

УДК 611-018.4-073:621.375.826

Пішак В.П., Ушенко О.Г., Пішак О.В.

Лазерна діагностика архітектонічної структури патологічних змін кісткової тканини

Буковинська державна медична академія, Чернівецький державний університет ім. Ю.Федьковича

Резюме. Розглянута можливість ранньої безконтактної лазерної діагностики патологічних змін (без втрати кісткової маси) архітектонічної структури кісткової тканини (АС КТ). В основу покладений метод моделювання властивостей елементів АС КТ оптично одноосними кристалами, які найбільш повно описує матричний оператор Мюллера. Експериментально визначена просторово-кутова структура такого оператора для фізіологічно нормальної КТ та патологічно зміненої з проявами остеопорозу. На основі одержаних даних запропонований метод лазерної діагностики процесів декальцинації та дезорієнтації АС КТ.

Ключові слова: кісткова тканина, архітектонічна сітка, остеопороз, лазер, діагностика.

Широке застосування лазерів з метою діагностики стану біотканин [1,9] робить актуальним розв'язання завдань, пов'язаних з оптичним моделюванням їх структури. На основі сучасних уявлень про морфологічну природу більшості біотканин [3-6] їх структуру можна моделювати у вигляді двокомпонентної матриці. Перша - це фібрилярна компонента (колаген, еластин та ін.), друга - сполучна речовина (неколагенові білки, ліпіди та Ін.). Такий підхід відкриває перспективи використання лазерного поляризованого випромінювання у діагностиці архітектонічних фібрилярних структур. У роботах показано, що:

- Основні фібрилярні компоненти біотканин володіють властивостями оптично одноосних кристалів і утворюють архітектонічні структури.

- Найбільш повно механізми перетворення лазерного випромінювання описуються за допомогою матричного оператора - матриці Мюллера.

- Дегенеративно-дистрофічні зміни структури кісткової тканини (КТ) супроводжуються виникненням процесів декальцинації та дезорієнтації елементів її архітектонічної сітки.

Матеріал і методи дослідження

У ролі об'єктів дослідження використовувалися гістологічні зрізи компактної КТ двох типів - фізіологічне нормальна («А») та з проявами остеопорозу («В»). Відомо [2,7,8,10-16], що здатність до перетворення поляризаційної структури лазерного пучка, який зондує такі об'єкти, найбільш повно описує матриця Мюллера вигляду:

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

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

Тут ρ - орієнтація осі найбільшої швидкості, яка визначається напрямком укладання волокон колагену, δ -

фазовий зсув, який формується оптично активною речовиною кристалів гідроксилапатиту та колагену [10].

Експериментальні дослідження проводилися на лабораторному стоксполариметрі за загальноприйнятою методикою [1]. Використовувався He-Ne лазер ($\lambda=0,6328$ мкм). Апертурні кути опромінювача та приймача $\sim 10^\circ$. Досліджуваний зразок розташовувався в круговій оправці, за допомогою якої змінювалася просторова орієнтація θ біологічних волокон (рис. 1) по відношенню до площини референції.

Кут θ визначався напрямком переважної орієнтації біологічних волокон і площиною референції'. Поверхня зразка орієнтувалася перпендикулярно до напрямку пучка, який її опромінює. Для зменшення впливу поверхневих ефектів і межі розділу «повітря - скло» та «біологічне - скло» зразок розміщувався в кюветі з імерсійною рідиною.

Результати дослідження

На рис. 2 наведена серія мікрофотографій таких зрізів, які одержували у співосних ($\parallel \parallel$) і схрещених ($\perp \perp$) поляризаторі та аналізаторі. На фрагментах («а», «с») наведені когерентні зображення фізіологічно нормальної структури КТ; на фрагментах («b», «d») - патологічно змінених.

Із наведених результатів видно, що для КТ з проявами остеопорозу («b», «d») характерна дезорієнтація трабекул і зниження рівня мінералізації колагенових волокон ($\Delta n=10^{-3}$) кристалами гідроксилапатиту ($\Delta n=10^{-1}$). Такий процес якісно проявляється зменшенням інтенсивності когерентного зображення архітектонічної сітки КТ у схрещених поляризаторі та аналізаторі в порівнянні з незмінною структурою КТ (фрагменти «с» і «d», відповідно).

Серії експериментальних орієнтаційно-кутових залежностей ($I(\theta)$) елементів гістологічних зрізів кісткової тканини типу «А» та «В» наведені на рис. 3 і рис. 4.

Обговорення

З одержаних результатів випливає:

1. Сукупність тіл матричних елементів біофракталів володіє квазігармонічним характером з осцилюючим відносним значенням амплітуд

$$f_{ik}(\theta, \rho).$$

2. Період осциляцій матричних елементів КТ типу

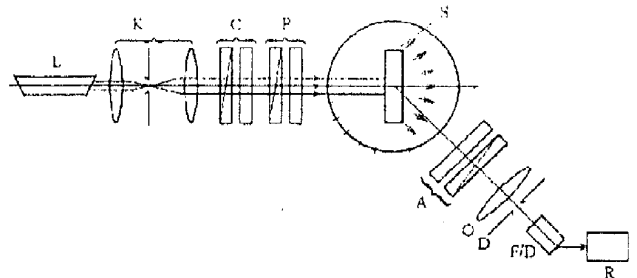


Рис. 1. Оптична схема лабораторного стоксполариметра. L - лазер; К - коліматор; С - пластинка $\lambda/4$; Р - поляризатор; S - зразок; А - аналізатор; D - діафрагма; F/D - фотоприймач; R - реєструючий пристрій.

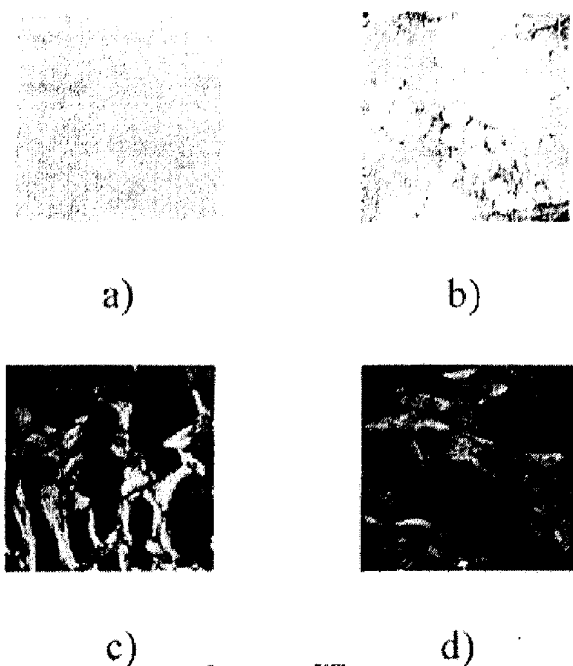


Рис. 2. Лазерні зображення КТ

«А» у декілька разів (~3) менший за аналогічний параметр матричних елементів, визначених для КТ типу «В».

Проаналізуємо одержані результати. Оптична активність трабекул і остеонів архітектонічної сітки КТ обумовлена наявністю одноосних кристалів гідроксилapatиту. Орієнтація оптичних осей таких

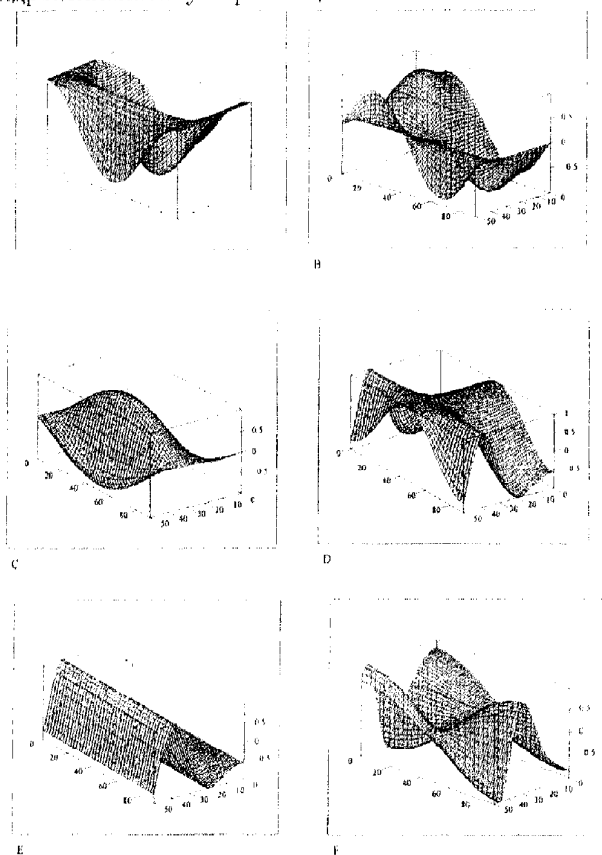


Рис. 3. Просторово-кутові розподіли елементів f_{ik} для КТ типу «А».

Лівий стовпчик - $f_{22}, f_{23} = f_{12}, f_{24} = -f_{32}$. Правий стовпчик $f_{33}, f_{34} = -f_{13}, f_{14}$.

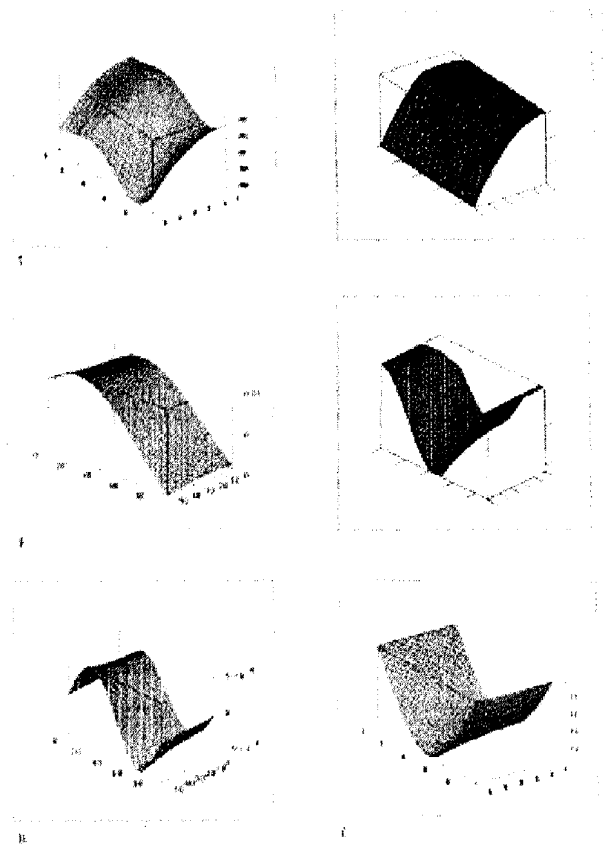


Рис. 4. Просторово-кутові розподіли елементів f_{ik} для КТ типу «В» Позначення аналогічні рис. 3

кристалів визначається напрямком укладання волокон колагену.

При розповсюдженні поляризованого лазерного пучка в такому середовищі у ділянках квазіпорядкованої орієнтації мінералізованих волокон ($\theta(x,y) \approx \text{const}$) визначний вплив на характер симетрії матриці Мюллера здійснює величина фазового зсуву δ , пов'язаного з величиною кута розсіяння θ , таким співвідношенням:

$$\Theta = 0,5 \arccos \left[1 - 2n^2 \left(1 - \frac{\delta_0^2}{\delta_\theta^2} \right) \right], \quad (3)$$

де

$$\delta_\theta = \delta_0 \frac{n}{\sqrt{n^2 - \sin^2 \theta}}, \quad (4)$$

$$\delta_0 = \frac{2\pi}{\lambda} \cdot d \cdot \Delta n, \quad (5)$$

де δ - товщина гістологічного зрізу; λ - довжина хвилі лазерного випромінювання; n - показник заломлення аморфної фази, Δn - показник двоприменезаломлення гідроксил апатиту.

Видно, що збільшення θ супроводжується ростом і періодичним повторенням величини фазового зсуву δ . Наслідком цього є квазіперіодичні осциляції величин матричних елементів $f_{ik}(\theta)$.

Період осциляцій $f_{ik}(\theta)$ для КТ типу «В» у декілька разів більший. Це обумовлено меншою в порівнянні з КТ типу «А» величиною двоприменезаломлення колагенових структур ($\Delta n \sim 2 \cdot 10^{-3}$). Тому для повної зміни періоду фази δ необхідна величина

на геометричного шляху $d-10^2-10^3$ мкм, що не реалізується експериментально.

Висновок

Таким чином, просторово-кутова структура елементів матриць Мюллера кісткової тканини може бути покладена в основу ранньої безконтактної діагностики патологічних змін її архітектонічної структури.

Література

1. O.V.Angelsky, S.G.Hanson, P.P.Maksymyak // SPIE Optical Engineering Press, Bellingham, Washington USA, P.193.
2. O.V.Angelsky, A.G.Ushenko, A.D.Arkhelyuk et al. // Kvantovaya Elektronika -1999; 29 (3) 235-238
3. J. Feder // Fractals. — New York: Plenum Press, 1988.
4. K. J. Falconer // Fractal geometry. — Chichester, New York, Brisbane, Toronto, Singapore: John WUey & Sons, 1990.
5. B.B.Mandelbrot // Fractals: Form, Chance and Dimension. — San Francisco, Freeman, 1977.
6. B.B.Mandelbrot // The Fractal Geometry of Nature. — San Francisco, Freeman, 1982.
7. V.P.Pishak, A.G.Ushenko, P.M.Grigorishin et al. // Proc. SPIE. 1997. V. 3317. P. 418-424.
8. V.P.Pishak, A.G.Ushenko, P.M.Grigorishin et al. //Proc. SPIE. 1997. V. 3317. P. 425-433.
9. A.G.Ushenko // Optical Engineering 1995; 34 (4) 1088 - 1093.
10. A.G.Ushenko, D.M.Burcovets, S.B.Yermolenko et al. / Proc. SPIE. 1999. V. 3904. P. 527-533.
11. A.G.Ushenko, D.M.Burcovets, S.B.Yermolenko et al. / Proc. SPIE. 1999. V.3904. P.542-548.
12. A.G.Ushenko, D.M.Burcovets, S.B.Yermolenko et al. / Proc. SPIE. 1999. V.3904. P.549-552.
13. A.G.Ushenko, D.M.Burcovets, S.B.Yermolenko et al. / Proc. SPIE. 1999. V.3904. P.553-556.
14. A.G.Ushenko, D.M.Burcovets, S.B.Yermolenko et al. / Proc. SPIE. 1999. V.3904. P.557-561.
15. A.G.Ushenko // Kvantovaya Elektronika 1999; 29 (3) 235 - 238.
16. A.G.Ushenko, D.M.Burcovets, S.B.Yermolenko et al. / Optics and Spectroscopy 1999; 87 (3) 434-438.

V. Pishak, O. Ushenko, O. Pishak

Laser Diagnostics of the Architechtonic Structure of Pathologic Changes of the Osseous Tissue

Summary. We have considered a possibility for early contact - free laser diagnostics of pathologic changes (without loss of the osseous mass) of the architectonic structure of the osseous tissue (ASOT). The method of modelling the properties of ASOT elements has been assumed as a basis by means of optically uniaxial crystals which are most completely described by Muller's matrix operator. A spatial-angular structure of such an operator for physiologically normal osseous tissue and pathologically changed one with sings of osteoporosis was determined experimentally. On the basis of the obtained data a new method of laser diagnostics of decalcification and disorientation processes of ASOT has been proposed.

Key words: Laser Diagnostics, Osseous Tissue, Architechtonic Structure.

Надійшла 29.05.2000 року.