

Дитина отримувала L-тироксин на початку терапії в дозі 12,5 мкг/добу (1,25 мкг/кг/добу), на сьому добу доза була збільшена до 18,75 мкг/добу (1,9 мкг/кг/добу), віт. D₃, аскорбінову кислоту.

Виписана на 14-ту добу з позитивною динамікою: дитина стала активнішою, реагує на звертання, зменшилися набряки на передній черевній стінці, нижніх кінцівках та слизової оболонки носа, частота пульсу – 100–110 ударів за хвилину, випорожнення один раз на добу. На даний час приймає L-тироксин у дозі 18,75 мкг/добу.

Література. 1. Зелінский Б.А., Зелінская Н.Б. Гипотиреоз (Руководство для врачей). – Вінниця: Контигент-ПРИМ, 1998. – 116 с. 2. Деланж Ф. Неонатальный скрининг врожденного гипотиреоза: результаты и перспективы // Пробл. эндокринол. – 2000. – Т.46, №1. – С.37–45. 3. Осин Н.С., Помелова В.Г., Калинин С.Г. и др. Результаты использования тест-системы для неонатального скрининга на врожденный гипотиреоз // Рос. вестник перинатол. и педиатрии. – 2001. – Т.46, №6. – С.16–21. 4. Василевская И.А., Гузев Г.Г., Байков А.Д. и др. Клинические аспекты скрининг-диагностики врожденного гипотиреоза у новорожденных Москвы // Проблемы эндокринол. – 1993. – Т.39, №4. – С.25–27.

СЛУЧАЙ ПОЗДНЕГО ВЫЯВЛЕНИЯ ВРОЖДЕННОГО ГИПОТИРЕОЗА

Т.В. Сорокман, Т.Н. Крецу, М.А. Соломатина

Резюме. В статье описан случай поздней диагностики и несвоевременной терапии врожденного гипотиреоза, следствием чего было резкое снижение физического и невропсихического развития ребенка.

Ключевые слова: гипотиреоз, поздняя диагностика и терапия, последствия.

A CASE OF LATE DETECTION OF CONGENITAL HYPOTHYROIDISM

T.V. Sorokman, T.M. Kretsu, M.A. Solomatina

Abstract. A case of late diagnosis and untimely therapy of congenital hypothyroidism is described in the paper. As a result, there occurs a sharp decrease of the physical and neuropsychic development of a child.

Key words: hypothyroidism, late diagnosis and therapy, sequelae.

Bukovinian State Medical Academy (Chernivtsi)

Clin. and experim. pathol. 2002. Vol.1, №1. P.67-69.

Надійшла до редакції 27.08.2002

УДК 616.6-073.55:535.361

**О.Я. Ванчуляк¹
В.Т. Бачинський¹
О.Г. Ушенко²**

ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-КОРЕЛЯЦІЙНИЙ АНАЛІЗ ДИНАМІКИ ЗМІНИ МІКРОСТРУКТУРИ М'ЯЗОВОЇ ТКАНИНИ

1 – Буковинська державна медична академія, 2 – Чернівецький національний університет ім. Ю.Фельдвича, м. Чернівці

Ключові слова: лазер, поляризація, архітектоніка, м'язова тканина, вейвлет-аналіз

Резюме. Розглянуто метод кореляційної обробки та вейвлет аналізу поляризаційних образів когерентних зображень біотканин, як структуровану двокомпонентну аморфно-кристалічну матрицю. Запропонований метод ранньої лазерної діагностики виникнення дегенеративно-дистрофічних змін м'язової тканини.

Вступ

Робота присвячена дослідженню процесів перетворення векторної структури лазерного випромінювання м'язовою тканиною з подальшою обробкою та вейвлет аналізом поляризаційних зразків біотканин.

Мета дослідження

Робота спрямована на дослідження процесів перетворення векторної структури об'єктних лазерних полів, утворених структурованими біотканинами з наступною розробкою принципів оптичної діагностики, а також їх фізіологічного стану шляхом кореляційної обробки відповідних поляризаційних зразків.

Досліджено гістологічні зрізи нормальної м'язової тканини серця шурів – група А, та некротично зміненої (інфаркт) – група В.

МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ

Теоретичне моделювання

Відомо [1–4], що м'язова тканина – це структурована система білкових пучків, які з оптичної точки зору являють двокомпонентну аморфно (актин) кристалічну (міозин) матрицю.

Найбільш повно оптичні властивості такої системи можуть бути описані суперпозицією матричних операторів відповідних компонентів (рис. 1.1), де a_{jk} , k_{mn} – елементи відповідних

$$\{M\} = \{A\} + \{K\} = \begin{pmatrix} a_{11} + k_{11}; & a_{12}; & 0; & 0 \\ a_{21}; & a_{22} + k_{22}; & k_{23}; & k_{24}; \\ 0; & k_{32}; & a_{33} + k_{33}; & k_{34}; \\ 0; & k_{42}; & k_{43}; & a_{44} + k_{44}; \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$\alpha = 0,5 \arctan \left[\frac{\cos 2\alpha_0 k_{32} + \sin 2\alpha_0 (a_{33} + k_{33})}{a_{21} + \cos 2\alpha_0 (a_{22} + k_{22}) + \sin 2\alpha_0 k_{23}} \right]; \quad (2)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin(\cos 2\alpha_0 + \sin 2\alpha_0 k_{43}).$$

$$I(X, Y) = I_0 \left\{ \cos^2(\alpha - \Omega) + \sin^2(\alpha - \Omega) \tan^2 \beta \right\} \quad (3)$$

$$I(X, Y) = \Psi(X, Y) + T(X, Y) \quad (4)$$

$$\Omega^* = \frac{\pi}{2} + 0,5 \arctan \left(\frac{\sin 2\alpha_0 a_{33}}{a_{21} + \cos 2\alpha_0 a_{22}} \right) \quad (5)$$

$$\Psi^*(X, Y) = 0,25 \Psi(X, Y) \times \left\{ \begin{array}{l} \cos^2 \left[\frac{\sin 2\alpha_0 k_{33} + \cos 2\alpha_0 k_{32}}{\sin 2\alpha_0 k_{32} + \cos 2\alpha_0 k_{22}} \right] + \\ + \sin^2 \left[\frac{\sin 2\alpha_0 k_{33} + \cos 2\alpha_0 k_{32}}{\sin 2\alpha_0 k_{32} + \cos 2\alpha_0 k_{22}} \right] \tan[0,5 \arcsin(\cos 2\alpha_0 + \sin 2\alpha_0 k_{43})] \end{array} \right\} \quad (6)$$

$$r = \frac{\sigma_{\Psi, \tilde{\Psi}}}{\sigma_{\Psi} \sigma_{\tilde{\Psi}}} \quad (7) \quad \bar{\Psi} = \frac{1}{m \cdot n} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} (\Psi_{i,j}) \quad (11)$$

$$\sigma_{\Psi, \tilde{\Psi}} = \frac{1}{m \cdot n} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} (\Psi_{i,j} - \bar{\Psi}) \cdot (\tilde{\Psi}_{i,j} - \bar{\tilde{\Psi}}) \quad (8) \quad \bar{\tilde{\Psi}} = \frac{1}{m \cdot n} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} (\tilde{\Psi}_{i,j}) \quad (12)$$

$$\sigma_{\Psi}^2 = \frac{1}{m \cdot n} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} (\Psi_{i,j} - \bar{\Psi})^2 \quad (9) \quad \Psi(X) = \sum_{j,k=-\infty}^{\infty} c_{jk} \xi_{jk}(X) \quad (13)$$

$$\sigma_{\tilde{\Psi}}^2 = \frac{1}{m \cdot n} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} (\tilde{\Psi}_{i,j} - \bar{\tilde{\Psi}})^2 \quad (10) \quad E_f = \int_{-\infty}^{\infty} |\Psi(X)|^2 dx < \infty \quad (14)$$

$$\xi_{ab}(X) = \left| a^{-1/2} \right| \xi \left(\frac{X-b}{a} \right); a, b \in R; \xi \in L^2(R) \quad (15)$$

$$[W_{\xi} \Psi](a, b) = |a|^{-1/2} \int_{-\infty}^{\infty} \Psi(X) \xi^* \left(\frac{X-b}{a} \right) dx = \int_{-\infty}^{\infty} \Psi(X) \xi_{ab}^*(X) dx. \quad (16)$$

$$c_{jk} = [W_{\xi} \Psi] \left(\frac{1}{2^j}, \frac{k}{2^j} \right) \quad (17)$$

Рис. 1. Математичні співвідношення

матриць Мюллера, явний вигляд яких наведений у [5, 6].

При проходженні крізь таку структуру поляризованого з азимутом α_0 лазерного пучка формується об'єктне поле з такими параметрами (рис. 1.2).

Координатний розподіл інтенсивності такого поля, що спостерігається крізь аналізатор, орієнтований під кутом Ω відносно площини падіння, записується у вигляді (рис. 1.3).

З іншого боку таке поле являє суперпозицію двох складових (рис. 1.4), де $\Psi(X, Y)$, $T(X, Y)$ – компоненти поля, сформовані відповідно міозиною та актиновою компонентами м'язової тканини.

З аналізу співвідношень (рис. 1.1-4) випливає, що векторна структура таких складових суттєво різна, причому парціальне поле актинової компоненти є лінійно поляризованим. Можна показати, що орієнтуючи аналізатор під кутом (рис. 1.5), можна поляризаційно компенсувати компоненту $T(X, Y)$ практично до нульового рівня, формуючи систему поляризофот (ліній нульової інтенсивності) у когерентному зображенні м'язової тканини. При цьому розподіл інтенсивностей міозинової компоненти зміниться до наступного рівня (рис. 1.6).

Співвідношення міозинової та актинової білкових компонентів, їх біохімічний обмін відіграють основну роль у рухливості і скороченні м'язової тканини, що є одним з визначальних факторів у життєдіяльності людини. Патологічні зміни в фізіології таких біотканин призводять до зменшення або зникнення питомої ваги актинових білків, а також до дистрофії м'язів, або їх некрозу (інфаркт тканини) [3].

Рання оптична діагностика таких процесів полягає у:

1. Одержані когерентного зображення м'язової тканини.
2. Поляризаційній селекції з наступною візуалізацією міозинових та актинових поляризаційних образів.
3. Кореляційній обробці таких образів.
4. Вейвлет аналізі їх структури.

Кореляційна обробка поляризаційних образів

Ідея методу полягає в статистичній обробці розподілів інтенсивностей $Y(X, Y)$, $T(X, Y)$ в різних поляризаційних ситуаціях експерименту шляхом визначення коефіцієнту автокореляції відповідних зображень [7] (рис. 1.7), де

$\sigma_{\Psi, \tilde{\Psi}}$ – коваріантність двох масивів інтенсивностей у когерентному зображенні біотканин,

що автокореляційно порівнюється;

$\sigma_{\Psi}, \sigma_{\tilde{\Psi}}$ – дисперсії інтенсивностей відповідних частин картини поляризаційного образу, який аналізується (рис. 1.8-12).

Обчислена сукупність коефіцієнтів кореляції для кожної вибірки масиву інтенсивностей за горизонтальним і вертикальним напрямками аналізу складає автокореляційну функцію $G(\psi\psi)$ поляризаційного образу лазерного зображення біотканини.

Вейвлет-аналіз когерентних зображень

Вейвлет-перетворення сигналу (розподілу інтенсивностей вздовж певного координатного напрямку) полягає в його розкладі за базисом, який сконструйований з солітоноподібної функції (вейвлета) шляхом масштабних змін і переносів. Кожна з функцій цього базису характеризує як певну просторову частоту, так і її локалізацію в фізичному просторі [4]. У результаті з'являється можливість одночасного аналізу властивостей сигналу в фізичному (координата) та частотному просторах.

Розподіл інтенсивностей в когерентному зображенні біотканини може бути представлений у вигляді ряду (рис. 1.13).

Тут розподіл $\Psi(X)$ належить простору $L^2(\mathbb{R})$, в якому він визначений за всією дійсною віссю $\mathbb{R}(-\infty, +\infty)$ і визначений кінцевою енергією (нормою) (рис. 1.14).

"Хвилі", які утворюють простір $L^2(\mathbb{R})$ називаються вейвлетами ξ_{jk} . Вони є просторово локалізованими і дуже швидко спадаючими до нуля. Шляхом дискретних масштабних перетворень $(1/2^j)$ і зсувів $(k/2^j)$ можна описати всі частоти і покрити всю вісь, використовуючи один базисний вейвлет $\xi(X)$.

Базис функціонального простору $L^2(\mathbb{R})$ може бути сконструйований за допомогою безперервних масштабних перетворень і переносів вейвлета $\xi(X)$ з довільними значеннями базисних параметрів – масштабного коефіцієнту a і параметру зсуву b (рис. 1.15).

На його основі інтегральне вейвлет-перетворення набуває вигляду (рис. 3.16).

Коефіцієнти $c_{jk} = \langle \Psi, \xi_{jk} \rangle$ розкладу (13) функції Ψ у ряд за вейвлетами можна визначити крізь інтегральне вейвлет-перетворення (рис. 1.17).

В якості вейвлет-функції аналізу когерентних зображень у даній роботі використовувалася найбільш розповсюджена солітоноподібна функція МНАТ – "мексиканський капелюх".

Обговорення результатів дослідження

На рис. 2 наведені когерентні зображення фізіологічно нормальної м'язової тканини серця шурів (лівий стовпчик) та некротично (інфаркт)

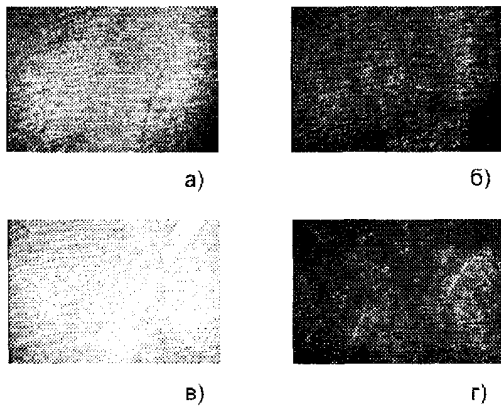


Рис.2. Когерентні зображення м'язової тканини

зміненої (правий стовпчик), які одержані в співвісних (фрагменти "а", "б") та схрещених ("в", "г"), поляризаторі-аналізаторі.

Видно, що морфологічна структура тканин обох типів являє собою системи впорядковано орієнтованих м'язових пучків. Найбільш контрастно структури м'язової тканини спостерігаються в схрещених поляризаторі та аналізаторі, що адекватно відповідає запропонованій моделі орієнтованих оптично одновісних волокон.

Рис. 3 ілюструє серію залежностей автокореляційних функцій (АКФ) $G(\psi\psi)$ когерентних зображень таких тканин, одержаних згідно алгоритму (7)–(12). Позначення аналогічні, що й на рис. 2.

Одержана сукупність АКФ володіє спільними властивостями:

1. Всі АКФ на початку системи координат володіють екстремумом, який відповідає білому шуму.

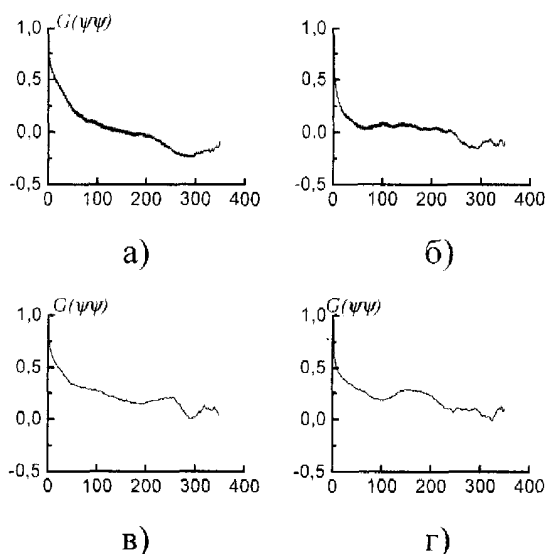


Рис.3. Автокореляційні функції зображень м'язової тканини

2. Із збільшенням координат зсуву (m, n) когерентного зображення функції $G(\psi\psi)$ швидко спадають, що вказує на його розкореляцію пов'язану з особливостями морфологічної структури м'язової тканини.

Порівнювальний аналіз серії АКФ зображень тканин груп А і В виявив наявність високо-частотної квазігармонійної складової, яка модулює функції $G(\psi\psi)$ фізіологічно нормальної м'язової тканини серця (рис. 2 г). Параметри модуляції відповідають характерному морфологічному розміру (~ 2 мкм) у когерентному зображенні. Для некротично зміненої тканини така складова в АКФ її поляризаційних образів відсутня.

Виявлена особливість може бути пов'язана з поляризаційною візуалізацією структури актинової складової у волокнах м'язової тканини (співвідношення (5)). Відомо [4], що у фізіологічно нормальних волокнах координатний розподіл такого білка є гармонійним (еквідистантним) у вигляді поперечних дисків товщиною 1–3 мкм. Тому в схрещених поляризаторі-аналізаторі така компонента зображення являє собою систему еквідистантних смуг нульової інтенсивності (поляризофот), перпендикулярних напрямку укладання міозинового волокна. Виходячи з цього на тлі автокореляційної структури міозинової компоненти в когерентному зображенні формується додаткова промодульована компонента, пов'язана з актиновою компонентою.

Навпаки, дегенеративно-дистрофічні зміни структури м'язової тканини призводять до деградації актину, що проявляється збільшенням інтенсивності зображення відповідних поляризофот. Таким чином, амплітуда модуляції АКФ знижується, або зникає у випадку інфаркту м'язової тканини (рис. 3 а, 3 в).

Більш детально такі процеси можуть бути проаналізовані шляхом знаходження спектру потужності $J(\psi\psi)$ [7] серії АКФ поляризаційних образів діагностуємих біотканин.

На рис. 4 наведені спектри $J(\psi\psi)$ когерентних зображень фізіологічно нормальної м'язової тканини серця щурів (лівий стовпчик) та некротично (інфаркт) зміненої (правий стовпчик), які одержані у співвісних (фрагменти "а", "б") та схрещених ("в", "г"), поляризаторі-аналізаторі.

З наведених даних видно, що найбільш суттєва різниця між ними спостерігається у високо-частотній ділянці спектру для схрещених поляризатора-аналізатора. Квазігармонічний актиновий компоненті когерентного зображення фізіологічно нормальної тканини відповідає локалізований спектральний екстремум (рис. 4 г). Для зразків

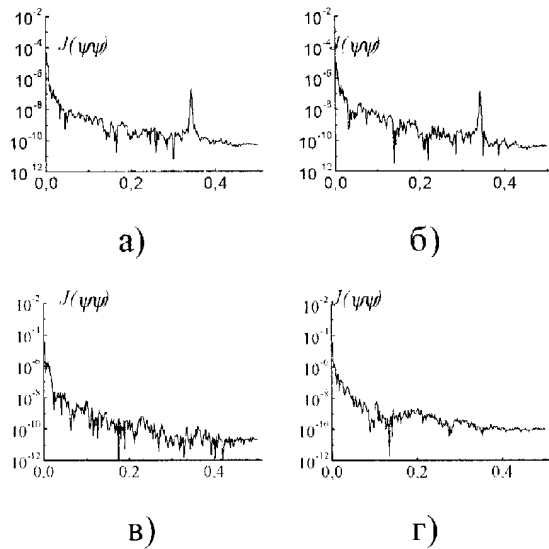


Рис. 4. Густина спектрів потужності

м'язової тканини з некротичними змінами спектр $J(\psi\varphi)$ гладкий, що вказує на практично повну деградацію актину.

З іншого боку в багатьох випадках дегенеративно-дистрофічні зміни морфологічної структури біотканини є просторово локалізованими. Для них ефективність кореляційної обробки, як інтегрального “інструменту”, є недостатнім внаслідок великого масиву усереднення випадкових значень інтенсивності.

На рис. 5 наведені результати вейвлет аналізу когерентних зображень нормальної м'язової тканини серця щурів (лівий стовпчик), які одержані у співвісних (рис. 5а) та схрещених (рис. 5б) поляризаторі–аналізаторі. Рис. 6 ілюструє ідентичні результати для некротично зміненої (інфаркти) тканини.

З одержаних даних постає:

1. У ситуації колінеарних поляризатора й аналізатора координатний розподіл екстремальних значень коефіцієнтів (c_{jk}) вейвлет-розкладу розподілу інтенсивностей $\Psi(X)$ когерентного зображення фізіологічно нормальної та патологічно ураженої біотканини сконцентрований в ділянці малих масштабів, а й достатньо плавним і слабофлуктуючим для більших масштабів “вікон” аналізу.

2. У схрещених поляризаторі–аналізаторі екстремуми коефіцієнтів вейвлет-розкладу спостерігаються практично для всіх масштабів функції $\xi_{jk}(X)$ в усьому координатному просторі. Для патологічно ураженої біотканини є особливість. У ділянці аналізу поляризаційного образу низькочастотним вікном спостерігається координатно локалізований екстремум коефіцієнтів (c_{jk}). Поряд з цим останні практично дорівнюють нулю для низьких масштабів.

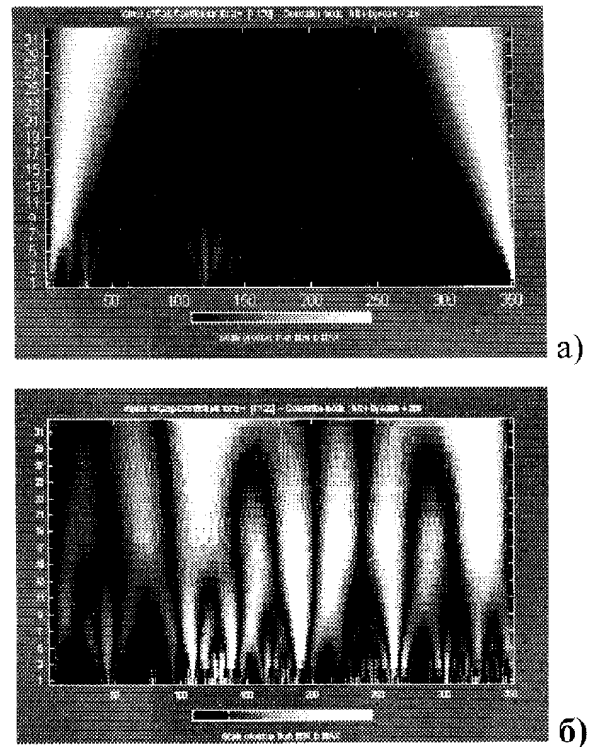


Рис. 5. Вейвлет аналіз когерентного зображення зразка фізіологічно нормальної м'язової тканини.

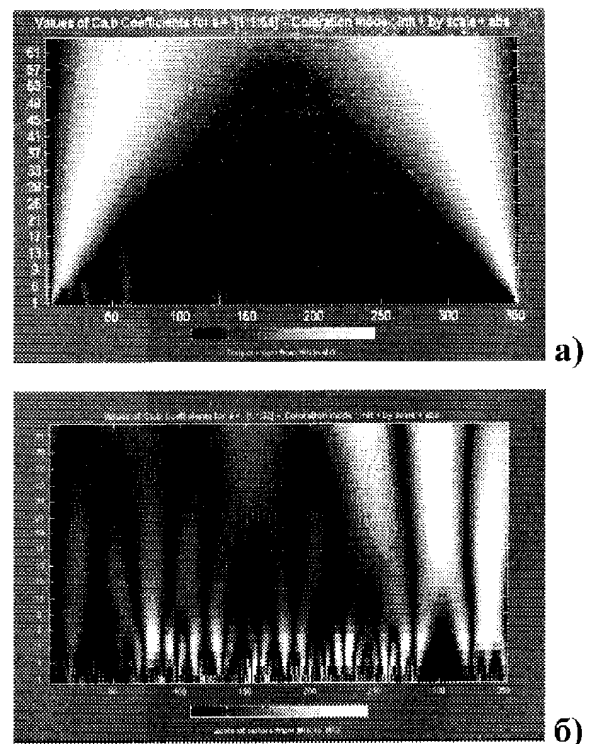


Рис. 6. Вейвлет аналіз зображення некротично ушкодженої м'язової тканини.

Одержані результати можуть бути пов'язані з особливостями морфологічної будови м'язових тканин. Для зразків обох типів спостерігається достатньо однорідне за площею укладання

волокон. Така особливість призводить до плавного розподілу просторових частот у відповідних когерентних зображеннях. Проте високий рівень світлорозсіяння в зображеннях одержаних у співвісних поляризаторі-аналізаторі "маскує" низькочастотну компоненту об'єктів. У результаті вейвлет-аналіз виявляє тільки координатний розподіл високочастотної структури інтенсивностей відповідних зображень. Поляризаційна фільтрація таких образів формує максимальний контраст у зображенні системи орієнтованих м'язових пучків. Тому особливості їх просторової структури в площині гістологічного зрізу найбільш чітко спостерігаються за рахунок пригнічення високого рівня світлорозсіяння. Це обумовлює зростання флуктуацій коефіцієнтів вейвлет-розкладу координатних залежностей інтенсивностей в таких зображеннях.

Для м'язової тканини з некротичними змінами є ділянка інфарктного ураження – руйнації її волокон. З оптичної точки зору – це низькочастотний образ з практично нульовою інтенсивністю, як результат втрати анізотропних властивостей білкової речовини. Тому вейвлет-розклад має екстремум великомасштабних коефіцієнтів саме в цій координатній ділянці поляризаційно відфільтрованого зображення. Наєнаки високочастотна структура когерентного зображення некротичної ділянки відсутня, що відображається сукупністю нульових значень низькомасштабних коефіцієнтів c_{jk} .

Висновок

Метод може бути використаний в судовій медицині для вивчення патологічних процесів ранніх термінів гострої ішемії міокарда.

Література. 1. Астафьева Н.М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения // Успехи физ. наук. – 1996. – 166. – № 11. – С.1147–1170. 2. Вихляева Е.М. Руководство по эндокринной гистекологии. – М.: Медицина, 1997. – 765 с. 3. Раix Г. Коллаген. – М.: Медицина, 1969. – 328 с. 4. Ushenko A.G., Burcovets D.M., Yermolenko S.B. et al. Stokes polarimetry of biotissues // Proc. SPIE. – 1999. – Vol.3904. – P.527–533. 5. Ushenko A.G., Burcovets D.M., Yermolenko S.B. et al. On polarized microstructure of laser radiation scattered by optically active biotissues // Proc. SPIE. – 1999. – Vol.3904. – P.542–548.

ПОЛЯРИЗАЦИОННО-КОРЕЛЯЦИОННЫЙ АНАЛИЗ ДИНАМИКИ ИЗМЕНЕНИЙ МИКРОСТРУКТУРЫ МЫШЕЧНОЙ ТКАНИ

О.Я. Ванчуляк, В.Т. Бачинский, О.Г. Ушенко

Резюме. Рассмотренный метод корреляционной обработки и вейвлет анализа поляризационных образов когерентных изображений биотканей, которые являют собой структурированную двокомпонентную аморфно-кристаллическую матрицу. Предложен метод ранней лазерной диагностики возникновения дегенеративно-дистрофических изменений мышечной ткани.

Ключевые слова: лазер, поляризация, архитектура, мышечная ткань, вейвлет-анализ.

POLARIZATION-CORRELATION ANALYSES FOR THE DYNAMICS OF A MICROSTRUCTURAL CHANGE IN THE MUSCULAR TISSUE

O.Ya. Vanchuliak, V.T. Bachinsky, O.G. Ushenko

Abstract. This work is devoted to the elaboration of complex polarization-correlometry and wavelet-analysis of object laser fields, formed by the structured biotissues with the following working out the principles of optical diagnostics of their physiological state. The histological sections of physiologically normal muscular tissue of the rats' heart (group A) and necrotically (infarct) changed one (group B) have been investigated.

Key words: laser, polarimetry, azimuth, polarization ellipticity, birefringence, fractal, architectonics.

**Bukovinian State Medical Academy (Chernivtsi)
Yu.Fedkovich National University (Chernivtsi)**

Clin. and experim. pathol. - 2002. - Vol.1, №1. - P.69-74.

Надійшла до редакції 19.04.2002