

МКВ А 61 N: 5/06; G 01K 33/48

*СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ ОРІЄНТАЦІЇ ФІБРИЛ КОЛАГЕНОВИХ ВОЛОКОН ОСТЕОНІВ КІСТКИ*

Винахід відноситься до фізичної оптики та медицини і може бути використаний для дослідження орієнтації фібрил колагенових волокон остеонів кісток, що актуально як в аналіз внутрітінної архітекtonіки кістки, пов'язаному з діагностикою мармурової хвороби, хвороби Гьщжета, акромегалії, остеоміобластиаїлазії. так і у об'єктивному визначенні міцності кісток природнього та штучного походження.

Аналогом проионуємого способу є метод, описаний в [ 1 ]. Тут використовують полярогаідний мікроскоп, формують мікроскопічне зображення мікропрепарата кістки в схреіценних поляризаторі-аналізаторі, візуально оцінюють орієнтацію фібрил колагенових волокон остеонів по напрямках освітлених ділянок у мікроскопічному поляризаційному зображенні мікропрепарата кістки.

Основним недоліком способу, описаного в [ 1 ], є низька точність в оцінці орієнтацій фібрил колат-енових волокон остеонів кістки та неможливість проведення об'єктивних вимірювань як орієнтації окремих пучків фібрил так і імовірісного розподілу їх орієнтацій у всій площині мікропрепарата кістки внаслідок того, що у площині зображення сшхлрігаються проекції напрямків орієнтації, а не реальна орієнтація фібрил колагенових волокон остеонів кістки.

Задача даного винаходу полягала у розширенні функціональних можливостей визначення дійсного імовірнісного розподілу орієнтацій фібрил колагенових волокон остеонів кістки при одночасному підвищенні точності вимірювання за рахунок високоточного вимірювання розподілу азимутів та еліптичностей поляризації лазерних коливань у біоспеклах [ 2 ] когерентного мікроскопічного зображення остеонів кістки.

Розв'язок поставленої задачі досягався тим, що використовують висококогерентне плоскополяризоване випромінювання, проектують когерентне зображення остеонів кістки у гоющину вимірювань, сканують зони біотеклів когерентного зображення за порядковою траєкторією, вимірюють координатний розподіл інтенсивності  $I(x, Y)$  когерентного поляризаційного зображення остеонів кістки, за яким судять про топологічний розподіл орієнтації фібрил колагенових волокон остеонів кістки.

Вдповідність критерію 'новизна' пропонуємому способу забезпечує використання висококогерентної гоюскополяризованого випромінювання, проектування когерентного зображення остеонів кістки у площину вимірювань, сканування ансамбля біоспектрів когерентного зображення за порядковою траєкторією, вимірювання координатного розподілу інтенсивності  $I(X, Y)$  у когерентному поляризаційному зображенні остеонів кістки, за яким судять про топологічний розподіл орієнтації фібрил колагенових волокон остеонів кістки.

\* ітхідницький рівень\* пропонуємому способу забезпечується новою сукупністю дій, яка призводить до розширення функціональних можливостей при визначенні імовірнісного розподілу орієнтації фібрил колагенових волокон остеонів кістки , при одночасному підвищенні точності їх вимірювання.

Нзочевидність розв'язку даної задачі впливає з того, що ні в одному з розглянутих нами аналогів пропонуємого способа не зустрічається:

сканування за порядковою траєкторією когерентного зображення біошешів остеонів кістки та вимірювання топологічного розподілу інтенсивності в її когерентному зображенні.

Розглянемо основні теоретичні передумови способу.

При проходженні крізь систему остеонів кістки висококогерентного поляризованого випромінювання на її поверхні виникає поляризаційно-інтерференційна картина розподілу інтенсивностей якої несе інформацію про просторовий розподіл фазових зсувів, що виникають між ортогонально поляризованими компонентами освітлюючого лазерного поля. Величина інтенсивності в кожній точці когерентного зображення з координатами (X,Y) пов'язана із величиною фазового зсуву між ними наступним співвідношенням [2]:

де  $S$  - локальний фазовий зсув, величина якого пов'язана із кутим орієнтації фібрил колагенових волокон остеонів кістки таким чином:

$$S(X,Y) = \frac{1}{\sqrt{2}} \left[ \arctan \left( \frac{Y}{X} \right) + \frac{\pi}{4} \right] + \frac{\pi}{2} \sin^2 \theta$$

Тут  $\theta$  - кут між напрямком фібрил остеонів відносно напрямку променю світла.  $\Delta$  - показник заломлення,  $L$  - довжина хвилі лазерного випромінювання, X, Y - декартові координати аналізованої ділянки у площині когерентного зображення,  $d$  - геометрична товщина мікропористості кістки.

З (1) - (2) можна визначити величину кута  $\theta$  в

$$\theta = \arcsin \left( \frac{b \sqrt{1 - \gamma^2} - 4ac}{b^2 - 4ac} \right) \quad (3)$$

де

$$\begin{aligned}
 a &= \frac{16x^2d^2 + [2d^2 - (3x^2 + y^2)]}{16}, \\
 b &= 0,5d^2x - 1,75x^3d - 1,25xy^2d - \frac{\delta(x,y)\lambda x}{2\pi\Delta n} \\
 c &= \frac{(x^2 + y^2)^2 - [d^2 - (1,5x^2 - 0,5y^2)]}{2\pi\Delta nd} \frac{\delta(x,y)\lambda}{2\pi\Delta nd}
 \end{aligned} \tag{44}$$

Таким чином, вимірюючи координатний розподіл інтенсивності  $I(X,Y)$  поляризаційно-когерентного зображення системи остеонів кістки, можна однозначно визначити розподіл орієнтацій фібрил колагенових волокон остеонів кістки.

Запропонований апарат пояснюється блок-схемою на рисі. Вона містить наступні блоки-оператори, розміщені у такій функціональній послідовності: випромінювальний блок 1, поляризаційний блок 2, об'єктний блок 3, проєкційний блок 4, блок виділення біоспектрів у когерентному зображенні 5, поляризаційно-аналізуючий блок 6, блок обробки даних 7, блок сканування 8.

На рис. 2 наведена схема пристрою, що реалізує запропонований спосіб. Пристрій (рис. 2) містить такі елементи: джерело випромінювання 1, коліматор 2, поляризатор 3, об'єкт 4, проєкційний мікрооб'єктив 5,польову діафрагму 6, поляризатор-аналізатор 7, крокові двигуни X Y, фотоелектронний помножувач 8, аналого-цифровий перетворювач (АЦП) 11, електронно-обчислювальна машина (ЕОМ) 12.

Пристрій працює наступним чином. На вхід пристрою поступає випромінювання одномодового лазера ЛГН-222 (джерело випромінювання 1). Коліматор 2, що складається з двох об'єктивів та діафрагми між ними, формує паралельний пучок, який проходить крізь поляризатор 3, що виділяє строго орієнтований напрямок коливань вектора електричної

напруженості лазерної хвилі у площині падіння, яка спрямовується на дослідний зразок 4. в результаті на поверхні зразка формується когерентне об'єктне поле (ансамбль біошкелів), яке відображається проєкційним об'єктивом 5 у площину реєстрації, де польовою діафрагмою 6 виділяються окремі біошкелі у когерентному зображенні, які проходять крізь поляризатор-аналізатор 7. який орієнтований ортогонально площині поляризації опромінюючого пучка, в результаті сканування когерентного зображення системи остеонів фотоелектронним помножувачем 8 за допомогою крокових двигунів 9, 10, виробляється змінний фотострум, параметри якого обробляються блоком обробки даних, який складається з АЦП 11 та ЕОМ 12.

В результаті визначається координатний (топологічний) розподіл інтенсивностей у когерентному поляризаційному зображенні системи остеонів кістки.

## ЛІТЕРАТУРА

1. Богонатов БМ Структура пластинок остеона // Арх анат., гистол и эмбриол - 1975. - т.69. - №8. - С.56 - 61.
2. Ушанко АГ, Ермоленко СБ., Нзджко МА Еляризаііонно-интерференціонная диагностика внутренних напряжений. // Дефектоскопия. - 1991. - №6. - С.83-88.

# СТОСІВ ВИЗНАЧЕННЯ ОРІЄНТАЦІЇ ФІБРИЛ КОЛАГЕНОВИХ ВОЛОКОН ОСТЕОНІВ КІСТКИ

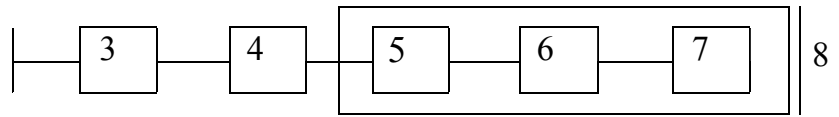


Рис. 1

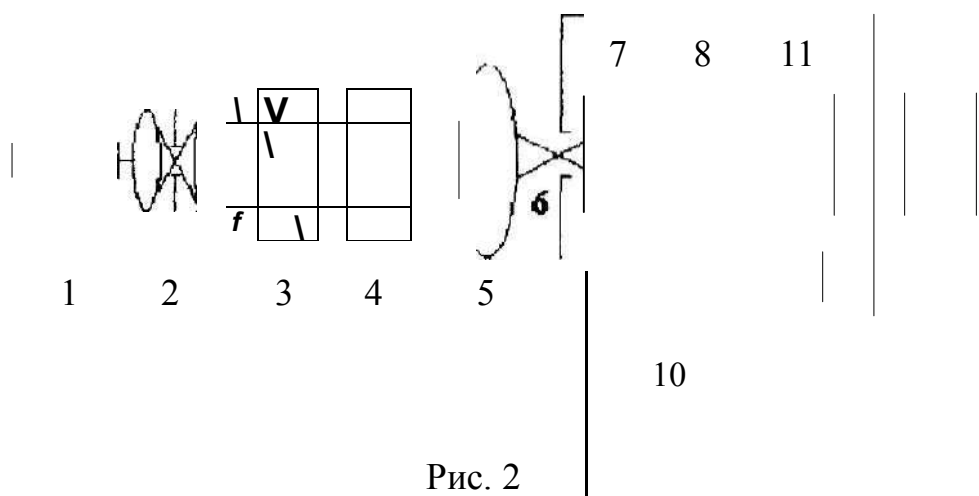


Рис. 2