

文章编号 1004-924X(2010)08-1746-08

单探测器偏振相干层析信号的傅里叶变换分析

陈晓冬, 汪 毅, 李海峰, 李 乔, 郁道银

(天津大学 教育部光电信息与技术重点实验室, 天津 300072)

摘要:研究了生物组织的双折射率、质地密度及层次结构等不同特性对单探测器偏振相干层析(PS-OCT)信号傅里叶频谱的影响。探讨了单探测器 PS-OCT 的成像理论,建立了多层组织模型。以该模型为样品模拟了它的单探测器偏振 OCT 信号,并分析了不同模型参数对信号傅里叶频谱的影响。以牛软骨、新鲜及干牛腱为样品,利用单探测器 PS-OCT 系统对它们进行 A 型扫描,并对获得的数据进行傅里叶变换。获得的傅里叶频谱显示,随着样品双折射率、背散射率、结构层次等特性的改变,频谱中的谱峰形状及所对应的频率也发生变化,结果证实了单探测器 PS-OCT 系统检测多种生物组织特性的能力。

关键词:偏振光学相干层析术;单探测器;傅里叶变换;组织结构;双折射

中图分类号:R814.4;O438.2 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20101808.1746

Fast Fourier transform analysis of single-detector polarization-sensitive optical coherence tomographic signals

CHEN Xiao-dong, WANG Yi, LI Hai-feng, LI Qiao, YU Dao-yin

(*Key Laboratory of Opto-electronics Information and Technical Science,
College of Precision Instrument & Opto-electronics Engineering, Tianjin University,
Ministry of Education, Tianjin 300072, China*)

Abstract: This paper focused on the relationship of the biological tissue character and the Fast Fourier Transform(FFT) of Polarization-sensitive Optical Coherence Tomography(PS-OCT) signals, and researched the influence of the birefringence, texture and the structure of tissues on the FFT of PS-OCT signals. After describing the single-detector PS-OCT imaging theory in detail, it set up a three-layer tissue model. On the basis of the model, it simulated its single detector PS-OCT signals and analyzed the influence of different model parameters on the FFT of signals. By taking the bovine tendons and cartilages as samples, a A-scan experiment was carried out with the single detector PS-OCT system. Obtained FFT shows that the spectral shapes and relative frequencies change with the different tissue characters, such as birefringence, back scattering indexes and structures. The researches approve the ability of single-detector PS-OCT in detecting biological tissue characters.

Key words: PS-OCT; single-detector; FFT; tissue structure; birefringence

1 引言

偏振光学相干层析技术(Polarization-sensitive Optical Coherence Tomography, PS-OCT)使用偏振光检测生物组织的折射率和双折射率特性,并以这些特性的改变程度为依据对生物组织的病变进行诊断,对能够改变病患组织双折射性质的病变,如烫伤、龋齿、青光眼等具有极高的诊断效率^[1-4]。传统的 PS-OCT 系统使用两个光电探测器接收偏振态相互垂直的两束干涉光信号,利用它们计算出定量描述生物组织双折射性质的 Stokes 矢量或 Muller 矩阵^[5-6]。该方法的缺陷在于^[7]:(1)需要同时处理两路信号,增大了待处理数据量,降低了系统的成像速度;(2)依靠 Stokes 矢量或 Muller 矩阵抽象地对生物组织特性进行数学描述,不够直观形象,且计算量大。

就医学诊断而言,对病变组织特性只需定性分析即可,Muller 矩阵等形式的定量分析并无必要的。单探测器 PS-OCT 正是一种对生物组织特性进行定性分析的技术。当生物组织的双折射率、质地密度及层次结构因病变而发生变化,其背散射光偏振态也会随之改变,因此单探测器 PS-

OCT 仅使用一个探测器,通过检测生物组织背散射光偏振态变化引起的干涉光强波动,便可以获得对生物组织特性的定性描述,从而在满足医学诊断要求的同时克服了双探测器 PS-OCT 系统的缺陷^[8-9]。

单探测器 PS-OCT 的 A 型扫描信号傅里叶频谱体现了信号的频率分布,是被测组织特性对信号影响在频域的体现,反映了单探测器 PS-OCT 检测生物组织特性的能力。本文针对单探测器 PS-OCT 的 A 型扫描信号傅里叶频谱展开研究。首先,建立单层及多层组织模型,分析以模型为样品获得的单探测器 PS-OCT 傅里叶频谱。然后,选取具有不同特性的生物组织样品,提取其单探测器 PS-OCT 的 A 型扫描信号傅里叶频谱,分析样品的双折射率、质地密度以及层次结构等特性对 A 型扫描信号频谱的影响。最后验证单探测器 PS-OCT 检测多种生物组织特性的能力。

2 单探测器 PS-OCT 系统

光源输出光被分为两束,分别进入干涉计的样品臂和参考臂,经样品和参考镜反射后形成携带生物组织信息的干涉光,由光电探测器接收。

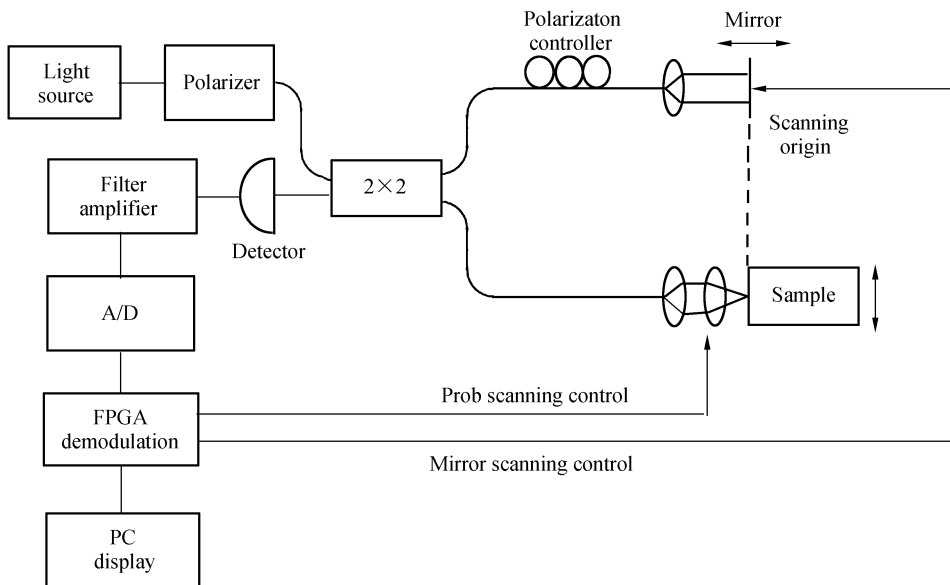


图 1 单探测器 PS-OCT 结构简图

Fig. 1 Schematic of single-detector PS-OCT

单探测器 PS-OCT 系统的核心是迈克尔逊干涉仪,如图 1 所示。光源发出光经起偏器后光

轴与水平方向成 45° 夹角,其光波场 E_0 可表示为:

$$E_0 = \int_0^{\infty} a(\omega) \exp\{j[\phi_0(\omega) - 2\pi\omega t]\} d\omega, \quad (1)$$

其中, $a(\omega)$ 和 $\phi_0(\omega)$ 均为波长的函数, 分别代表光

波的振幅和初相位。起偏后的光被 2×2 耦合器分为光强相等的参考光和样品光。其中参考光由扫描反射镜反射, 返回耦合器的参考光波波场为:

$$E_R(t) = \begin{bmatrix} E_{RH}(t) \\ E_{RV}(t) \end{bmatrix} = \int_0^{\infty} \frac{1}{2} \begin{bmatrix} \alpha(\omega) \exp\{j[\phi_{RH}(\omega, z) - 2\pi\omega t]\} \\ \alpha(\omega) \exp\{j[\phi_{RV}(\omega, z) - 2\pi\omega t]\} \end{bmatrix} d\omega, \quad (2)$$

其中, $\phi_{RH}(\omega, z)$ 和 $\phi_{RV}(\omega, z)$ 分别为返回耦合器的水平和垂直偏振态参考光波相位。

为了考量生物组织结构层次及质地密度对系

统信号的影响, 将样品视为多层结构。从距样品表面 z 处的第 N 层样品返回耦合器的光波波场为:

$$E_S'(t, z) = \begin{bmatrix} E_{SH}(t) \\ E_{SV}(t) \end{bmatrix} = \int_0^{\infty} \frac{1}{2} \begin{bmatrix} M_{SH}\alpha(\omega) \exp\{j[\phi_{SH}(\omega, z) - 2\pi\omega t]\} \\ M_{SV}\alpha(\omega) \exp\{j[\phi_{SV}(\omega, z) - 2\pi\omega t]\} \end{bmatrix} d\omega, \quad (3)$$

$$\begin{bmatrix} M_{SH} \\ M_{SV} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_N & \sin \alpha_N \\ -\sin \alpha_N & \cos \alpha_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \exp\{\delta(z_N)\} \\ 1 \end{bmatrix} \dots \begin{bmatrix} \cos \alpha_1 & \sin \alpha_1 \\ -\sin \alpha_1 & \cos \alpha_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \exp\{\delta(z_1)\} \\ 1 \end{bmatrix} R(z)$$

其中, $\phi_{SH}(\omega, z)$ 和 $\phi_{SV}(\omega, z)$ 分别为返回耦合器的水平和垂直偏振态样品光波相位; $\delta(z_i) = 2\pi \cdot \Delta n_i \cdot z_i / \lambda$ 为第 i 层样品双折射在水平和垂直偏振态光波间引起的相位差, Δn_i 为第 i 层样品的双折射率, λ 为光波波长; $R(z)$ 是第 N 层样品的背散射率; α_1 至 α_N 为各层样品的光轴与水平方向的夹角; M_{SH} 和 M_{SV} 包含了样品的光轴方向、双折射率及背散射率信息。由于 OCT 系统使用宽带光源, 所以样品返回光中, 光程与参考光光程之

差在干涉长度 Δl 之内的部分均可参与干涉^[10-12], 因此返回耦合器的有效样品光波之和为:

$$E_S(t, z) = \int_z^{z+\Delta l} E_S'(t, z') dz', \quad (4)$$

当返回耦合器的样品光与参考光的光程差满足小于干涉长度的条件, 它们汇合形成干涉光, 其光波场为:

$$I_D(t, z) = [(E_{SH} + E_{RH}) \cdot (E_{SH} + E_{RH})^*] + [(E_{SV} + E_{RV}) \cdot (E_{SV} + E_{RV})^*] = \int_z^{z+\Delta l} \psi(t, z') dz' \quad (5)$$

$$\psi(t, z) = \frac{1}{2} M_{SH}(z) \times \text{Re} \left\{ \int_0^{\infty} G(\omega) \exp[j(\phi_{SH} - \phi_{SH})] d\omega \right\} \frac{1}{2} M_{SV}(z) \times \text{Re} \left\{ \int_0^{\infty} G(\omega) \exp[j(\phi_{SV} - \phi_{SV})] d\omega \right\},$$

其中, $G(\omega)$ 是光源的高斯光谱。公式(5)中的干涉光信号被光电探测器接收, 转化为 A 型扫描电信号。

在单探测器 PS-OCT 系统中, 由于 A 型扫描

由参考臂反射镜的匀速扫描完成, 所以参考反射镜与扫描原点间的距离与时刻 t 成正比。不考虑光在组织中的色散, 则光电探测器输出的光电流可表示为:

$$i_D(z) = \alpha \left\{ \frac{I_0}{8} \times \left[2 \cos(2\pi k_0 \Delta n z) M_{SV} \left(\frac{z}{n} \right) + \left(M_{SH} \left(\frac{z}{n} \right) - M_{SV} \left(\frac{z}{n} \right) \right) \right] \otimes \left[\cos(4\pi k_0 z) \exp \left(-\frac{4 \ln 2 z^2}{(\Delta l)^2} \right) \right] \right\}, \quad (6)$$

其中, n 为样品折射率; 将反射镜的扫描原点与样

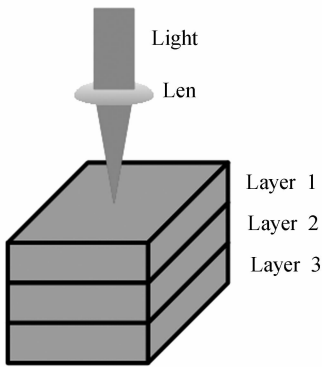
品表面对齐, 则 z/n 为参与干涉成像的样品距样

品表面的距离。当生物组织的特性参数改变,式(6)中的 M_{SH} 和 M_{SV} 随之变化,从而使 A 型扫描信号产生波动,进而改变其傅里叶频谱。

3 实验结果及分析

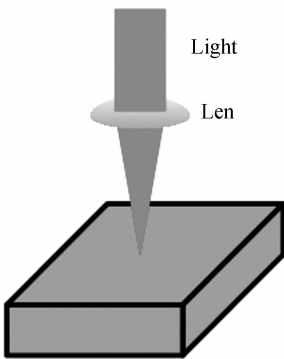
3.1 模型样品

本文首先建立了三层的组织模型,如图 2(a)所示,样品光经聚焦透镜汇聚后,照射到样品上。假设三层样品的初始参数为:层厚 $500 \mu\text{m}$,双折射率 $\Delta n=4.0 \times 10^{-3}$,折射率 $n=1.34$,背散射率 $R(z)=1$ 。以第二部分的理论分析为基础,依次改变样品的各个参数,利用 Matlab 对模型的单探测器 PS-OCT 信号傅里叶频谱进行模拟,取得了如图 3~图 7 的结果,该结果揭示了组织的单探测器偏振 OCT 信号傅里叶频谱随其特性变化的趋势。



(a) 三层组织

(a) Three-layer tissue

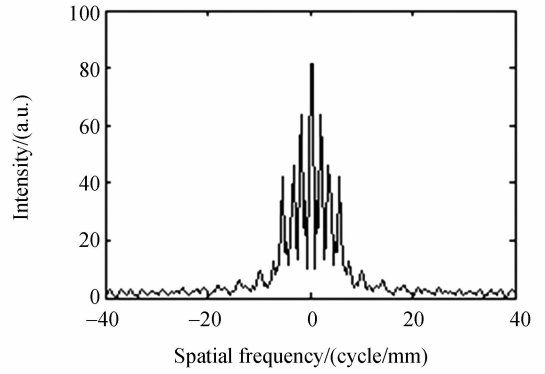


(b) 单层组织

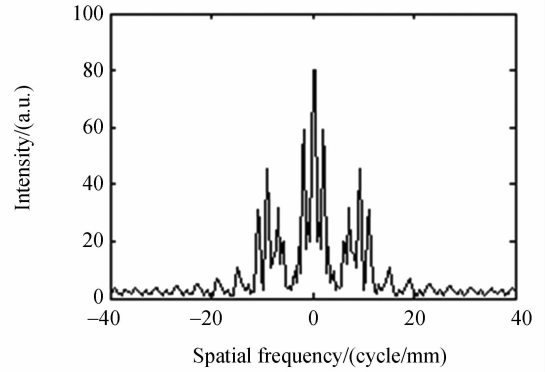
(b) Single-layer tissue

图 2 单探测器 PS-OCT 样品组织模型

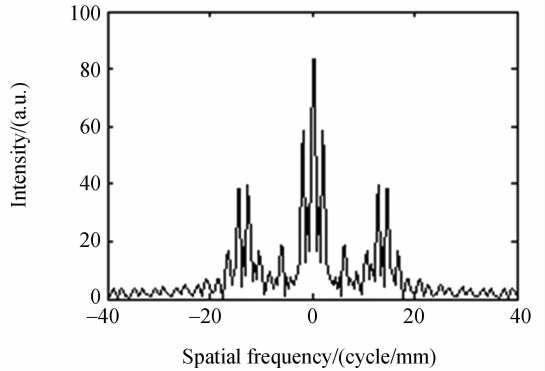
Fig. 2 Schematic of single-detector PS-OCT sample model



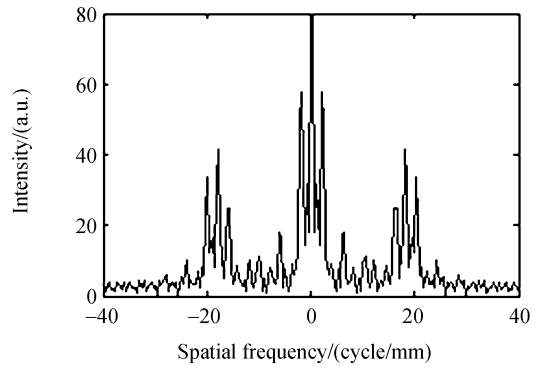
(a) $\Delta n=1.5 \times 10^{-3}$



(b) $\Delta n=3.4 \times 10^{-3}$



(c) $\Delta n=4.0 \times 10^{-3}$



(d) $\Delta n=5.0 \times 10^{-3}$

图 3 三层组织在不同双折射率下获得的傅里叶频谱

Fig. 3 FFT signals of three-layer tissue with different birefringences

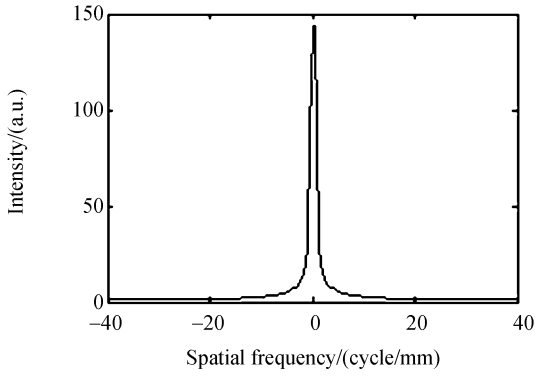
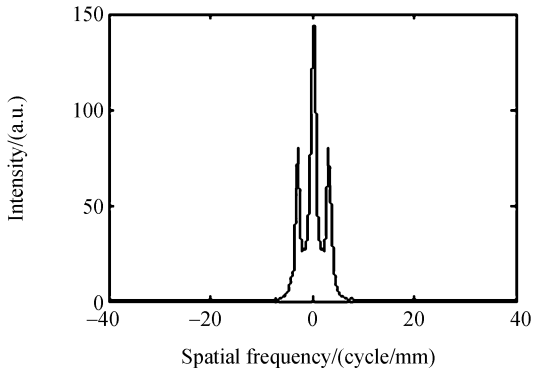
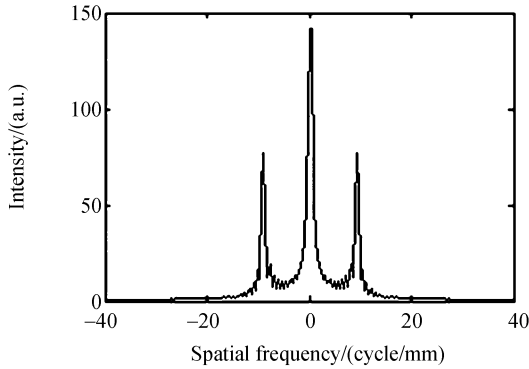
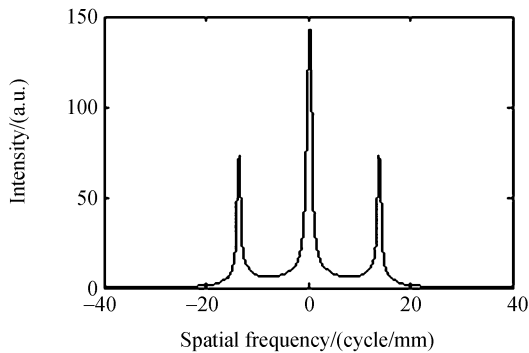
(a) $\Delta n=0$ (b) $\Delta n=1.5 \times 10^{-3}$ (c) $\Delta n=3.4 \times 10^{-3}$ (d) $\Delta n=4.0 \times 10^{-3}$

图 4 单层组织在不同双折射率下获得的傅里叶频谱
Fig. 4 FFT signals of single-layer tissue with different birefringences

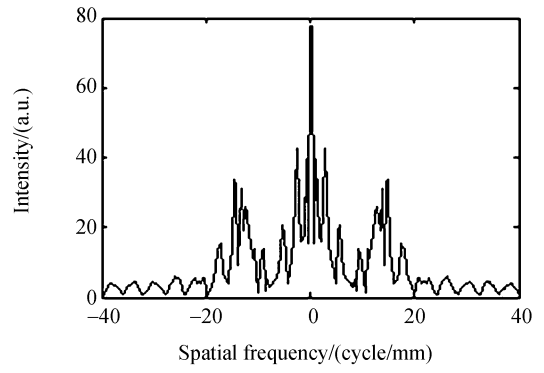
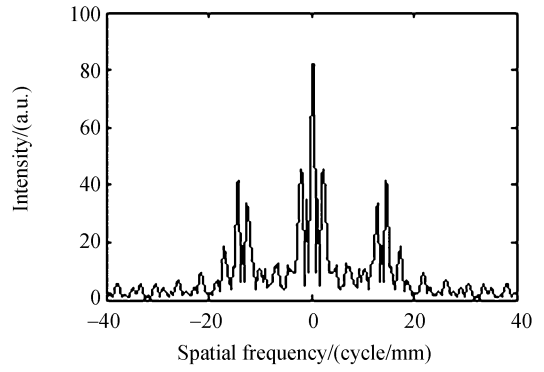
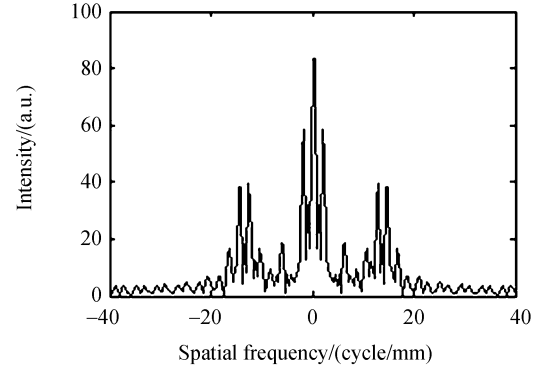
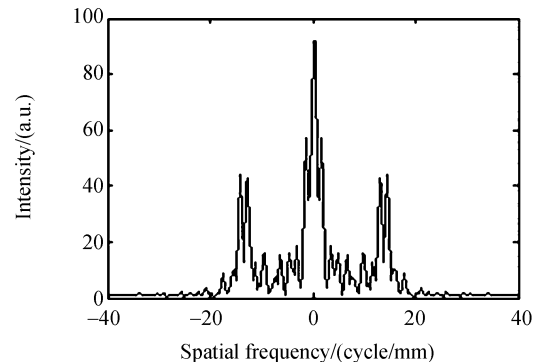
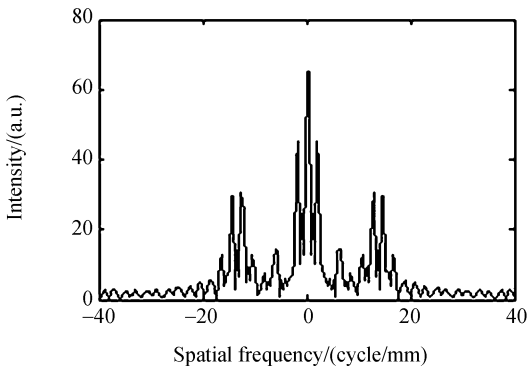
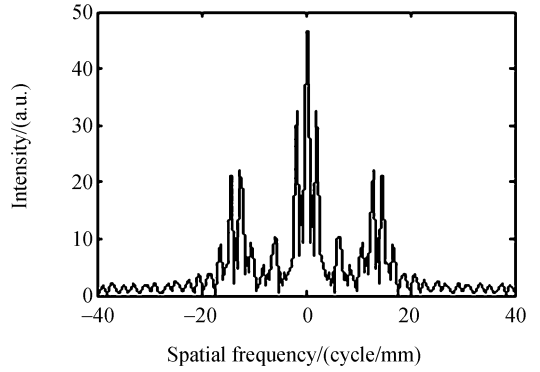
(a) 250 μm (b) 400 μm (c) 500 μm (d) 800 μm

图 5 三层组织在不同组织层厚度下获得的傅里叶频谱
Fig. 5 FFT signals of three-layer tissue with different layer thickness

图 3 是在不同双折射率下获得的傅里叶频谱。从图中可见,频谱除主峰外,会出现由双折射引发的偏振态变化而产生的副峰,且副峰的中心频率随双折射率的增大而远离主峰。由于多层组织结构和双折射均会对信号的傅里叶频谱产生影响,为了区分图 3 中两者的作用,本文还建立了单层组织模型(如图 2(b)所示),并对不同双折射率情况下它的傅里叶频谱进行了仿真(如图 4 所示)。当单层组织不存在双折射性时($\Delta n=0$),其频谱只有主峰;加入双折射性质后,出现副峰,且副峰的中心频率随双折射率的增大而远离主峰,这与图 3 所体现的规律相同。对比图 3 和图 4 可见:(1)双折射性质在单探测器 PS-OCT 信号的傅里叶频谱中引入了副峰;(2)频谱峰的形状与组织结构有关。为了进一步证明第二点,本文改变三层组织模型的层厚,获取了其傅里叶频谱,如图 5 所示。其中图 5(c)的层厚为 $500\ \mu\text{m}$,与图 3 相同,而图 5(a)(b)(d)中的层厚则有所改变,从图中可见其频谱峰的形状也随之改变,从而验证了观点(2),同时证明了单探测器 PS-OCT 检测不同生物组织结构特性的能力。图 6 是在不同组织层背散射率下获得的傅里叶频谱,其模型参数与图 3(c)基本相同,只有背散射率降低至图 3(c)的 80%和 60%。从图中可见,三者的频谱形状基本相同,而频谱强度则随背散射率呈线性降低。图 7 中模型的参数与图 3(c)基本相同,仅折射率由图 3(c)的 1.34 分别变为 1.3 和 1.4。根据图 7 的结果,可以得出:折射率的改变将改变频谱的形状,即单探测器 PS-OCT 信号的傅里叶频谱形状与生物组织结构的厚度和折射率有关。



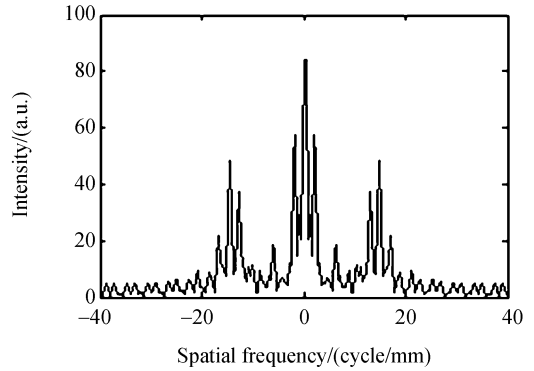
(a)80%



(b)60%

图 6 三层组织在不同组织层背散射率下获得的傅里叶频谱

Fig. 6 FFT signals of three-layer tissue with different back-scattering indexes



(a) $n=1.3$



(b) $n=1.4$

图 7 三层组织在不同组织层折射率下获得的傅里叶频谱

Fig. 7 FFT signals of three-layer tissue with different refractive indexes

3.2 生物组织样品

实验分别以新鲜和干枯牛腱及牛软骨为样品

进行,如图 8~图 10 所示。从图中可以看出,样品的结构决定了二维傅里叶频谱的形貌。层次清晰、双折射率高的样品,其傅里叶频谱“展开”程度

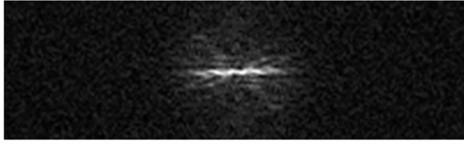


图 8 新鲜牛腱频谱

Fig. 8 FFT signal of fresh tendon

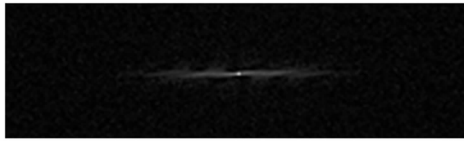


图 9 干枯牛腱频谱

Fig. 9 FFT signal of dry tendon

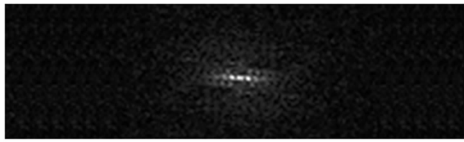
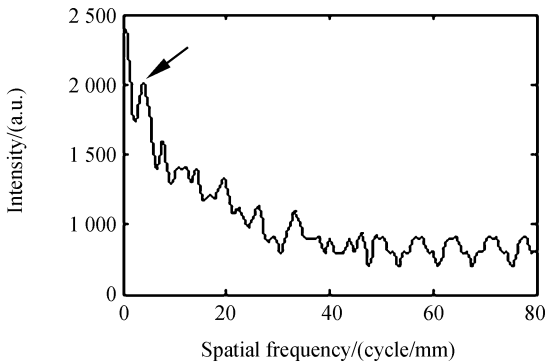


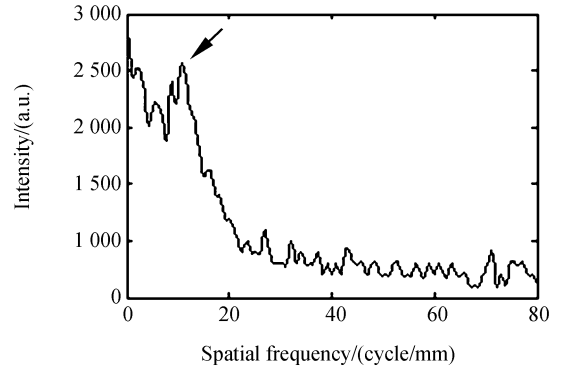
图 10 牛软骨频谱

Fig. 10 FFT signal of bovine cartilage



(a) 牛软骨信号的傅里叶频谱

(a) FFT of bovine cartilage



(b) 牛腱信号的傅里叶频谱

(b) FFT of bovine tendon

图 11 生物组织样品信号的傅里叶频谱

Fig. 11 FFTs of biological samples

高;脱水干枯、层次和双折射性消失的样品,其傅里叶频谱“展开”程度低。图 11 是牛软骨和牛腱信号频谱值的一维分布。箭头所指的是由样品组织的双折射性质产生的谱峰,由于牛软骨($\Delta n=3.0 \times 10^{-3}$)的双折射率低于牛腱($\Delta n=3.7 \times 10^{-3}$),因此其谱峰更接近主峰。

4 结 论

单探测器 PS-OCT 使用偏振光和单一探测器成像,克服了双探测器 PS-OCT 的缺陷。本文通过建立单层及多层组织模型,模拟并分析了生物组织特性,如双折射率、质地密度及层次结构等对单探测器 PS-OCT 的 A 型扫描信号傅里叶频谱的影响,并进一步以多种生物组织为样品获取其二维傅里叶图样,直观地验证了傅里叶频谱随样品特性的变化,从而证实了单探测器 PS-OCT 检测生物组织结构特性的能力,扩展了其应用范围,使之不再局限于对双折射率的检测,成为多种生物组织结构特性的检测手段。

vector determination[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2002,7(3):359-371.

[3] GOTZINGER E, PIRCHER M, HITZENBERGER C K. High speed spectral domain polarization sensitive optical coherence tomography of the human retina[J]. *Optics Express*, 2005,13(25):10217-10229.

[4] MAKITA S, YASUNO Y, ENDO T, et al.. Polarization contrast imaging of biological tissues by

参考文献:

- [1] HITZENBERGER C K. Imaging of polarization properties of the human cornea with phase resolved polarization sensitive optical coherence tomography [J]. *SPIE*, 2003,4951:21-26.
- [2] BOER J F, MILNER T E. Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes

- polarization-sensitive Fourier-domain optical coherence tomography[J]. *Applied Optics*, 2006, 45(6):1142-1147.
- [5] YANG Y, WU L, FENG Y, *et al.*. Observations of birefringence in tissues from optic-fibre-based optical coherence tomography [J]. *Measurement Science and Technology*, 2003,14:41-46.
- [6] CHEN Y, OTIS L, PIAO D Q, *et al.*. Characterization of dentin, enamel and carious lesions by a polarization-sensitive optical coherence tomography system[J]. *Applied Optics*, 2005,44:2041-2047.
- [7] CENSEL B, MUJAT M, CHEN T C, *et al.*. Polarization-sensitive spectral-domain optical coherence tomography using a single line scan camera [J]. *Optics Express*, 2007,15(5):2421-2431.
- [8] LIU B, HARMAN M, BREZINSKI M E. Variables affecting polarization-sensitive optical coherence tomography imaging examined through the modeling of birefringent phantoms [J]. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2005,22(2):262-271.
- [9] LIU B, HARMAN M, GIATTINA S, *et al.*. Characterizing of tissue microstructure with single-detector polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *Applied Optics*, 2006, 45(18): 4464-4479.
- [10] 何卫红, 何永红, 李鹏, 等. 眼底 OCT 成像系统的研制[J]. *光学精密工程*, 2008,16(3): 438-443. HE W H, HE Y H, LI P, *et al.*. Development of imaging system for optical coherence tomography in ophthalmology [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008,16(3):438-443. (in Chinese)
- [11] 曾楠, 何永红, 马辉. 用于玉石结构分析的光学相干层析技术[J]. *光学精密工程*, 2008,16(7): 1335-1342. ZENG N, HE Y H, MA H. Imaging and analyzing subsurface morphologies of jade objects with optical coherence tomography[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008,16(7):1335-1342. (in Chinese)
- [12] 柯丽, 杜强, 苏哲. 应用多级维纳滤波的 OCT 图像除噪方法[J]. *光学精密工程*, 2008, 16(4): 740-745. KE L, DU Q, SU Z. OCT image denoising method based on multi-scale Wiener filtering[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(4): 740-745. (in Chinese)

作者简介:



陈晓冬(1975—),男,浙江温州人,博士后,副教授,2002年于天津大学获得博士学位,主要从事光纤光学仪器及医学图像处理方面的研究。E-mail: xdchen@tju.edu.cn



李乔(1983—),男,天津人,博士,主要从事光学相干层析方面的研究。E-mail: lq83@tju.edu.cn



汪毅(1981—),女,天津人,博士,讲师,2009年于天津大学获得博士学位,主要从事光学相干层析方面的研究。E-mail: koala_wy@tju.edu.cn



郁道银(1945—),男,天津人,博士,博导,2009年于天津大学获得博士学位,主要从事医学内窥镜与图像处理方面的研究。E-mail: dyyu@tju.edu.cn



李海峰(1981—),男,天津人,博士,讲师,2009年于天津大学获得博士学位,主要从事光学相干层析方面的研究。E-mail: lhfeng@tju.edu.cn