

OCT 系统中基于快速扫描光学延迟线的色散补偿*

杨亚良, 丁志华, 俞晓峰, 李栋, 王玲

(浙江大学 现代光学仪器国家重点实验室, 杭州 310027)

摘 要:分析了光学相干层析成像(Optical Coherence Tomography, OCT)系统中色散失配对系统纵向分辨率的影响,详细阐述了快速扫描光学延迟线(Rapid Scanning Optical Delay Line, RSOD)的色散性质,提出并采用基于 RSOD 的色散补偿方法,实验验证了这种色散补偿方法能够实现 OCT 系统的纵向分辨率接近于理论值,并因此得到了高质量的 OCT 图像。

关键词:光学相干层析成像;快速扫描光学延迟线;色散;色散补偿

中图分类号: TN247

文献标识码: A

文章编号: 1004-4213(2008)01-0021-4

0 引言

OCT 是一种具有高分辨率、无损伤和实时成像能力的生物医学成像手段^[1],在医学诊疗和病理研究过程中具有重要的应用价值^[2],已应用于眼科、牙科和皮肤科的临床诊断^[3-4]。鉴于 OCT 技术的诸多优势及其诱人的应用前景,国内也开展了有意义的研究^[5-7]。在典型的 OCT 系统中,图像是由不同横向位置处的序列轴向反射或散射信号构筑而成,所采用的轴向扫描方式在很大程度上决定了 OCT 系统的成像速度^[8]。各种轴向扫描光学延迟线(Optical Delay Lines, ODL)被提了出来,如:线性平移反射镜或压电控制平行反射镜对这种基于线性平移反射元件的 ODL、旋转立方体、微镜阵列、微棱镜阵列等通过旋转方式改变光程的 ODL、基于光纤伸缩的 ODL、基于声光调制的 ODL 等^[9]。由 MIT 研究小组提出的双通 RSOD 是一种基于群延迟控制技术的 ODL^[10-11],有较快的扫描速度用于实时成像,而且能够独立控制扫描的群速度和相速度,具备调节色散的能力,因而被广泛采用。

本文在 OCT 系统的参考臂中设置了 RSOD 用于实施深度扫描,并引入电光晶体作为位相调制器来实现高准确度的信号载频,以提高信噪比。同时,通过调节 RSOD 的色散来补偿由电光晶体引入的色散,从而实现了样品臂和参考臂间的色散匹配,使系统的纵向分辨率接近于理论值。

1 OCT 系统的色散分析

宽带光源发出的低相干光经分束后分别进入参

考臂和样品臂,两者的返回光在汇合处发生干涉,由探测器获得的干涉信号 I 为

$$I \propto \text{real} \left\{ \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega) \exp \left[-j\Delta\phi(\omega) \frac{d\omega}{2\pi} \right] \right\} \quad (1)$$

式中 $S(\omega)$ 为光源的功率谱, $\Delta\phi(\omega) = 2\beta_S(\omega)l_S - 2\beta_R(\omega)l_R$ 为样品臂和参考臂之间的位相差。其中 $\beta_S(\omega)$ 、 l_S 和 $\beta_R(\omega)$ 、 l_R 分别为样品臂和参考臂的传递常量和几何光程。

把传递常量 $\beta(\omega)$ 对中心频率 ω_0 泰勒展开为

$$\beta(\omega) = \beta(\omega_0) + \beta'(\omega_0)(\omega - \omega_0) + \frac{1}{2}\beta''(\omega_0) \cdot (\omega - \omega_0)^2 + \frac{1}{6}\beta'''(\omega_0)(\omega - \omega_0)^3 + \dots \quad (2)$$

式中第一项 $\beta(\omega_0)$ 为宽带光源中心频率处的传递因子,第二项的系数为群速度的倒数,第三项的系数为二阶群速度色散系数,而第四及以后项代表高阶色散。

考虑到空气是非色散介质,光纤在 1 310 nm 附近的色散可忽略,样品的 β_{sample} 及参考臂上电光调制器的 β_{EOM} 的泰勒展开具有较大的二阶项和高阶项。但在连续光谱光源情况下,高阶色散相对于群速度色散而言小得多,故只考虑群速度色散。因此,样品臂和参考臂之间的位相差可以写成

$$\Delta\phi(\omega) = [\beta(\omega) + \beta'(\omega)(\omega - \omega_0)](2\Delta l_{\text{Fiber}}) + [\text{GVD}_{\text{RSOD}} + \frac{1}{2}\beta''_{\text{EOM}}(\omega_0)(\omega - \omega_0)^2(2l_{\text{EOM}}) - \frac{1}{2}\beta''_{\text{Sample}}(\omega_0)(\omega - \omega_0)^2(2l_{\text{Sample}})] \quad (3)$$

式中 GVD_{RSOD} 为 RSOD 引入的群速度色散。

将式(3)代入式(1),可得

$$I \propto \text{real} \left\{ \exp(-j\omega_0\Delta\tau_p) \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega - \omega_0) \cdot \exp(-j\Delta\phi'') \exp[-j(\omega - \omega_0)\Delta\tau_g] \frac{d(\omega - \omega_0)}{2\pi} \right\} \quad (4)$$

式中 $\Delta\tau_p = 2\Delta l/v_p$ 和 $\Delta\tau_g = 2\Delta l/v_g$ 分别表示相延迟和群延迟,其中 $\Delta l = l_S - l_R$; 而 $\Delta\phi'' = \text{GVD}_{\text{RSOD}} +$

*国家自然科学基金(60378041,60478040)、浙江省自然科学基金(Z603003)、教育部博士点基金(20030335099)、霍英东青年教师基金(91010)、教育部新世纪优秀人才支持计划和浙江省“新世纪 151 人才工程”资助
Tel: 0571-87951194 Email: yangyaliang@126.com
收稿日期: 2006-06-21

$\beta_{\text{EOM}}''(\omega_0)(\omega - \omega_0)^2 l_{\text{EOM}} - \beta_{\text{Sample}}''(\omega_0)(\omega - \omega_0)^2 l_{\text{Sample}}$ 表示样品臂和参考臂之间的群速度色散, 由于它的存在而引入了频率二次方的影响因子, 所以群速度色散对 OCT 系统的纵向分辨率有较大影响。

2 RSOD 的色散分析

图 1 为双通 RSOD 中某一波长的光线追迹图。准直后的入射光束投射到反射型衍射光栅上, 其一级衍射光被傅里叶透镜聚焦在扫描振镜上, 而振镜的反射光再次通过傅里叶透镜后投射到光栅上, 并被衍射到反射镜上, 被反射后沿原路返回。其中振

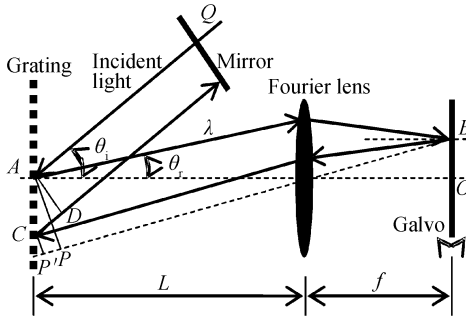


图 1 双通 RSOD 中某一波长的光线追迹

Fig. 1 A ray trace of double passes rapid scanning optical delay line

镜位于傅里叶透镜的后焦面上, 图中的 θ_i 、 θ_r 、 L 和 f 分别表示入射角、一级衍射角、衍射光栅到傅里叶透镜的距离和傅里叶透镜的焦距。波长为 λ 的色光, 其在双通 RSOD 结构中的光程为

$$l_{\text{RSOD}} = 2 \times [2|PB| + |PP'| + |CD| + 2|AQ|] \quad (5)$$

$|\dots|$ 表示两点间的光程。取光栅参考点为 A , 则光栅对波矢为 k 的色光的相位矫正因子为^[11]

$$R(\omega) = 4\pi m |AC|/d = -2k(|PP'| + |CD|) \quad (6)$$

设进入 RSOD 前参考臂的长度为 l_r , 结合式 (5) 和式 (6), 可得参考臂和样品臂之间的相位差为

$$\Delta\phi(\omega) = 2k[l_r - l_s + 2|AQ| + 2|PB|] = 2k[\delta + 2(L\cos\theta_r + f/\cos\theta_r)] \quad (7)$$

式中 $\delta = l_r - l_s + 2|AQ|$ 。同时有光栅方程

$$d(\sin\theta_i + \sin\theta_r) = m\lambda \quad (8)$$

式 (8) 两边对 λ 求导, 可得光栅的角色散为

$$d\theta/d\lambda = m/d\cos\theta_r \quad (9)$$

式中 d 为光栅常量, m 为衍射级次。考虑到 $\lambda = 2\pi c/\omega$, 则

$$d\lambda/d\omega = -2\pi c/\omega^2 \quad (10)$$

结合式 (9)、(10), 根据二阶色散的定义, 对式 (7) 求二阶导数可得

$$\text{GVD}(\omega) = \frac{d^2\Delta\phi(\omega)}{d\omega^2} = -\frac{16\pi^2 m^2 (L-f)}{d^2 \omega^3 \cos^3\theta_r} \quad (11)$$

由式 (11) 可知, 在双通 RSOD 中产生的群速度色散主要由傅里叶透镜的位置、衍射光栅的参量及

衍射光束的衍射角决定。要想补偿参考臂中由电光晶体引入的多余的正的 GVD, 必须使 $L-f > 0$, RSOD 才能引入负的 GVD。

3 实验与结果

通过调节 RSOD, 成功地实现了样品臂与参考臂间的色散匹配, 如图 2。图 2(a) 为样品臂与参考臂间的色散匹配良好情况下的干涉信号; 图 2(b) 则把样品换成镀有高反膜的镜片, 使得样品臂和参考臂间的色散失配情况下的干涉信号。可以看出: 色散匹配良好时, 信号的半峰全宽要小得多, 即系统纵向分辨率高, 约为 $14.10 \mu\text{m}$ 左右; 而存在色散失配时, 信号被展宽, 纵向分辨率为 $24.70 \mu\text{m}$ 。在实验室搭建的 OCT 系统中^[5], 光源中心波长为 1310 nm , 带宽 $\Delta\lambda = 65 \text{ nm}$, 由光源带宽决定的理论纵向分辨率为: $\Delta z = 2\ln 2 \lambda_0^2 / \pi \Delta\lambda = 0.44 \lambda_0^2 / \Delta\lambda = 12.60 \mu\text{m}$ 。所以, 色散匹配良好时系统的纵向分辨率与理论值接近, 而色散失配时纵向分辨率下降很多。

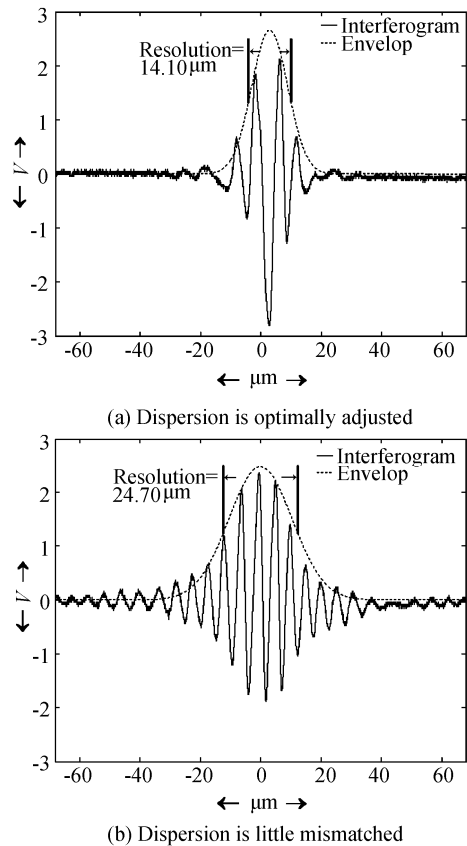


图 2 光纤 OCT 系统处于不同色散调整状态下的干涉信号
Fig. 2 Interferograms under different adjustments in fiber-based OCT system

图 3 显示了调节 RSOD 中光栅与傅里叶变换透镜之间的距离 L 时, 得到的干涉信号的半峰全宽。由图可知: 当 $L-f = 3.3 \text{ mm}$ 时, 半峰全宽具有最小值, 此时样品臂与参考臂间的色散匹配达最佳状态; 随着 $L-f$ 的数值远离该值, 干涉信号的半峰

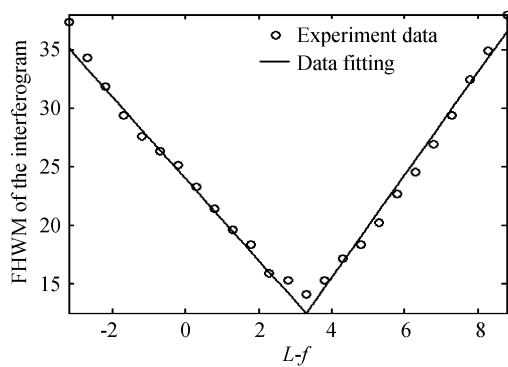
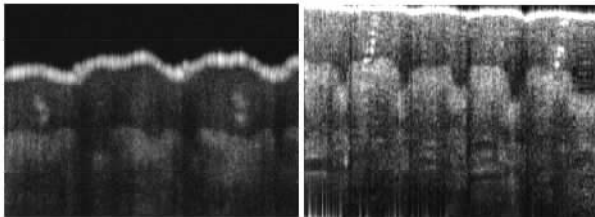


图3 干涉信号半峰全宽随着 $L-f$ 的变化曲线

Fig. 3 Curve of the FWHM of the interferogram versus $L-f$

全宽越来越大,信号逐渐变差.这也验证了上文理论计算的结果.

图4为进行色散补偿处理之前和之后获得的手指OCT图像.图4(a)为未进行色散补偿调节,图4(b)为进行色散补偿调节和探测器优化后获得的图像.对比两图可发现:进行色散补偿调节后,手指表面分界明显变窄,组织内部细节清晰可见,说明系统纵向分辨率得到了明显提高.此外,由于色散补偿和探测器优化的双重贡献,系统的成像深度得到了明显提高.



(a) Before dispersion compensated (b) After dispersion compensated

图4 色散匹配之前和之后获得的手指OCT图像

Fig. 4 OCT images of finger before and after dispersion compensated

4 结论

在OCT系统中,样品臂与参考臂间的群速度色散失配将会在干涉信号中引入一个频率二次方的影响因子,极大地影响了干涉信号的纵向分辨率;而RSOD这种扫描方式则可以有效地调节参考臂上的群速度色散.通过精确地调节光栅的位置以及光栅与傅里叶透镜之间的距离,就可以有效地调节样品臂与参考臂间的色散差,从而使样品臂与参考臂间的色散实现基本匹配.实验表明:基于RSOD的色散补偿方法实现简单、效果显著,最终获得的系统纵向分辨率接近于理论计算值,得到了清晰的生物组织结构图.

参考文献

- [1] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, *et al.* Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178-1181.
- [2] ZHANG Xiang-yang, WANG Xiang-zhao, LI Dai-lin. Methods of improving longitudinal resolution of the optical coherence tomography[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2002, **31**(Z2): 117-122.
张向阳,王向朝,李代林.提高光学相干层析成像纵向分辨率的方法[J]. *光子学报*, 2002, **31**(Z2): 117-122.
- [3] LIU Xin-wen, WANG Hui-nan, QIAN Zhi-yu. Denoising process of OCT image based on wavelet transform[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2006, **35**(6): 936-939.
- [4] CHEN Wei, XUE Ping, YUAN Tao, *et al.* Development of fiber-based optical coherence tomographic imaging system[J]. *Acta Photonica Sinica*, 1999, **28**(11): 970-973.
陈炜,薛平,袁韬,等.光学相干层析成像技术的医学诊断应用[J]. *光子学报*, 1999, **28**(11): 970-973.
- [5] YU Xiao-feng, DING Zhi-hua, CHEN Yu-heng, *et al.* Development of fiber-based optical coherence tomographic imaging system[J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(2): 235-238.
俞晓峰,丁志华,陈宇恒,等.光纤型光学相干层析成像系统的研制[J]. *光学学报*, 2006, **26**(2): 235-238.
- [6] YUAN Tao, XUE Ping, CHEN Yi, *et al.* Experimental research of optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 1999, **19**(10): 1386-1389.
袁韬,薛平,谌一,等.光学相干层析成像系统的实验研究[J]. *光学学报*, 1999, **19**(10): 1386-1389.
- [7] SONG Gui-ju, REN Hong-wu, ZHANG Lian-ying, *et al.* Experimental research on optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2000, **20**(4): 509-513.
宋桂菊,任宏武,张莲英,等.光学相干层析成像的实验研究[J]. *光学学报*, 2000, **20**(4): 509-513.
- [8] HUANG Li-na, YU Xiao-feng, DING Zhi-hua. Numerical analysis of double pass rapid scanning optical delay line in optical coherence tomography[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2005, **34**(11): 1663-1665.
黄丽娜,俞晓峰,丁志华.光学相干层析成像系统中双通快速扫描光学延迟线的数值分析[J]. *光子学报*, 2005, **34**(11): 1663-1665.
- [9] JOSEPH M S. Optical coherence tomography (OCT): a review[J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 1999, **5**(4): 1205-1215.
- [10] ANDREW M R, MANISH D K, SIAVASH Y, *et al.* In vivo video rate optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 1998, **3**(6): 219-229.
- [11] ANDREI Z E, ELWYN D J S, DAVID D S. Delay and dispersion characteristics of a frequency-domain optical delay line for scanning interferometry[J]. *Journal of Optical Society America A*, 2003, **20**(2): 333-341.

Dispersion Compensation in OCT System by Rapid Scanning Optical Delay Line

YANG Ya-liang, DING Zhi-hua, YU Xiao-feng, LI Dong, WANG Lin

(State Key Lab of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)

Received date: 2006-06-21

Abstract: The effect of unbalanced dispersion on axial resolution of OCT (Optical Coherence Tomography) is analyzed, and the dispersion characteristics of rapid scanning optical delay line (RSOD) is thoroughly developed. Accordingly, approach for dispersion compensation by RSOD is proposed and implemented. Experiments demonstrate that axial resolution approaching the theoretical value is achieved through deliberately dispersion compensation by RSOD, and OCT image with high quality is thus obtained.

Key words: Optical coherence tomography; Rapid scanning optical delay line; Dispersion; Dispersion compensation



YANG Ya-liang was born in 1974. He received the B. S. degree in engineering mechanics from Chongqing University in 1996, and M. S. degree in optical engineering from Zhejiang University in 2005. Now he is a Ph. D. candidate in Zhejiang University. His research focuses on biomedical imaging, especially optical coherence tomography.