УДК 612.75:004.4:66.088

Є.Г.Махрова
Буковинський державний медичний університет, м. Чернівці

СТУПІНЬ ВЗАЄМНОЇ ПОЛЯРИЗАЦІЇ ЛАЗЕРНИХ ЗОБРАЖЕНЬ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

Резюме. Дослідження ступеня взаємної поляризації лазерних зображень біологічних тканин можна використовувати для діагностики фазової будови двопроменезаломлювальних структур їх фізіологічно нормальних та патологічно змінених архітектонічних сіток.
Ключові слова: ступінь взаємної поляризації, кісткова тканина.

Для аналізу поляризаційно-неоднорідних полів запропоновано підхід Догаріу [1], в якому кореляція між станами поляризації об'єктного поля в різних точках з амплітудами розглядається як ступінь взаємної поляризації:

$$V^2(r_1, r_2) = \frac{\left(U_x(r_1)U_x(r_2) - U_y(r_1)U_y(r_2)\right)^2 + 4U_x(r_1)U_x(r_2)U_y(r_1)U_y(r_2)\exp\left(i(\delta_2(r_2) - \delta_1(r_1))\right)}{\left(U_x^2(r_1) + U_y^2(r_1)\right)\left(U_x^2(r_2) + U_y^2(r_2)\right)}$$

де U_x,U_y – ортогональні компоненти, U, δ – це фазові зсуви між U_x,U_y

$$\delta(r_1) = arctg\left[\frac{tg2\beta(r_1)}{tg\alpha(r_1)}\right];$$

$$\delta(r_2) = arctg\left[\frac{tg2\beta(r_2)}{tg\alpha(r_2)}\right],$$

де α, β – азимут і еліптичність поляризації.

Матеріал і методи. *Об'єктом дослідження були "оптично тонкі" (коефіцієнт ослаблення $\tau \le 0.1$) гістологічні зрізи фізіологічно нормальної та ураженої остеопорозом кісткової тканини. Методика заморожування тонких шарів біологічних тканин до "азотних" температур забезпечувала практично повну ідентичність їх морфологічної структури in vivo та in vitro. Архітектонічна структура кісткової тканини формується впорядкованими пучками двопроменезаломлюваних колагенових волокон із показником двопроменезаломлення $\Delta n \approx 1.5 \times 10^{-3}$, проміжки між якими мінералізовані кристалами гідроксилапатиту з показником двопроменезаломлення $\Delta n \approx 1.1 \times 10^{-1}$ [2].*

Ранні (доклінічні) патологічні зміни (остеопороз) кісткової тканини морфологічно проявляються зменшенням концентрації кристалів гідроксилапатиту ($\Delta n \approx 10^{-2} \div 10^{-3}$) при незмінній орієнтаційній структурі колагенової сітки. Рисунок 1 демонструє оптичну схему вимірювання сукупності координатних розподілів інтенсивностей зображення біологічних тканин. Освітлювання проводилося колімованим пучком (Ø= мкм) He-Ne лазера (λ=0.6328 мкм). Поляризаційний освітлювач складався з чвертьхвильової пластини і поляризатора. Поляризаційні зображення біологічних тканин за допомогою мікрооб'єктива проектувались у площину світлочутливого майданчика (800×600) CCD-камери, яка забезпечувала діапазон вимірювань структурних елементів біологічних тканин таких масштабів – 2 мкм - 2000 мкм.

Розраховується поляризаційна мапа зображення біологічної тканини, використовуючи координатні розподіли азимутів та еліптичностей [3]:

$$\alpha\begin{pmatrix} r_{11},\ldots r_{1m} \\ \ldots\ldots\ldots \\ r_{n1},\ldots r_{nm} \end{pmatrix} = \Theta\left(I(r) \equiv I_{\min}\right) - \frac{\pi}{2};$$

$$\beta\begin{pmatrix} r_{11},\ldots r_{1m} \\ \ldots\ldots\ldots \\ r_{n1},\ldots r_{nm} \end{pmatrix} = arctg\,\frac{I(r)_{\min}}{I(r)_{\max}},$$

де $\begin{pmatrix} r_{11},\ldots r_{1m} \\ \ldots\ldots\ldots \\ r_{n1},\ldots r_{nm} \end{pmatrix}$ *– координати сукупності* $m \times n$

© Є.Г.Махрова, 2013

пікселів цифрової камери 10; I (r) – координатний розподіл інтенсивності зображення біотканини, виміряний CCD-камерою (без аналізатора); $I^{(0)}(r)$; $I^{(90)}(r)$ *– множини інтенсивностей, що вимірюють при аналізаторі, площину пропускання якого орієнтують під кутами* $\Theta = 0^0$, $\Theta = 90^0$, $I_{\min}(r)$; $I_{\max}(r)$ *– множини мінімальної та максимальної інтенсивності, що визначають обертанням площини пропускання аналізатора на кут* Θ *в межах* $\Theta = 0^0 \div 180^0$. *Далі розраховуються координатні розподіли фазових зсувів* $\delta(r)$ *та ступінь взаємної поляризації зображень біологічної тканини:*

$$V^2(r_{n,m+k}, r_{n,m}) = \frac{\left(\left(I^{(0)}(r_{n,m+k})I^{(0)}(r_{n,m})\right)^{\frac{1}{2}} - \left(I^{(90)}(r_{n,m+k})I^{(90)}(r_{n,m})\right)^{\frac{1}{2}} \right)^2}{I(r_{n,m+k})I(r_{n,m})} +$$

$$+ \frac{4\left(I^{(0)}(r_{n,m+k})I^{(90)}(r_{n,m+k})I^{(0)}(r_{n,m})I^{(90)}(r_{n,m})\right)^{\frac{1}{2}} \cos\left(\delta_{n,m+k}(r_{n,m+k}) - \delta_{n,m}(r_{n,m})\right)}{I(r_{n,m+k})I(r_{n,m})}$$

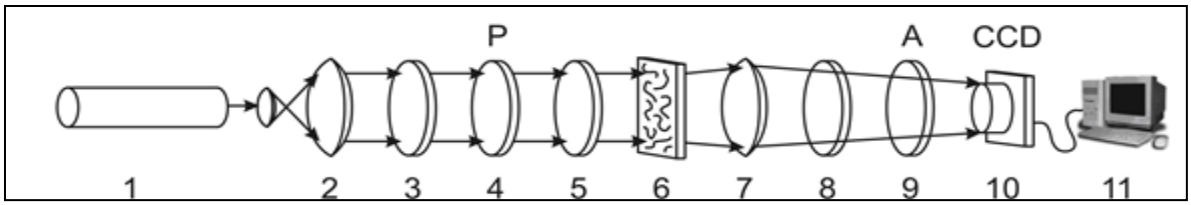

Рис. 1. Оптична схема вимірювання : 1 – He-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильові платівки; 4 – поляризатор; 6 – об'єкт дослідження; 7 – мікрооб'єктив; 9 – аналізатор; 10 – CCD-камера; 11 – персональний комп'ютер.

Результати дослідження та їх аналіз. На рисунку 2 наведено координатні розподіли значень ступеня взаємної поляризації та гістограми їх розподілу, визначені з кроком дискретизації $\Delta r_i = 1$ *піксель* для лазерних зображень фізіологічно нормальної та ураженої остеопорозом кісткової тканини. Аналіз одержаної інформації виявив, що розподіли $2D[V^2(\Delta r_i)]$ зображень зразків здорової біологічної тканини сформовані переважно областями з максимально скорельованими станами поляризації $V^2(\Delta r_i) \to 1$. На це вказує головний екстремум відповідних гістограм $W[V^2(\Delta r_i)]$.

Ранній прояв остеопорозу являє собою процес декальцинації (зменшення концентрації гідроксилапатиту) при незмінній орієнтаційній структурі $\rho(r)$ колагенових фібрил. Оптично це виявляється у координатній модуляції фазових зсувів $\delta(r)$, внесених кристалами гідроксилапатиту між ортогональними компонентами U_x, U_y комплексної амплітуди у точках лазерного зображення. Така модуляція є головною причиною формування поляризаційної неоднорідності лазерного зображення кісткової тканини, що виявляється у формуванні статистичного (практично рівноімовірного) розподілу $V^2(\Delta r_i)$. Координатні розподіли ступеня взаємної поляризації таких зображень сформовані областями, в яких значення ступеня взаємної поляризації змінюються в широких межах ($0 \le V^2(\Delta r_i) \le 1$). Відповідні їм гістограми $W[V^2(\Delta r_i)]$ характеризуються великою кількістю екстремумів і близькі до рівноімовірних.

Зміни координатних розподілів ступеня взаємної поляризації лазерних зображень біологічних тканин різного фізіологічного стану характеризують статистичні моменти 1-4 порядків (таблиця). Порівняльний аналіз статистичних моментів 1-4 порядків розподілів значень $V^2(\Delta r_i)$ лазерних зображень фізіологічно нормальної та патологічно зміненої кісткової тканини демонструє таке: $M_{V^2} \ge M^*_{V^2}$; $\sigma_{V^2} \ge \sigma^*_{V^2}$; $A_{V^2} \ge A^*_{V^2}$; $E_{V^2} \ge E^*_{V^2}$. Зміна фазової модуляції лазерного зображення кісткової тканини, зумовленої деградацією (зменшення концетрації кристалів гідроксилапатиту) оптичної анізотропії її архітектоніки, найбільш виразно виявляється у збільшенні (в 2-3 рази) 4-го статистичного моменту (ексцесу) розподілу $V^2(\Delta r_i)$.

Висновки. 1. Статистичний аналіз координатних розподілів ступеня взаємної поляризації

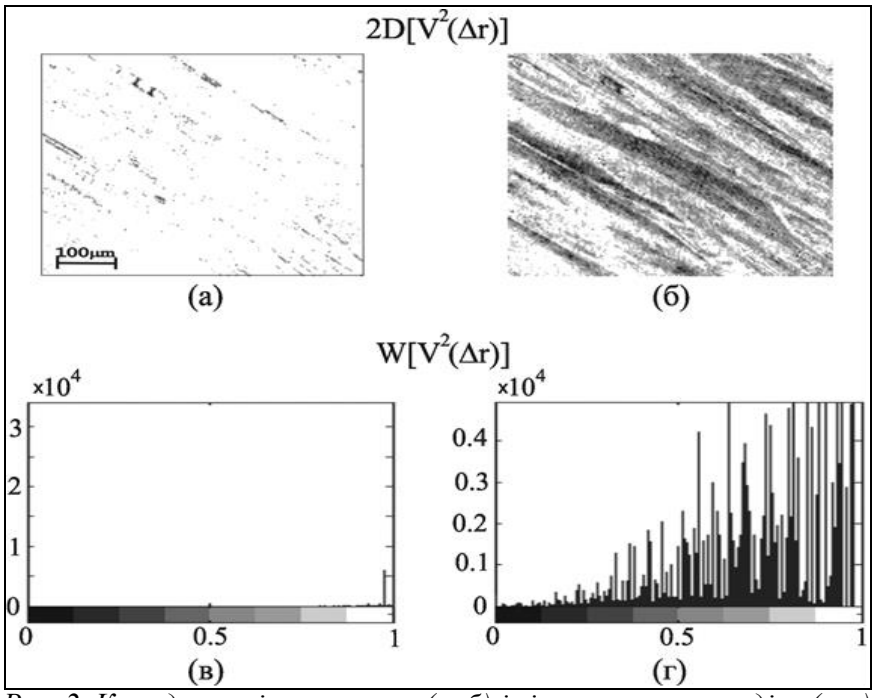

Рис. 2. Координатні структури (а, б) і гістограми розподілу (в, г) значень ступеня взаємної поляризації лазерних зображень здорової (а, в) і патологічно зміненої (б, г) кісткової тканини.

Таблиця

Статистичні моменти 1-4 порядків координатних розподілів ступеня взаємної поляризації лазерних зображень кісткової тканини

Кісткова тканина (34 зразки)			
Норма		Остеопороз	
$M^*_{V^2}$	**0.24 ± 6%**	M_{V^2}	**0.85 ± 13%**
$\sigma^*_{V^2}$	**0.18 ± 8%**	σ_{V^2}	**0.45 ± 16%**
$A^*_{V^2}$	**87.3 ± 13%**	A_{V^2}	**97.7 ± 23%**
$E^*_{V^2}$	**74.9 ± 17%**	E_{V^2}	**198.3 ± 25%**

Примітка: M – середнє, D – дисперсія, A – коефіцієнт асиметрії, E – коефіцієнт ексцесу.

лазерних зображень кісткової тканини виявив ефективність діагностичного використання для доклінічної діагностики патологічних (остеопороз) змін її структури. Трансформація фазових зсувів, які вносяться анізотропією їх речовини, проявляється у зміні ексцесу розподілу ступеня взаємної поляризації; значення ексцесу, що характеризують зображення патологічно змінених тканин, відрізняються від значень, що характеризують зображення здорових тканин, в декілька разів. 2. Розглянуті "граничні" випадки трансформації будови оптично анізотропних фібрил на прикладі кісткової тканини в повній мірі не охоплюють все різноманіття архітектонічних структур біологічних тканин інших типів, що об'єктивно потребує розширення (варіації) величини інтервалів дискретизації Δr.

Список використаної літератури

1. Ellis J. Complex degree of mutual polarization / J.Ellis, A.Dogariu / Opt. Lett. – 2004. – Vol. 29. – P. 536-538. 2. Mueller matrices mapping of biological tissue architectonics / A.G.Ushenko, V.P.Pishak, O.V.Pishak et al. // Proc. SPIE. – 2004. – Vol. 5477. – P. 422-429. 3. Wolf E. Correlation-induced changes in the degree

of polarization, the degree of coherence, and the spectrum of random electromagnetic beams on propagation / E.Wolf // Opt. Lett. – 2003. – Vol. 28. – P. 1078-1080.

СТЕПЕНЬ ВЗАИМНОЙ ПОЛЯРИЗАЦИИ ЛАЗЕРНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ КОСТНОЙ ТКАНИ

Резюме. Исследование степени взаимной поляризации лазерных изображений биологических тканей можно использовать для диагностики фазового строения дволучепреломляющих структур их физиологически нормальных и патологически измененных архитектонических сеток.

Ключевые слова: степень взаимной поляризации, костная ткань.

DEGREE OF MUTUAL POLARIZATION OF OSSEOUS TISSUE LASER IMAGES

Abstract. A study of the degree of a mutual polarization of laser images of biological tissues can be used to diagnose the phase birefringent structure of their physiologically normal and pathologically changed architectonic networks.

Ключові слова: degree of mutual polarization, osseous tissue.

Bukovinian State Medical University (Chernivtsi)

Надійшла 14.02.2013 р.
Рецензент – проф. В.Т.Бачинський (Чернівці)