

*СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ РОЗПОДІЛУ ОРІЄНТАЦІЇ ТА СТУПЕНЯ
МІНЕРАЛІЗАЦІЇ ФІБРИЛ КОЛАГЕНОВИХ ВОЛОКОН КІСТКОВИХ
ТРАБЕКУЛ*

Спосіб відноситься до фізичної оптики та медицини і може бути використаний для дослідження орієнтації фібрил колагенових волокон кісткових трабекул та ступеня їх мінералізації, що актуально, як в аналізі внутрішньої архітектури кістки, пов'язаному з діагностикою мармурової хвороби, хвороби Цеджета, акромегалії, остеопорозу, так і в об'єктивному визначенні міцності кісток природного та штучного походження.

Аналогом запропонованого способу є метод, описаний в [1] Тут використовують поляризуючий мікроскоп, формують мікроскопічне зображення мікропрепарата кістки в скрещених поляризаторі-аналізаторі, візуально оцінюють орієнтацію фібрил колагенових волокон кісткових трабекул по напрямках освітлених діляток у мікроскопічному поляризаторі: цьому зображенню мікропрепаратів кістки, потім визначають загальну площу зображення її оптично активних структур

Основним недоліком способу, описаного в [1], є шість токів в одній орієнтації фібрил колагенових волокон кісткових трабекул та неможливість проведення об'єктивних вимірювань як орієнтації окремих пучків фібрил, так

і імовірнісного розподілу їх орієнтацій у вой площині мікропрепарата кістки, а також визначення ступеня ід мінералізації.

Задача даного винаходу полягала у розширенні функціональних можливостей визначення імовірнісного розподілу орієнтацій фібрил колагенових волокон кісткових трабекул та ступеня їх мінералізації при одночасовому підвищенні точності вимірювання за рахунок прецезійного вимірювання розподілу азимутів та еліпсчностей поляризації лазерних коливань у біоспеклах [2] когерентного мікроскопічного зображення мікропрепарата кістки.

Пхяавлена задача розв'язувалася за допомогою того, що використовують висококогерентне лінійно поляризоване випромінювання, орієнтують вісь пропускання лінійного поляризатора та вісь найбільшої швидкості фазовокомпенсуючої пластинки паралельними площині падіння, проєціюють когерентне зображення (ансамбль біоспеклів) мікропрепарата кістки у площину вимірювань, сканують когерентне зображення ансамбля біоспеклів за порядковою траєкторією, виділяють області окремих біошеклів, обертають лінійний аналізатор навколо оптичної вісі, послідовно вимірюють максимальний I_{\max} та мінімальний I^{\wedge} рівні інтенсивності когерентною зображення окремого біоспекла, визначають азимут поляризації α лазерних коливань у біоспеклі, обертають фазовокомпенсуючу ішастинку навколо оптичної вісі і визначають кут обер'ївння $\% \blacksquare > P^{\text{И}}$ якому мінімальний рівень інтенсивності когерентного зображення біоспекла перетворюється у нульовий ($I_{\min} = 0$), за якими судять про розподіл орієнтації фібрил колагенових, волокон кісткових трабекул та ступінь їх мінералізації.

Нддовідність критерію 'новизна' пропонуємому способу забезпечує використання висококогерентного лінійно поляризованного випромінювання, проешовання когерентного зображення (ансамбль біоспеклів) мікропрепарата кістки у площину вимірювань, орієнтаця вісі пропускання лінійного поляризатора та вісі найбільшої швидкості

фазовокомпенсуючої пластинки паралельними площині падіння сканування когерентного зображення ансамбля біоспектрів за порядковою траєкторією, виділення області окремих біоспектрів, обертання лінійного аналізатора навколо оптичної вісі, послідовне вимірювання максимального I^{\wedge} та мінімального I_{min} рівнів інтенсивності когерентного зображення окремого біоспектра, визначення азимута поляризації α лазерних коливань у біоспектрі, обертання фазовокомпенсуючої пластинки навколо оптичної вісі та визначення кута $\chi^{\wedge} \text{Щ}^{\wedge}$ -якому мінімальний рівень інтенсивності когерентного зображення біоспектра перетворюється у нульовий ($I^{\wedge} = 0$), за якими судять про розподіл орієнтації фібрил колагенових волокон кісткових трабекул та ступінь їх мінералізації.

* Експериментальний рівень⁴ пропонуємого способу забезпечується новою сукупністю дій, яка призводить до розширення функціональних можливостей при визначенні імовірнісного розподілу орієнтації фібрил колагенових волокон кісткових трабекул та ступеня їх мінералізації при підвищенні точності вимірювання.

Очевидність розв'язку даної задачі випливає з того, що ні в одному з розглянутих нами аналогів пропонуємого способу не зустрічається: сканування за порядковою траєкторією когерентного зображення біоспектрів мікропрепарата кістки, послідовного вимірювання їх максимального і мінімального рівнів інтенсивності та азимутів поляризації світлових коливань, обертання фазовокомпенсуючої пластинки на кут при якому мінімальний рівень інтенсивності когерентного зображення біоспектра перетворюється у нульовий.

Розглянемо основні теоретичні припущення способу.

Лінійно поляризований висококогерентний пучок найбільш повно описується за допомогою вектора Стокса [2] наступного вигляду:

$$\begin{pmatrix} 1 \\ \cos 2\alpha_0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (1)$$

Тут α_0 - азимут поляризації падаючої на досліджуваний зразок лазерної хвилі.

Дія фазовокомпенсуючої пластинки на поляризаційну структуру опромінюючого висококогерентного пучка описується матрицею¹ та її оператором [2]

$$\begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 2p & \sin 2p \\ 0 & -\sin 2p & \cos 2p \end{pmatrix} \quad (2)$$

$$\begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 4p & \sin 4p \\ 0 & -\sin 4p & \cos 4p \end{pmatrix}$$

Тут p - кут орієнтації до найбільшої¹ різниці показу заломлення у площині фазовокомпенсуючої пластинки.

Коли $P-OQ$, то об'єкт опромінює лазерна хвиля із параметрами поляризації, що задаються вектором Стокса S_0 , при проходженні якої хвилі крізь область впорядкованої орієнтації фібрил колагенових волокон кісткових грабекул на їх поверхні формується біоекватор оптичних параметрів якого визначаються наступними рівняннями:

де $\{f\}$ - матричний оператор, який описує оптичні властивості області впорядкованої структури пучків фібрил:

$$\{f\} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (4)$$

Тут φ - кут переважної орієнтації пучків фібрил, s - величина фазового зсуву, що виникає між ортогональними компонентами поляризації опромінюючого пучка. При проходженні останнього на поверхні мікропрепарата кістки формується біоспекл, оптичні характеристики якого визначаються вектором Стокса \mathbf{J}^* :

$$\sin 2\alpha \cos 2\beta; \quad (5)$$

Тут α - відповідно, азимут та еліптичність поляризації світлових коливань у когерентному зображенні біоспекла.

З (4), (5) випливає, що орієнтація ігучків фібрил кісткових трабекул в площині мікропрепарата кістки визначається таким алгоритмом:

$$(6)$$

$$\alpha, =$$

Розміщуючи перед фотоприймачем лінійний аналізатор, можна виміряти параметри поляризації біоспекла когерентного зображення мікропрепарата кістки:

$$a_1 = 1 \text{ mm}$$

$$p^* = \arctan \frac{I_{\min}^{(8)}}{I_{\max}}$$

де $I_{\min}^{(8)}$ - відповідно, мінімальний і максимальний рівні інтенсивності поляризаційного зображення біоспекла; θ - кут обертання аналізатора, при якому сигнал фотоприймача мінімальний.

Якщо фазовокомпенсуюча пластинка опромінюючого пучка обертається, то це змінює параметри його поляризації $c(\theta)$:

$$p = \frac{\cos 2\alpha^*}{\sin 2\alpha \Gamma \cos \theta + \sin 2\Delta} \quad (9)$$

Причому $c(\theta)$ функціонально залежать від кута обертання осі найбільшої швидкості p . Можна показати, що існує такий стан поляризації опромінюючого пучка ($\Delta = 0$) при якому поляризація світлових коливань у когерентному зображенні біоспекла стає лінійною ($\Gamma = 0$).

При цьому мінімальний рівень інтенсивності його поляризаційного зображення перетвориться у нульовий ($I_{\min} = 0$),

Розв'язуючи систему рівнянь (4) - (10), визначаємо величину фазового зсуву δ , який пов'язаний зі ступенем мініфікації наступним співвідношенням:

$$= \arctan \frac{\sin(\alpha - \alpha^*)}{S}$$

$$\alpha^* = \arcsin \left(\frac{2a_0}{D} \tan D^* H; C = \right.$$

—

де l - геометрична товщина мікропрепарату кістки, A - величина показника двопротоменезаломлення, λ - довжина хвилі лазерного випромінювання.

Таким чином по виміряним значенням α та P можна однозначно визначити параметри орієнтації p та ступеня мінералізації C фібрил колагенових волокон кісткових трабекул та відповідні їм топологічні

Запропонованими аусоб пояснюється блок-схемою на рис. 1. Вона вміщує наступні блоки-оператори, розміщені у такій функціональній послідовності: випромінювальний блок 1, поляризаційний блок 2, об'єктний блок 3, фокусувальний 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) вміщує такі елементи: джерело випромінювання 1, коліматор 2, поляризатор 3, фазовокомпенсуюча пластинка 4, об'єкт 5, проєкційний мікрооб'єктив 7, польову діафрагму 8, поляризатор-аналізатор 9, крокові двигуни 10, 11, 12, 13, фотоелектронний помножувач 14, аналого-цифровий перетворювач (АЦП) 15, електронно-обчислювальна машина (ЕОМ) 16.

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

сірого орієнтований напрямок коливань вектора електричної напруженості лазерної хвилі у площині падіння, яка афімовується на дослідний зразок 6 крізь фазовокомпесуючу пластинку 4, яка обертається за допомогою крокового двигуна 5, в результаті на поверхні зразка формується когерентне об'єктне поле (ансамбль біошкелів X яке відображається проєкційним об'єктивом 7 у площину реєстрації, де польовою діафрагмою 8 виділяються окремі біоспекли у когерентному зображенні, які проходять крізь поляризатор-аналізатор Y який обертається навколо оптичної вісі кроковим двигуном 10, у результаті фотопомножувач 11 виробляє змінний фотострум, параметри якого обробляються блоком обробки даних, який складається з АЦП 12 та ЕОМ 13, який керує кроковими двигунами 14, 15, що здійснюють сканування вимірювального вузла 8 - 11 у двох взаємно перпендикулярних напрямках по порядковій траєкторії.

№ першому етапі визначається поляризаційний стан світлових коливань у виділеному біоспеклі когерентного зображення. Для цього обертають лінійний аналізатор 9 за допомогою крокового двигуна 10 та вимірюють екстремальні значення фотострума фотоелектронного помножувача 11, які пропорційні максимальному (I_{\max}) і мінімальному (I_{\min}) рівням інтенсивності когерентного зображення виділеного біоспекла, а також визначають кут обертання поляризатора-аналізатора 9 (θ), при якому рівень фотострума фотоелектронного помножувача мінімальний. За допомогою ЕОМ 13 визначаються локальні значення азимута (α), еліптичності (β) поляризації локального біоспекла у когерентному зображенні і відповідна орієнтація фібрил колагенових волокон кісткових трабекул.

№ другому етапі обертають за допомогою крокового двигуна 5 фазовокомпесуючу пластинку 4 на кут ρ , при якому мінімальний рівень інтенсивності (I_m) перетворюється у нульовий ($I = 0$). За допомогою ЕОМ 13 обчислюють ступень мінералізації

Далі приймалшо-аналізуючий вузол S - 11 кроковими двигунами 14, 15
Пфемішується в іншу ділянку когерентного зображення мікрогірешрата
КІСТКИ І ЗНОВУ ОТРИМУЄТЬСЯ СУКУПНІСТЬ ДАНИХ $4\sqrt{A \cdot P}$)-

Таким чином визначається координатний (топоіюгічний) розподіл
випадкових орієнтацій фібрил колагенових вошкон КІСТКОВИХ трабекул та
ступеня їх мінералізації.

Реалізація даного способу забезпечує нові функціональні можливості в
розв'язку задачі по визначенню топологічного розподілу випадкових
орієнтацій фібрил колагенових волокон кісткових трабекул та ступінь їх
мінералізації при точності вимірювання, яка складає $10'' - 15''$, 10° , що не
досягається у прототипі.

ЛІТЕРАТУРА

1. Богонатов Б.Н Структура пластинок остеона // Арх. анат, гистол и эмбриол. - 1975. - т.69. - №8. ~ С.56 - 61,
2. Угаенко АГ., Ермоленко СБ., Ъдужко МА Гъяризационно-интерфенгдионная диагаостика внутренних напряжений. // Дефектоскопия. - 1991. - №6. - С.83-88.

СГЮСІБ ВИЗНАЧЕННЯ РОЗГЮДІЛУ ОРІШГАЦІ ТА СГУ1ЕНЯ МІНЕРАЛІЗАЦІЇ ФІБРИЛ КОЛАГЕНОВИХ ВОЛОКОН КІСТКОВИХ ТРАБЕКУЛ

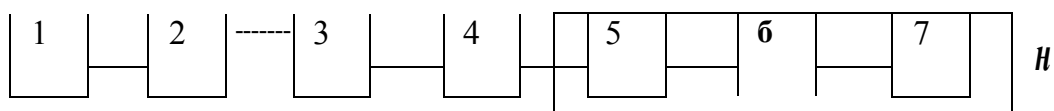


Рис. і

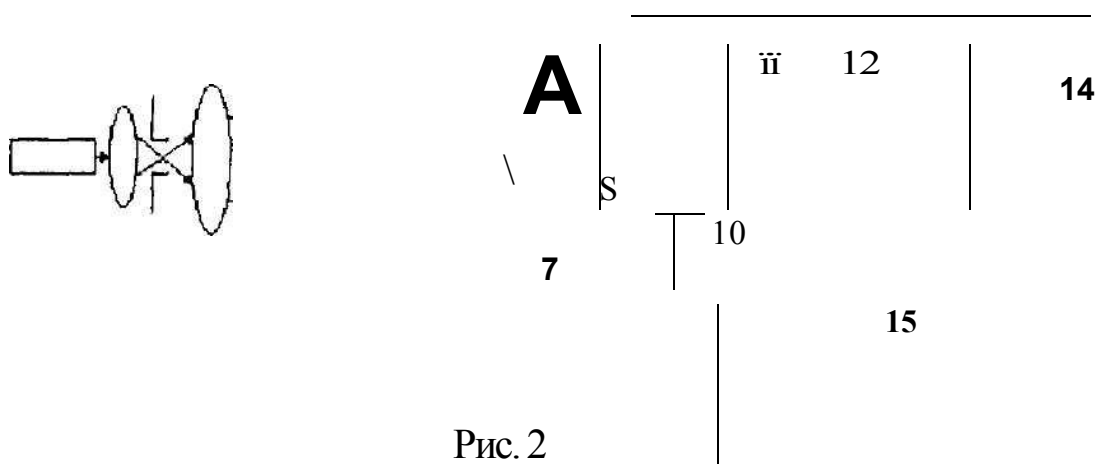


Рис. 2