



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 49708

(13) A

(51) B 6 A61N5/61

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ
НА ВИНАХІДвидається під
відповідальністю
власника
патенту

(54) СПОСІБ ЛАЗЕРНОЇ ПОЛЯРИМЕТРИЧНОЇ ДОКЛІНІЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ ДЕГЕНЕРАТИВНО-ДИСТРОФІЧНИХ ЗМІН КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ

1

2

(21) 2002032066

(22) 14 03 2002

(24) 16 09 2002

(46) 16 09 2002, Бюл. № 9, 2002 р.

(72) Дем'яновський Геннадій Валерійович, Ангельський Олег Вячеславович, Ушенко Олександр Григорович, Бурковець Дмитро Миколайович, Ушенко Юрій Олександрович

(73) ТОВАРИСТВО З ОБМЕЖЕНОЮ ВІДПОВІДАЛЬНІСТЮ "ДЕФІС"

(57) Спосіб лазерної поляриметричної доклінічної діагностики дегенеративно-дистрофічних змін кісткової тканини, що включає освітлення взірця монохроматичним світлом, проектування об'єктного поля в площину зображення, сканування польовою діафрагмою, визначення величини кута дифракції, за якою судять про середній розмір впорядкованих елементів текстури взірця,

який відрізняється тим, що використовують висококогерентне випромінювання, розміщують взірець між співвісно орієнтованими поляризатором і аналізатором, послідовно орієнтують текстуру взірця компланарно (Н) та ортогонально (V) їх осям пропускання, проектують когерентні мікрозображення взірця кісткової тканини в площину вимірювань, вимірюють для кожної орієнтації текстури взірця рівні інтенсивності когерентного об'єктного сигналу (I_{HH} , I_{VV} , відповідно), сканують поле за кутами в площині розсіяння, визначають кут розсіяння Θ_{\max} , при якому відношення ортогональних за орієнтаціями текстури когерентних об'єктних сигналів приймає екстремальне значення, за яким судять про середньостатистичний розмір та ступінь впорядкованості мінералізованих волокон кісткової тканини

Винахід відноситься до медицини, оптики розсіюючих середовищ, біофізики і може бути використаний у безконтактній неруйнівній діагностиці текстури кісткової тканини, що актуально при оцінці міцностних характеристик кісток, а також в ранньому клінічному визначенні проявів остеопорозу.

Прототипом запропонованого способу є безконтактний оптичний метод діагностики текстури біотканин, який заснований на дифракційному аналізі мікроскопічного зображення гістологічних зрізів [1]. Тут за величиною кута першого дифракційного максимуму визначають середній розмір орієнтованих структур біотканини. Недоліком способу є низька точність вимірювання кута дифракції, а також неможливість його застосування до статистичних світлорозсіюючих текстурованих тканин, де має місце як розподіл волокон за розмірами, так і за напрямками орієнтації.

Задачею винаходу є доклінічна діагностика дегенеративно-дистрофічних змін кісткової тканини шляхом розширення функціональних можливостей при визначенні ступеня впорядкованості мінералізованих волокон із статистичним розкидом поперечних розмірів при одночасовому підвищенні точ-

ності вимірювань

Задача розв'язується за схемою, згідно якої використовують висококогерентне випромінювання, розміщують взірець між співвісно орієнтованими поляризатором і аналізатором, послідовно орієнтують текстуру взірця компланарно (Н) та ортогонально (V) їх осям пропускання, проектують когерентні мікрозображення взірця кісткової тканини в площину вимірювань, вимірюють для кожної орієнтації текстури взірця рівні інтенсивності когерентного об'єктного сигналу (I_{HH} , I_{VV} відповідно), сканують поле за кутами в площині розсіяння, визначають кут розсіяння Θ_{\max} , при якому відношення ортогональних за орієнтаціями текстури когерентних об'єктних сигналів приймає екстремальне значення, за якими судять про середньостатистичний розмір та ступінь впорядкованості мінералізованих волокон кісткової тканини.

Відповідність критерію "новизна" пропонованому способу забезпечує використання висококогерентного випромінювання, розміщення взірця між співвісно орієнтованими поляризатором і аналізатором, послідовна орієнтація текстури взірця компланарно (Н) та ортогонально (V) їх осям пропус-

(13) A

(11) 49708

(19) UA

кання, проектування когерентних мікрозображень взірця кісткової тканини в площину вимірювань, вимірювання для кожної орієнтації текстури взірця рівнів інтенсивності когерентного об'єктного сигналу (I_{HH} , I_{VV} , відповідно), сканування поля за кутами в площині розсіяння, визначення кута розсіяння Θ_{\max} , при якому відношення ортогональних за орієнтаціями текстури когерентних об'єктних сигналів приймає екстремальне значення, за якими судять про середньостатистичний розмір та ступінь впорядкованості мінералізованих волокон кісткової тканини

Неочевидність розв'язку даної задачі впливає з того, що ні в одному із розглянутих нами аналогів запропонованого способу не зустрічається проектування когерентних мікрозображень взірця кісткової тканини в площину вимірювань, вимірювання для кожної орієнтації текстури взірця рівнів інтенсивності когерентного об'єктного сигналу (I_{HH} , I_{VV} відповідно), сканування поля за кутами в площині розсіяння, визначення кута розсіяння Θ_{\max} , при якому відношення ортогональних за орієнтаціями текстури когерентних об'єктних сигналів приймає екстремальне значення, за якими судять про середньостатистичний розмір та ступінь впорядкованості мінералізованих волокон кісткової тканини

"Винахідницький рівень" пропонуємого способу забезпечується новою сукупністю дій, яка веде до розширення функціональних можливостей та підвищення точності визначення середньостатистичного розміру мінералізованих пучків кісткової тканини та ступеня їх впорядкованості

Розглянемо основні теоретичні обґрунтування способу Шар текстурованої кісткової тканини можна схематично уявити, як квазіперіодичну дифракційну ґратку статистичного характеру. При проходженні когерентного поляризованого випромінювання крізь таку біоструктуру мають місце наступні ефекти

дифракція когерентного випромінювання на квазівпорядкованих в площині взірця волокнах і формування дифракційних картин у вигляді системи локалізованих в просторі світлорозсіяння дифракційних максимумів,

світлорозсіяння на оптичних неоднорідностях в товщі кісткової тканини і формування спекл картини,

поляризаційно-інтерференційного додавання амплітуд об'єктного поля лазерного випромінювання з наступним формуванням статистичної спекл-дифракційної структури

Отже, якщо біотканина являє собою текстуровану структуру, то на фоні завад світлорозсіяння можна дифрактометричним чином виділити кут дифракції, який відповідає середньостатистичному розміру мінералізованих пучків кісткової тканини за наступним співвідношенням

$$\Theta_{\max} = \arcsin \left[\frac{\lambda}{2 \cdot T_1} \right] \quad (1)$$

де λ - довжина хвилі лазерного випромінювання, T_1 - розмір мінералізованого волокна, T_1 - функція розподілу волокон текстурованої тканини за розмірами

Використання поляризованого, зондуючого взірця випромінювання, дозволяє одержати інформацію і про ступінь статистичної впорядкованості мінералізованих волокон текстури [2]

$$\Sigma = \frac{I_{HH} - I_{VV}}{I_{HH} + I_{VV}} \quad (2)$$

Тут Σ - ступінь впорядкованості мінералізованих волокон кісткової тканини, яка відповідає статистичне переважній орієнтації текстури взірця

Запропонований спосіб пояснюється блок-схемою на фіг. 1. Вона вміщує наступні блоки-оператори, розміщені у функціональній послідовності: випромінювальний блок 1, поляризаційний блок 2, об'єктний блок 3, блок поляризаційно-кутового аналізу 4, вимірювальний блок 5

На фіг. 2 наведена схема пристрою, який реалізує запропонований спосіб. Пристрій (фіг. 2) вміщує наступні елементи: джерело випромінювання 1, коліматор 2, чвертьхвильова пластинка 3, поляризатор 4, об'єкт 5, гоніометричний механізм 6, проєктивний об'єктив 7, аналізатор 8, польова діафрагма 9, фотоелектронний помножувач 10

Пристрій працює наступним чином. На вхід пристрою поступає випромінювання одномодового лазера ЛГН-222 (джерело випромінювання 1). Коліматор 2, який складається з двох об'єктивів та діафрагми між ними, формує паралельний пучок, який проходить крізь чвертьхвильову пластинку 3, що формує циркулярне поляризовану хвилю, з якої аналізатор 4 виділяє плоскополяризований хвильовий фронт, який опромінює взірець кісткової тканини 5, текстура якої послідовно орієнтується колінеарно та ортогонально площині поляризації опромінюючого пучка і формуються відповідні когерентні зображення, які проєктуються об'єктивом 7 крізь аналізатор 8 в площину польової діафрагми 9, яка гоніометричне сканує когерентні зображення кісткової тканини, забезпечуючи реєстрацію рівнів інтенсивності поляризованих когерентних об'єктних сигналів

Таким чином, накопичується масив даних I_{HH} , I_{VV} та Θ_{\max} , які однозначно пов'язані із середньостатистичним розміром мінералізованих волокон кісткової тканини та ступенем їх впорядкованості

Таблиця №1

Середньостатистичний розмір та ступінь впорядкованості волокон кісткової тканини

Параметри	За даними літератури	За результатами способу, що пропонується
	величини	величини
Середньостатистичний розмір	$123 \pm 12 \text{ мкм}$	$123 \pm 0,5 \text{ мкм}$
Ступінь впорядкованості	$25^\circ \pm 1^\circ$	$25^\circ \pm 5'$

При використанні даного способу реалізується доклінічна діагностика дегенеративно-дистрофічних змін кісткової тканини шляхом розширення функціональних можливостей, які поля-

гають в одночасному вимірюванні середньостатистичного розміру мінералізованих волокон текстури кісткової тканини та ступеня їх впорядкованості, при цьому точність вимірювання на 1 - 2 порядки вища ніж у прототипі



Fig. 1

ЛІТЕРАТУРА

- 1 В Байер Биофизика - Изд ИЛ М 1982 - с 418
- 2 Подкамень Л И, Гуминецкий С Г Матрица преобразования светового пучка, прошедшего слой ориентированных рассеивающих частиц - Опт и спектр 1982, 53, № 6 С 1053 - 1058

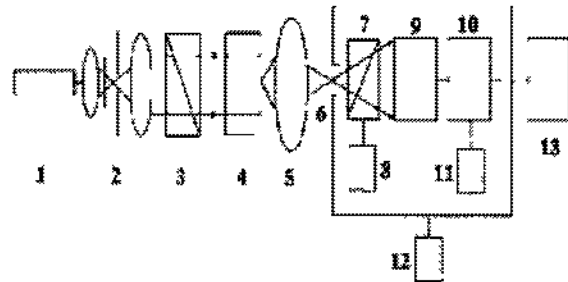


Fig. 2

ДП «Український інститут промислової власності» (Укрпатент)

вул. Сим'ї Хохлових, 15, м. Київ, 04119, Україна

(044) 456 – 20 – 90

ТОВ «Міжнародний науковий комітет»

вул. Артема, 77, м. Київ, 04050, Україна

(044) 216 – 32 – 71