

В.П. Пішак^{а)}, О.Г.Ушенко^{б)}, О.В.Пішак^{а)}

ЛАЗЕРНА ПОЛЯРИМЕТРІЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ЗМІН МОРФОЛОГІЧНОЇ СТРУКТУРИ БІОТКАНИН

а) Буковинська державна медична академія, м. Чернівці, Україна
б) Чернівецький державний університет ім. Ю.Федьковича, м. Чернівці, Україна

Резюме. Наголошується на важливому значенні оптичних дистанційних високочутливих методів лазерної стоксполариметричної діагностики виникнення патологічних змін біотканин різної морфологічної будови.

Ключові слова: архітектонічна сітка, кісткова тканина, остеопороз, лазер, поляризація, автокореляція

Мета. Робота спрямована на дослідження можливостей лазерної поляризаційної діагностики виникнення і перебігу патологічних змін морфологічної структури біотканин.

Теоретичне моделювання

Морфологічна структура більшості таких об'єктів може бути представлена як двокомпонентна - аморфна та оптично-анізотропна (колагенові сітки, міозинові пучки, трабекули та остеони кісткової тканини і т.ін.) матриця [2,5].

Виникнення патологічних процесів супроводжується такими морфологічними змінами структури біотканини [1,3]:

- Зменшення концентрації мінеральних речовин і дезорієнтація архітектонічної сітки кісткової тканини (рахіт, остеопороз та ін.).
- Розростання колагенових структур, звапнення м'яких тканин (псоріаз, кальциноз, міоми, фіброміоми і т.ін.).

Відомо [4], що структурні компоненти анізотропної складової біотканин подібні одноосним кристалічним фрактальним доменам.

Для мультифрактальної структури реальної біотканини елементи матриці Мюллера набувають вигляду [6]:

$$f_{ik}^*(\Theta) = \iint_{\rho, \delta} \Psi_{\rho} \Omega_{\delta} f_{ik}(\Theta) d\rho d\delta, \quad (1)$$

де Ψ_{ρ} , Ω_{δ} - функції розподілу випадкових значень (ρ) і (δ); Θ - кут світлорозсіяння, який вимірюється від нормалі до поверхні біотканини.

Проаналізуємо можливості лазерної матричної діагностики виникнення патологічних змін у морфологічній структурі біотканин. З оптичної точки зору тенденції у виникненні таких змін можна визначити як [7-10]:

- дезорієнтація та декальцинація архітектонічної структури кісткової тканини (КТ):

$$\sigma_{\rho} \Rightarrow \pi; \Delta n \Rightarrow 0; \quad (2)$$

- пухлиноутворення та звапнення м'яких тканин:

$$\sigma_{\rho} \ll \pi; \Delta n \Rightarrow \max. \quad (3)$$

Для спрощення припустимо, що випадкові значення параметрів (ρ) і (δ) розподілені за :

$$\Psi_{\rho} = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_{\rho}} \exp\left\{-\left[\frac{(\rho - \bar{\rho})^2}{2\sigma_{\rho}^2}\right]\right\}; \quad (4)$$

$$\Omega_{\delta} = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_{\delta}} \exp\left\{-\left[\frac{(\delta - \bar{\delta})^2}{2\sigma_{\delta}^2}\right]\right\} \quad (5)$$

Тут $\bar{\rho}, \bar{\delta}, \sigma_{\rho}, \sigma_{\delta}$ - середні значення та дисперсії орієнтаційних і фазових параметрів анізотропної складової біотканини.

Аналіз співвідношень для матричних елементів одноосного кристалічного домена дозволяє одержати такі алгоритми розрахунку статистичних параметрів мультифрактальної архітектонічної сітки:

$$\bar{\rho} = 0,5 \arctan\left(\frac{f_{24}}{f_{34}}\right); \quad (6)$$

$$\bar{\delta} = \arccos\left(f_{44}|_{\Theta=0^0}\right) \quad (7)$$

$$\sigma_{\rho} = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{1}{\ln|f_{33}(\Theta)|}}; \quad (8)$$

$$\sigma_{\delta} = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{1}{\ln|f_{44}(\Theta)|}}. \quad (9)$$

Величина двоприменезаломлення мультифрактальної сітки анізотропних доменів може бути визначена для розсіяння “вперед” таким чином:

$$\Delta n^* = \frac{\lambda}{2\pi d} \arccos\left\{f_{33}(\Theta = 0^0) + f_{44}(\Theta = 0^0)\right\} - 1 \quad (10)$$

Для довільного значення кута розсіяння Θ можна скористатися алгоритмом вигляду:

$$\Delta n^* = \frac{\lambda}{2dn} \sqrt{n^2 - \sin^2[\Theta(f_{34} = f_{23} = 0)]} \quad (11)$$

Експериментальні дослідження та їх обговорення.

Досліджувалися такі групи зразків:

- гістологічні зрізи КТ ($\Delta n = 10^{-1}$, $d = 20$ мкм), група “А”;
- гістологічні зрізи ($\Delta n = 10^{-3}$, $d = 40$ мкм), міометрія (тканина репродуктивної сфери жінки), - група “В”.

На рис. 1 наведена серія мікрофотографій таких зрізів, яка одержана в співосних ($\uparrow\uparrow$) і схрещених ($\uparrow\Rightarrow$) поляризаторі та аналізаторі.

На фрагментах (“а”, “б”, “с”, “г”) наведена фізіологічна нормальна структура біотканин “А” і “В”, на фрагментах (“с”, “д”, “q”, “г”) – патологічно змінена.

З одержаних даних видно, що для КТ з проявами остеопорозу (“б”, “д”) характерним є дезорієнтація трабекул і зниження рівня мінералізації колагенових волокон ($\Delta n = 10^{-3}$) кристалами гідроксилапатиту ($\Delta n = 10^{-1}$). Такий процес якісно виявляється зменшенням інтенсивності когерентного зображення мульти-

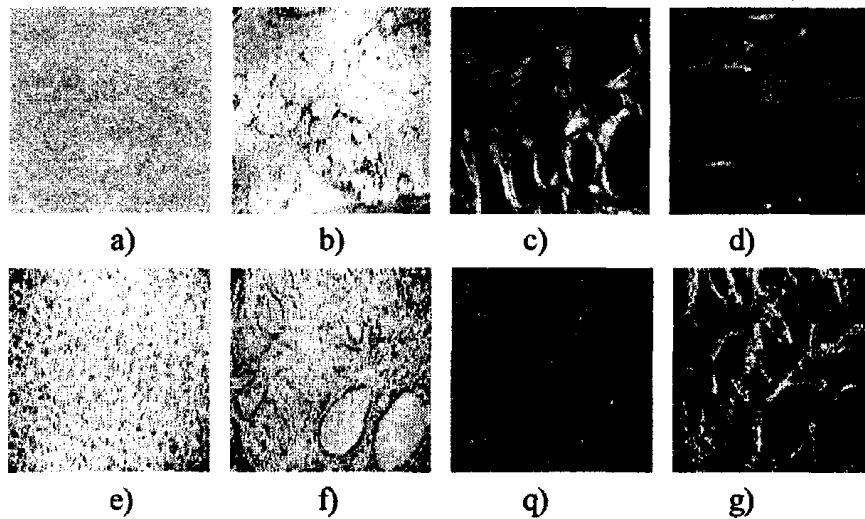


Рис. 1. Когерентні зображення фізіологічно нормальної та патологічно зміненої кісткової тканини та міометрія.

фрактальної архітектонічної сітки КТ у схрещених поляризаторі та аналізаторі в порівнянні з патологічно незміненою структурою КТ (фрагменти “с” і “d”).

Навпаки, когерентні зображення зразків тканин міометрія з імовірнісним утворенням фіброміоми (фрагменти “f”, “g”) володіють виразною анізотропною колагеновою сіткою в порівнянні з фізіологічно нормальною тканиною (фрагмент “e”, “q”).

На рис. 2 представлені результати аналітичного моделювання залежності амплітуди зміни матричних елементів f_{23} (крива 1) і f_{44} (крива 2) від величини дисперсії орієнтацій σ_p мультифрактальної сітки та дисперсії фазових зсувів σ_δ , які вносяться її речовиною.

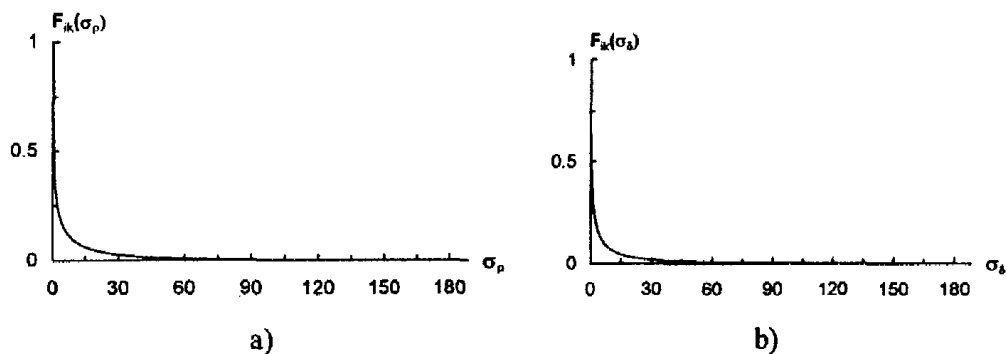


Рис. 2. Аналітичні залежності амплітуд елементів f_{23} (“a”), f_{44} (“b”).

Доведено, що збільшення величини дисперсії s_i (дезорієнтація фрактальних компонентів) і σ_δ (декальцинація КТ, ріст фіброміоми) супроводжується значним (до одного порядку величини) зменшенням відносних значень матричних елементів f_{ik} .

Рис. 3 і 4 ілюструють серії експериментальних (суцільні лінії) і теоретичних (перервні лінії) індикатрис матричних елементів КТ (рис. 3) і міометрія (рис. 4) типу “А” (ліві стовпчики) та “В” (праві стовпчики).

Експериментальні залежності для кожного типу біотканин визначалися шляхом статистичної обробки даних за 50 гістологічними зрізами в межах груп “А” і “В”.

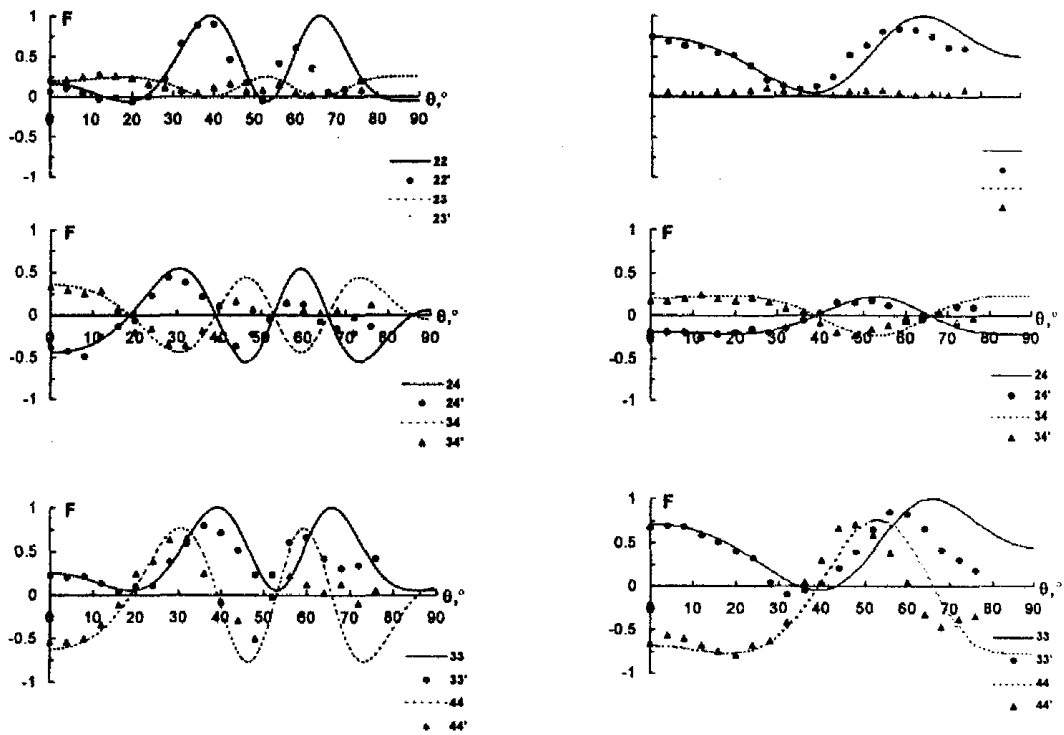


Рис. 3. Індикатриси матричних елементів кісткової тканини.

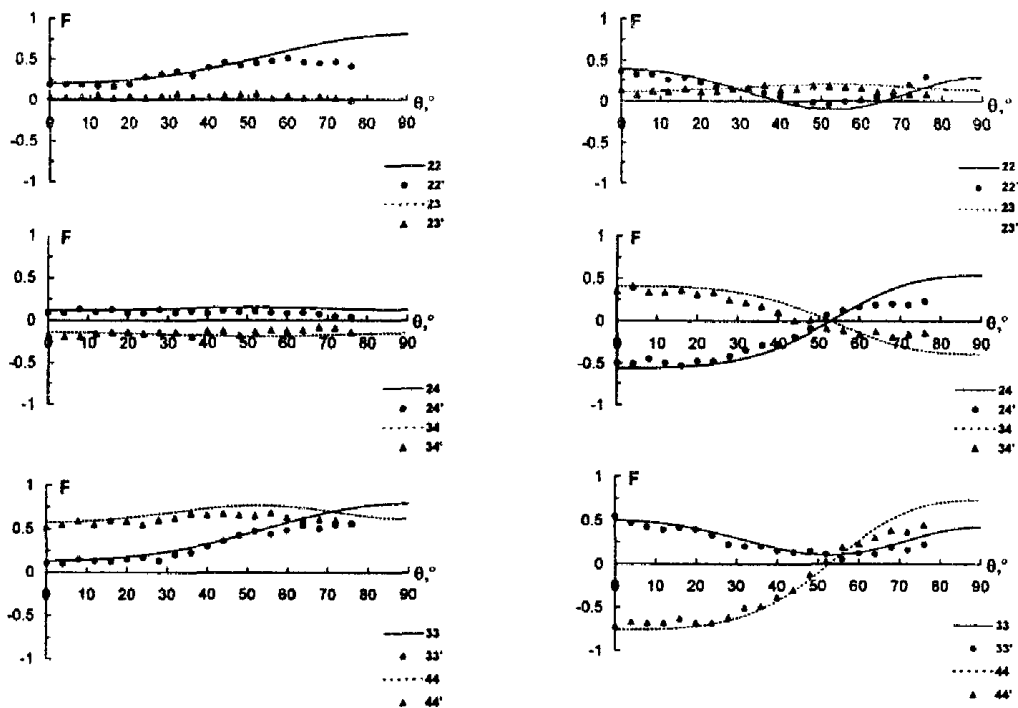


Рис. 4. Індикатриси матричних елементів міометрія.

Геометрична товщина зразків обиралася з умови, при якій показник ослаблення $\tau < 0,1$, що відповідає ситуації одноразового розсіяння.

З одержаних результатів видно:

1. Серія індикатрис матричних елементів мультифрактальних структур біотканин усіх типів володіє осцилювальним квазігармонічним характером.

2. Період осциляцій матричних елементів архітектонічної структури КТ у декілька разів (~ 3) менший, ніж для колагенових сіток міометрія.

3. У ділянці кутів “прямого” розсіяння ($\theta = 0^\circ - 20^\circ$) існує задовільна кореляція між експериментальними та теоретичними даними, – розбіжність не перевищує 10-15%. У ділянці великих кутів розсіювання ($\theta > 20^\circ$) розбіжність між теорією та експериментом зростає до 40-50%.

4. Основні відмінності між нормальними та патологічно зміненими тканинами супроводжуються:

4.1. Зменшенням амплітуди (у 2-3 рази) осциляцій елементів $f_{ik}(\Theta)$ матриці Мюллера та збільшенням їх періоду для зразків КТ з проявами остеопорузу в порівнянні з фізіологічно нормальною біотканиною;

4.2. Збільшення амплітуди (на 50% - 80%) матричних елементів $f_{ik}(\Theta)$ і зменшення періоду їх осциляцій для зразків міометрія з проявами патологічних (фіброматоз) змін.

Для патологічно зміненої КТ процес декальцинації супроводжується зменшенням інтегральної величини двопронезаломлення мультифрактальної сітки, тобто зменшенням амплітуди осциляцій $f_{ik}(\Theta)$ і ростом величини їх періоду. Поряд з цим дезорієнтація фрактальних доменів (збільшення дисперсії орієнтацій) ще більше посилює такі зміни в структурі матричних елементів.

У зразках міометрія з патологічними змінами мають місце обернені закономірності, які відповідають збільшенню рівня інтегральної величини двопронезаломлення та зменшенню величини дисперсії орієнтацій колагенових волокон.

На рис. 5 і 6 наведені результати, які ілюструють деякі можливості стохастично-поліметричного методу у визначенні орієнтаційної та оптично анізотропної структури біотканин за виміряними індикаторами $f_{ik}(\Theta)$.

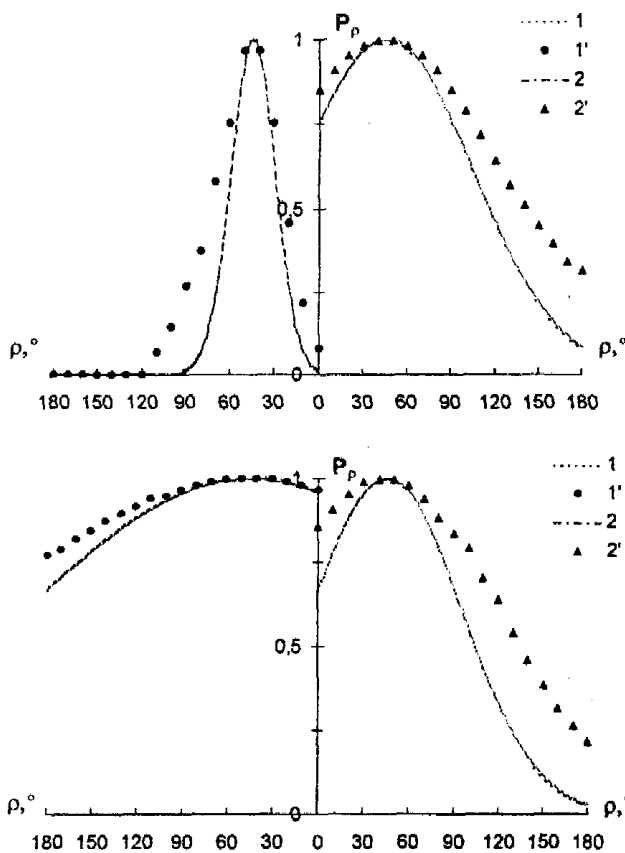


Рис. 5. Імовірнісні розподіли орієнтацій мультифрактальної сітки кісткової тканини (зверху) і міометрія (знизу).

Суцільними лініями позначені аналітичні залежності орієнтаційних і анізотропних статистичних параметрів мультифрактальної сітки біотканин типу “А” (ліва частина рис. 5 і криві 1 на рис. 6 відповідно) і “В” (права частина рис. 2.5.5 і криві 2 на рис. 2.5.6), які визначалися з використанням алгоритмів (6) – (11).

Наведені результати кількісно ілюструють трансформацію оптико-геометричних параметрів анізотропної фази структури біотканини на ранніх етапах виникнення патологічних змін. Видно, що характер змін функцій розподілів $P_\rho, P_\sigma, P_{\Delta n}$ відповідає процесам дезорієнтації та декальцинації архітектонічної структури КТ, а також процесам пухлиноутворення та звапнення м'яких тканин (співвідношення (2) і (3) відповідно).

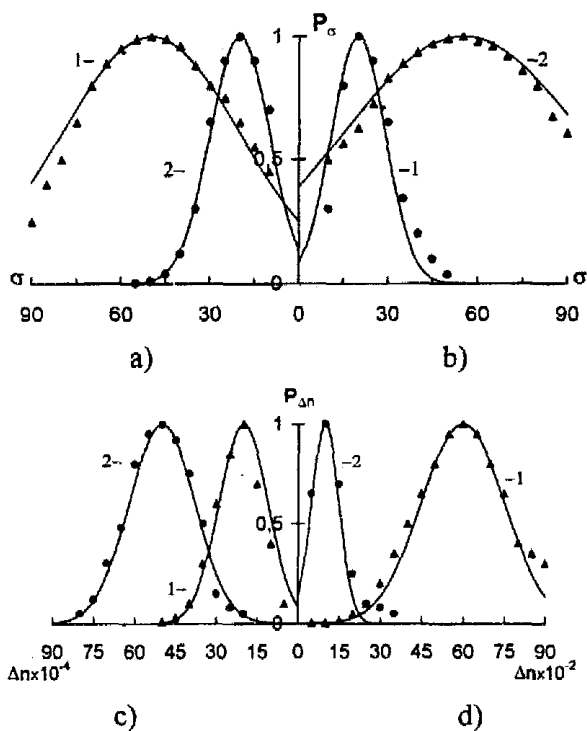


Рис. 6. Імовірнісні розподіли дисперсії мультифрактальної сітки (зверху) і величини її двоприменезаломлення (знизу).

of bone // Proc. SPIE. 1997. V. 3317. P. 425-433. 5. *Tissue optics* / Eds A.J. Welch, M.C.J. van Gemert, Academic, 1992. 6. *Ushenko A.G., Pishak V.P., Yermolenko S.B., Pishak O.V., Bodnar B.D., Burcovets D.M.* Laser measurements of crystal optical properties of blood formed elements // Proc. SPIE. 1998. V.3573. P.613-615. 7. *Ushenko A.G., Burcovets D.M., Yermolenko S.B., Arkheliuk A.D., Pishak V.P., Yuzko A.M., Pishak O.V., Plaviuk L.A., Peresunko A.P., Znack V.M.* Stockes polarimetry of biotissues // Proc. SPIE. 1999. V. 3904. P. 527-533. 8. *Ushenko A.G., Burcovets D.M., Yermolenko S.B., Arkheliuk A.D., Pishak V.P., Yuzko A.M., Pishak O.V., Plaviuk L.A., Peresunko A.P., Znack V.M.* Phase-polarized visualization and processing coherent images of biotissue fractal structures // Proc. SPIE. 1999. V. 3904. P. 534-541. 9. *Ushenko A.G., Burcovets D.M., Yermolenko S.B., Arkheliuk A.D., Pishak V.P., Grigorishin P.M., Pishak O.V., O.Y. Wanchuliak O.Y.* Investigated of polarized radiation diffraction on the systems of oriented biofractal fibers // Proc. SPIE. 1999. V.3904. P.553-556. 10. *Ushenko A.G., Burcovets D.M., Yermolenko S.B., Arkheliuk A.D., Pishak V.P., Grigorishin P.M., Pishak O.V., O.Y. Wanchuliak O.Y.* Laser polarimetry of the orientational structure of bone tissue osteons // Proc. SPIE. 1999. V.3904. P.557-561.

LASER POLARIMETRY OF PATHOLOGICAL CHANGES OF MORFOLOGICAL STRUCTURE BIOTISSUES

V.P. Pishak^a, A.G. Ushenko^a, O.V. Pishak^b

Abstract. The phase-polarized method of visualization of optical-anisotropy inhomogeneities of biotissues is proposed. It is based on the multifractal modeling of biotissue properties. The algorithm of receiving topograms of orientation of fractal domains of visualized architectonic net of a biotissue is elaborated and approved experimentally.

Key words:

^aChernivtsi State University,
^bBukovinian State Medical Academy