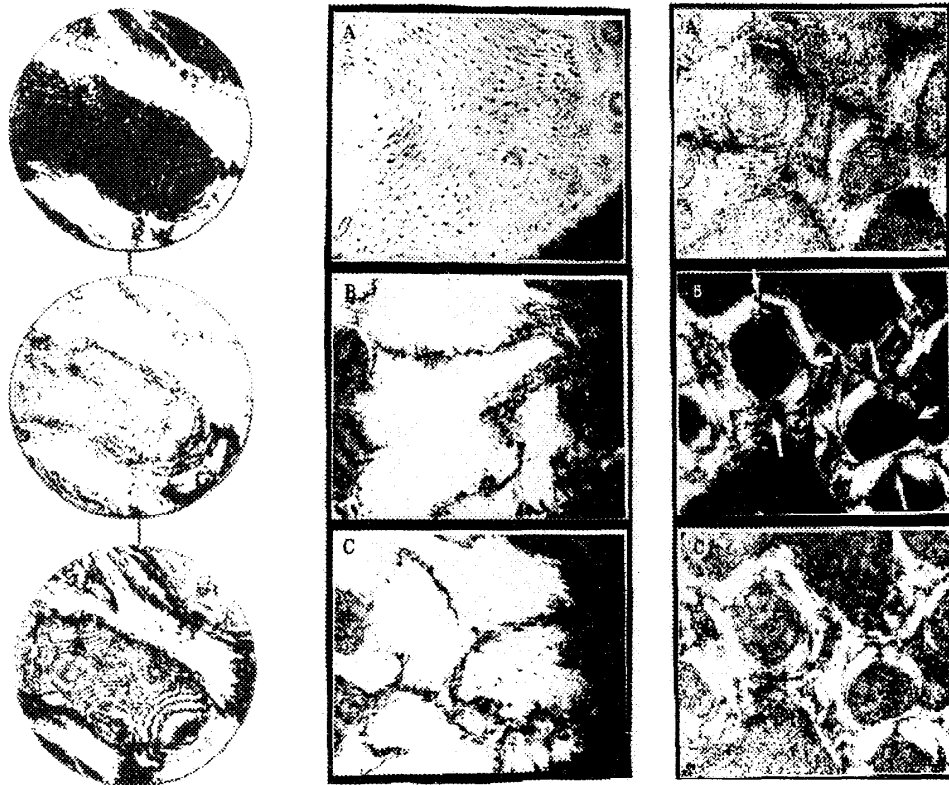


Рис.4.1. Когерентна структура лазерного поля кісткової тканини різних типів (зліва направо):

- Трабекули з прямолінійним укладанням волокон.
- Трабекули з криволінійним укладанням волокон.
- Система остеонів.



Рис.4.2. Структура оптичного поля ламели остеона

- А - некогерентне зображення;
- В - когерентне граничне поле;
- С - когерентне поле в близькій зоні дифракції.

до  $90^\circ$ . З одержаних даних видно:

1. Поляризаційна корекція когерентного зображення може повністю інвертувати його контраст від “позитиву” до “негативу”.

2. Візуалізується просторова структура та топологія укладання мінералізованих волокон колагену.

3. Простежується топологічна зміна інтенсивностей (повністю затемнені ділянки), яка відповідає поляризованому зображенню пучків фібрил із різним ступенем мінералізації.

На рис.4.2. наведена серія когерентних зображень сукупності фрактальних елементів кісткової тканини із перпендикулярною орієнтацією фібрил (а), а також поляризаційна структура лазерного зображення окремої ламели остеону (б).

Особливості просторової (спіралеподібної) орієнтації оптичних осей таких біокристалів добре узгоджуються із запропонованим оптичним моделю-

ванням властивостей оптичної тканини – кожна ламела “перерізна” мальтійським хрестом, конфігурація якого однозначно пов’язана з кутом нахилу спіралі мінералізованих фібрил.

## 2. Лазерна поляриметрия орієнтаційної та мінералізаційної структури кісткової тканини

Метод лазерної поляриметрії просторової орієнтації фібрил колагенових волокон  $\rho$  та ступеня їх мінералізації  $C$  базується на існуванні однозначного взаємозв’язку між параметрами ( $\rho$ ,  $C$ ) та станом поляризації об’єктного лазерного поля – азимуту  $\alpha$  та еліптичністю  $\beta$  світлових коливань.

Алгоритм знаходження кута орієнтації колагенових волокон такий:

$$\rho = 0,5 \arctg \left[ \frac{-\frac{a}{2} + \left( \frac{a}{2} - 4a_1 a_3 \right)^{1/2}}{a_1} \right]^{1/2}; \quad (4)$$

$$a_1 = \operatorname{tg}^2 2\alpha^* \sin 2\beta^* - \cos^2 2\beta^*;$$

$$a_2 = -\cos 2\beta^*; \quad (5)$$

$$a_3 = \operatorname{tg}^4 2\alpha^* \sin^4 2\beta^* + 1.$$

Для визначення ступеня мінералізації потрібно змінювати стан поляризації ( $a_0, b_0$ ), опромінюючої кісткову тканину, лазерної хвилі. Реалізувати таку операцію можна шляхом обертання в опромінюючому пучку чвертьхвильової пластинки, матричний оператор якої має вигляд:

$$\{R\} = \begin{pmatrix} 1; & 0; & 0; & 0; \\ 0; & \cos^2 2\eta; & \cos 2\eta \sin 2\eta; & -\sin 2\eta; \\ 0; & \cos 2\eta \sin 2\eta; & \sin^2 2\eta; & \cos 2\eta; \\ 0; & \sin 2\eta; & -\cos 2\eta; & 0; \end{pmatrix} \quad (6)$$

У результаті вектор Стокса запишеться у вигляді:

$$S_R = \{1; \cos 2\alpha_R \cdot \cos 2\beta_R; \sin 2\alpha_R \cos 2\beta_R; \sin 2\beta_R\} \quad (7)$$

Причому,  $a_R$  і  $b_R$  функціонально залежать від кута обертання  $h$ .

$$\alpha_R = 0,5 \arctg \left[ \frac{\cos 2\beta_0 \sin 2\eta \cdot \cos 2(\alpha_0 - \eta) + \sin 2\beta_0 \cos 2\eta}{\cos 2\beta_0 \cos 2\eta \cdot \cos 2(\alpha_0 - \eta) - \sin 2\beta_0 \sin 2\eta} \right] \quad (8)$$

$$\beta_R = 0,5 \arcsin \left[ \cos 2\beta_0 \sin 2(\alpha_0 - \eta) \right] \quad (9)$$

Можна показати, що існує такий стан поляризації опромінюючого пучка  $(\alpha_R^*, \beta_R^*)$ , при якому еліптична поляризація об’єктного поля трансформується в лінійну ( $\beta^* = 0^\circ$ ):

$$S^* = \{1; \cos 2\alpha^{**}; \sin 2\alpha^{**}; 0\} \quad (10)$$

Розв'язуючи систему рівнянь (6) – (10), визначаємо величину фазового зсуву  $\delta$ , який пов'язаний зі ступенем мінералізації  $C$  наступним чином:

$$\delta = \operatorname{arctg} \frac{\sin 2(\eta - \alpha^*)}{\operatorname{tg} 2\beta^*}; \quad (11)$$

$$\eta = 0,5 [2\alpha_0 - \arcsin(\operatorname{ctg} \delta \operatorname{tg} 2\beta_0)]; \quad (12)$$

$$C = \frac{\lambda}{\Delta n l} \delta; \quad (13)$$

де  $l$  – геометрична товщина кісткової тканини,  $\Delta n$  – величина показника двоприменезаломлення її мінеральної фази,  $\lambda$  – довжина хвилі лазерного випромінювання.

На рис.5 показана серія мікрофотографій лазерного зображення кісткових трабекул з різною впорядкованістю колагенових волокон (ліва та права колонки, відповідно). Поляризаційний аналіз когерентного зображення дозволяє візуалізувати (темні лінії) напрямки укладання фібрил в залежності від ступеня їх мінералізації.

Рис.6 ілюструє лазерні зображення ламели остеона, які одержанні в співвісних  $\langle \uparrow \uparrow \rangle$  та схрещених  $\langle \uparrow \Rightarrow \rangle$  поляризаторі і аналізаторі. Візуальний аналіз виявляє на поверхні остеона зображення “мальтійського хреста”, який

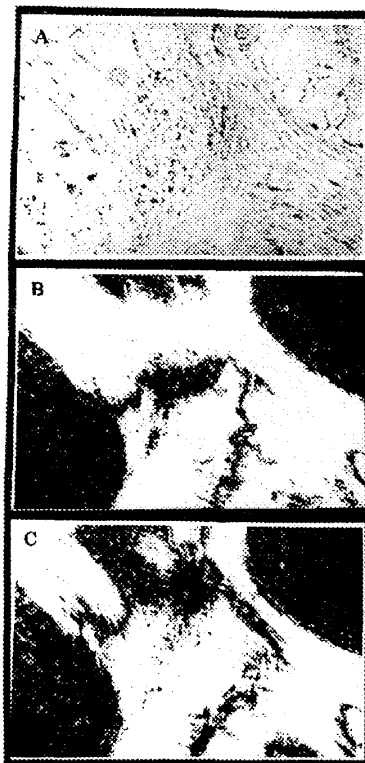


Рис.5. Структура оптичного поля трабекули з криволінійним укладанням мінералізованих волокон колагену. Позначення ідентичні рис.4.2.

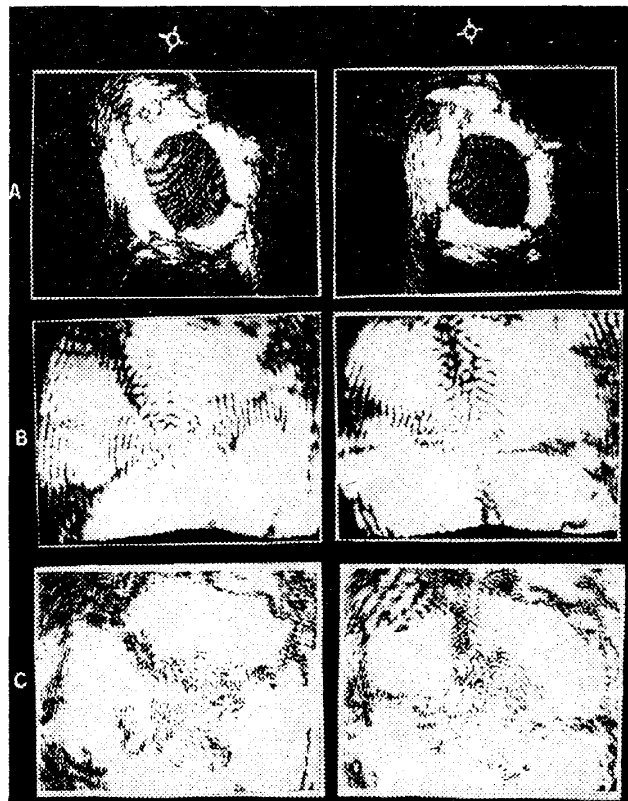


Рис.6. Когерентні зображення ламели остеона.



відповідає проявам властивостей одноосного кристалу з орієнтацією оптичної осі під кутом відносно площини поперечного перерізу. Деяка азимутальна зміна орієнтації хреста за обертання осі пропускання аналізатора свідчить про спіралеподібну орієнтацію колагенових пучків. Аналіз наведених даних вказує на можливість вимірювання параметрів побудови ламел остеонів шляхом дослідження поляризаційної структури лазерного поля як на поверхні кісткової тканини, так і на певних відстанях від неї.

На рис.7 приведені орієнтаційні параметри колагенових волокон кісткових трабекул (а) та системи ламел остеонів (б), одержанні методами мікроскопії (суцільні лінії) і лазерної поляриметрії (пунктирні лінії). Порівняльний аналіз вказує на задовільну кореляцію двох незалежних методів – розбіжність не перебільшує  $3^{\circ} - 5^{\circ}$ .

Лазерна поляриметрична методика дозволяє визначити й кутову структуру архітектонічної сітки (рис.8). Тут наведений координатний розподіл орієнтації кісткових трабекул вздовж траєкторії сканування поляризаційно-аналізуючої фотоелектронної системи 8 – 11 (рис.1).

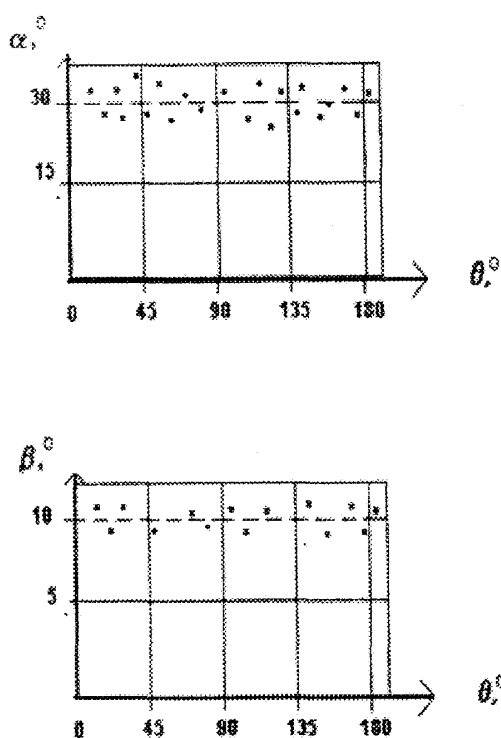


Рис.7. Азимутальна поляризаційна структура когерентного поля остеона.

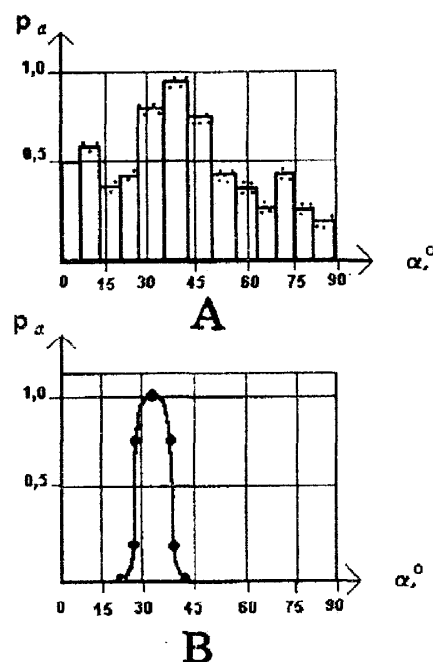


Рис.8. Розподіли азимутів поляризації лазерного поля архітектонічної сітки в граничній зоні (А) та далекій зоні (В).

**Висновок.** Розглянутий в роботі метод лазерної поляриметрії та діагностики орієнтаційної і мінералізаційної структури кісткової тканини може бути використаний у створенні комплексу дистанційних, неруйнівних, високоточних методик, актуальних в розв'язанні завдань медичної діагностики, біомодельовання кісткової тканини та її біомеханічних конструкцій.

**Література.** 1. Goldman. L.Ed. The Biomedical Laser. - Berlin: Springer-Verlag. New York, Heidelberg, 1981. - 312 p. 2. Martellucci S. and Chester A.N. Laser Photobiology and Photomedicine - New York and London: Plenum Press, 1985. - 340 p. 3. Bensasson. R.V. Jori G., Landl E.J. and Truscott T.G. Primary Photoprocesses in Biology and Medicine - New York and London: Plenum Press, 1985. -

340 p. 4. *Chester A.N., Martellucci S., and Scheggi A.M.* Laser Systems for Photobiology and Photomedicine - New York and London: Plenum Press, 1991. - 243 p. 5. *Katzir A.* Lasers and Optical Fibers in Medicine, San Diego: Academic Press, 1993. - 142 p. 6. *Waynant R., and Pettit G.* Lasers in Surgery and Medicine, New York and London: Plenum Press, 1996. - 109 p. 7. *Mandelbrot B.* The Fractal Geometry of Nature, New York: Freeman, 1983. - 463 p. 8. *Nossal R., Kiefer J., Weiss G.H., Bonner R., Taitelbaum H. and others* // *Appl.Opt.* - 1988. - 27. - P.3382 - 3391. 9. *Cheong W.F., Prahl S.A. and Welch A.J.* // *Quant. Elec.* - 1990. - 26. - P.2166 - 2173. 10. *Dainty J.C.* Laser Speckle and Related Phenomena, Berlin: Springer, 1984. - 341 p. 11. *Patterson M.S., Moulton J.D., Wilson B.C., Berndt K.W. and others* // *Appl.Opt.* - 1991. - 30. - P.4474 - 4482. 12. *Arridge S.R., Cope M., Delpy D.T.* The theoretical basis for the determination of optical pathlengths in tissue: temporal and frequency analysis. // *Physics in Medicine and Biology.* - 1992. - 37. P.1531 -1539. 13. *Уиенко А.Г., Полянский В.К.* О поляризационной структуре излучения, отраженного рассеивающим слоем // *Журн. прикл. спектр.* - 1981. - 35 - С.17 - 22. 14. *Уиенко А.Г., Ващенко В.И.* // *Изв. вузов. Сер. Физика.* - 1986. - №1. - С.114 -118. 15. *Уиенко А.Г., Ващенко В.И.* // *Изв. вузов. Сер. Физика.* - 1987. - №6. - С.212 -219. 16. *Уиенко А.Г., Ермоленко С.Б.* // *Журн.прикл.спектр.* - 1990. - Т.52,№5 - С.277 - 284. 17. *Уиенко А.Г., Ермоленко С.Б.* // *Дефектоскопия.* - 1990. - №4. - С.55 - 59. 18. *Уиенко А.Г., Полянский В.К.* // *Автометрия.* - 1981. - №6. - С.89 -94. 19. *Уиенко А.Г., Полянский В.К.* // *Автометрия.* - 1981. - №5. - С.48 -55. 20. *Уиенко А.Г., Нефужко М.А.* // *Опт. и спектр.* - 1986. - Т.60, №6. - С.1251 - 1259. 21. *A.Ushenko, M.Strinadko, S.Yermolenko and M.Neduzko.* *Int.J.Optoelectron.* - 1989. - 4, №6 - P.563 -569. 22. *A.Ushenko, S.Yermolenko.* // *Proc.SPIE.* - 1983 - 1993. - P.227 -234. 23. *A.Ushenko, S.Yermolenko.* Speckle metrology of properties of roughness and inhomogeneous phase sample // *Proc.Int.Workshop on Automatic Processing of Fringe Patterns.* - 9 - 1989. - P.145. 24. *A.Ushenko, S.Yermolenko.* // *Proc. SPIE* - 1846 - 1992. - P.234. 25. *A.Ushenko* // *Opt. Engineering.* - 1995. -34, № 4. - P.1088 - 1096. 26. *Борн М., Вольф Э.* Основы оптики. - М.: Наука, 1970. - 855 с. 27. *Шерклифф У.* Поляризованный свет. Получение и использование // *Пер. с англ. //Под ред. Жевандрова Н.Д., 1965. - М.: Мир. - 254 с.*

## LASER POLARIMETRY OF BONE TISSUE

*V.P.Pishak, O.G.Ushenko, O.V. Pishak, S.B.Yermolenko, V.Y.Vanchuliak, D.M.Burkovets, Y.O.Ushenko*

**Abstract.** The purpose of the given research is the development of an optical model version of the bone tissue orientational and crystalline fractal structure and its experimental approbation.

**Key words:** bone tissue, polarization, laser diagnostics.

Bukovinian State Medical Academy  
Chernivtsi State University

---