

文章编号:1004-4213(2010)06-1099-5

光学相干层析成像色散补偿研究*

林林^{1,2,3}, 高应俊^{1,2,†}, 龙炳昌¹, 蔡里禹¹, 何永健¹

(1 暨南大学 光电信息与传感技术广东普通高校重点实验室, 广州 510632)

(2 暨南大学 理工学院 光电工程系, 广州 510632)

(3 广东医学院 生物医学工程教研室, 东莞 523808)

摘要:针对通过增加光源谱宽度来提高光学相干层析成像系统分辨率时样品色散特性的限制作用,分析了色散与光学相干层析成像系统纵向光程分辨率的约束关系.根据物质色散特性,采用数值变换方法对光学相干层析成像相干成像信号进行了色散补偿.实验使用了中心波长 1 550 nm 自激辐射光源和光纤迈克尔逊干涉结构,对水和光学快速扫描延迟线引入的二阶和三阶色散进行了数值补偿并通过相位修正因子来改善补偿效果.确定了一种普适的、快速的数值色散补偿方法.在对水中盖玻片和生物组织和的光学相干层析成像图像的色散补偿实验中取得了良好的效果,证明了方法的可行性.

关键词:医用光学与生物技术;色散补偿;快速傅里叶变换;光学相干层析

中图分类号: TN247

文献标识码: A

doi: 10.3788/gzxb20103906.1099

0 引言

光学相干层析成像 (Optical Coherence Tomography, OCT) 技术是一种非侵入式、高分辨率的生物医学断层成像技术^[1-2]. OCT 将低相干光学干涉结构和共焦显微扫描技术相结合,用于实现对生物组织内部微结构的二维和三维成像^[3]. 一般认为低相干光源的相干长度就是 OCT 系统的纵向光程分辨率,而光源的相干长度与光谱宽度成反比,与光源的中心波长的平方成正比^[4]. 目前,提高分辨率的主要方法是使用谱宽更宽的低相干光源. 薛平等利用飞秒掺钛蓝宝石激光器和光子晶体光纤在 540 nm 波长处获得了 250 nm 宽的超连续谱光源并应用于 OCT 成像,实现了 0.64 μm 的纵向超高分辨率^[5]. Nishizawa 等人则利用掺铒光纤激光器,在 1550 nm 波段得到了谱宽 180 nm 的宽带光源,并在对人皮肤组织的 OCT 成像中获得了 5.5 μm 的纵向分辨率^[6]. 然而在实际测量系统中,样品的色散效应也会随着光谱宽度的增加而变得严重,从而限制了分辨率的进一步提高. 在色散媒质中对薄层结构进行成像,还会出现由拍频引起的干涉信号分裂的情况^[7]. 目前在光学相干层析成像系统中多采用硬件结构进行色散补偿,如在参考臂加入与被测样品色散特性相同的补偿介质,这种方法适用于物质色散

参量已知并且纵向扫描深度不变的情况^[8]. 但是当扫描深度不断变化时,参考臂色散不能够根据纵向扫描深度进行相应调整. 另一种硬件色散补偿方法是采用光学快速扫描延迟线 (Rapid Scanning Optical Delay Line, RSOD) 进行色散补偿. 通过改变光栅或者振镜的离焦量来调整参考光路的色散参数,可以实现对不同色散量的补偿^[9-10]. 这种方法需要根据色散补偿量调整硬件结构,可能会造成整个系统可靠性下降,并且光学快速扫描延迟线很难同时补偿样品的群速度色散 (二阶色散, GVD) 和三阶色散 (TOD). 也有研究者提出过基于迭代法的数值补偿方法,可以通过反复评价反射信号的半极大值宽度来确定最佳补偿系数^[11]. 这种方法对于单反射面形成的干涉信号,可以进行有效补偿. 但是实际干涉信号往往结构复杂、动态范围大,难以准确计算信号半极大值宽度,而且进行高阶色散补偿时会增加大量运算时间,使得这种数值补偿方法在实际操作中难以取得理想的效果.

本文分析了物质色散与 OCT 系统纵向光程分辨率的约束关系. 使用数值处理方法对色散引起的信号相位变化进行补偿. 考虑到水是生物组织的重要成分,在实验中以水为例,根据水的色散特性对 OCT 信号进行了二阶和三阶色散的同时补偿,并引入相位修正因子来完善色散补偿效果. 这种方法补偿速度快,并且可以根据纵向扫描深度对色散补偿参数进行相应调整,实现纵向扫描全程色散补偿.

† Tel: 020-85226887

Email: tyjgao@jnu.edu.cn

收稿日期: 2009-09-18

修回日期: 2010-01-08

1 理论分析

在 OCT 系统中,时域干涉光信号强度与光源功率谱函数构成傅里叶变换关系为^[12]

$$I(\tau) \propto \text{Re} \left\{ \int_{-\infty}^{+\infty} S(\omega - \omega_0) \exp[-j\Delta\Phi(\omega)] \cdot \frac{d(\omega - \omega_0)}{2\pi} \right\} \quad (1)$$

式中 $S(\omega - \omega_0)$ 代表光源功率谱函数, $\Delta\Phi(\omega) = 2\beta(\omega)\Delta l$ 代表参考光和信号光的相位差, Δl 是两干涉臂的长度差. 在低相干干涉光路中,相干光的相位差 $\Delta\Phi(\omega)$ 可以表示为中心频率处泰勒级数展开为

$$\Delta\Phi(\omega) = \Delta\phi(\omega_0) + \Delta\phi'(\omega_0)(\omega - \omega_0) + \frac{1}{2}\Delta\phi''(\omega_0)(\omega - \omega_0)^2 + \frac{1}{6}\Delta\phi'''(\omega_0)(\omega - \omega_0)^3 \quad (2)$$

式中, $\Delta\Phi(\omega_0)/\omega_0$ 称为中心频率的相位延迟, $\Delta\Phi'(\omega_0)$ 称为中心频率的群延迟. 式(2)第三项以及后面各项是色散项,第三项和第四项分别称为中心频率的群速度色散(二阶色散)和三阶色散,表示为

$$\text{GVD} = \Delta\phi''(\omega_0) = \frac{\lambda_0^3}{2\pi c^2} \frac{d^2 n}{d\lambda^2} \Big|_{\lambda=\lambda_0} \cdot 2\Delta l \quad (3a)$$

$$\text{TOD} = \Delta\phi'''(\omega_0) = -\frac{\lambda_0^4}{4\pi^2 c^3} \left(3 \frac{d^2 n}{d\lambda^2} \Big|_{\lambda=\lambda_0} + \lambda_0 \frac{d^3 n}{d\lambda^3} \Big|_{\lambda=\lambda_0} \right) \cdot 2\Delta l \quad (3b)$$

之后各项统称为高阶色散项. 二阶色散的存在会使干涉信号发生均匀展宽,降低 OCT 系统纵向分辨率,三阶色散则会使干涉信号产生非线性啁啾. 一般情况下,三阶和高阶色散的影响很小,相对于二阶色散可以忽略. 当忽略全部色散时,由于折射率对波长的微分为零, $\Delta\Phi(\omega)$ 的泰勒级数展开只包含前两项. 在理想高斯光源的条件下,光源的相干长度由式(4)确定

$$l_c = \frac{2 \ln 2 \lambda_0^2}{\pi \Delta\lambda} \quad (4)$$

根据瑞利准则,一般认为 l_c 就是纵向光程分辨率. 在色散媒质中,由于相位色散项的影响,干涉光信号会展宽 f 倍,展宽因子 f 可以由二阶色散近似计算得到

$$f = \sqrt{1 + \frac{\text{GVD}^2}{4\sigma_r^4}} \quad (5)$$

式中, σ_r 是高斯光源的标准时间宽度. 因此,在色散媒质中的光程分辨率近似表示为

$$l_{c-\text{disp}} = l_c \cdot f \quad (6)$$

图 1 是 1 550 nm 波段,在 10 mm 深水中的群速度色散和三阶色散与波长的函数关系曲线. 可以看到在 1 550 nm 附近,水的群速度色散为正,三阶

色散为负. 计算过程中使用了文献[13]确定的水的折射率计算公式. 图 2 是根据式(6),在不同深度的水中,光源的光谱半峰全宽与 OCT 纵向光程分辨率的函数关系曲线,其中光源的中心波长为 1 550 nm. 从图 2 中可以看到由于色散作用,在水中纵向光程分辨率并非随着光源谱宽的增加而单调下降. 如在 10 mm 深水中,曲线的拐点对应参数为:光源半峰全宽 63 nm,纵向光程分辨率 23.7 μm . 此后,增加光源谱宽度带来的色散效应超过了其对光源相干长度的压缩作用,分辨率开始劣化. 因此,在色散媒质中增加光源谱宽的同时必须要对色散进行有效补偿. 在色散补偿过程中,考虑到三阶以上色散项影响很小,可以忽略高阶色散或者利用相位修正因子来调整.

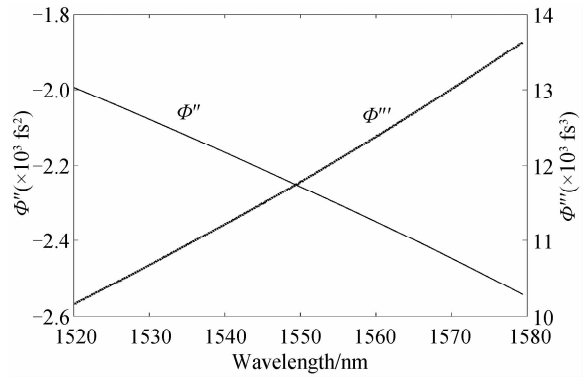


图 1 1 550 nm 波长处水的二阶和三阶色散曲线
Fig. 1 The calculated GVD and TOD at 1 550 nm wavelength

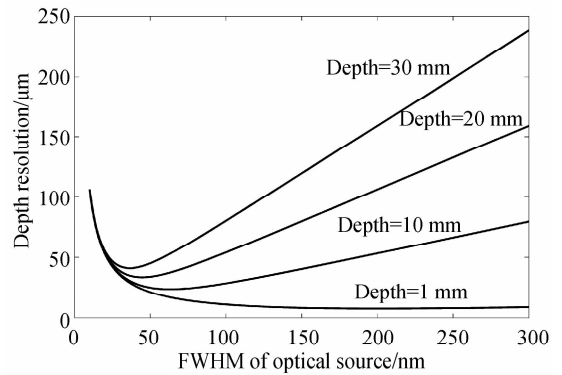


图 2 不同深度水中 OCT 纵向光程分辨率与光源半峰全宽关系曲线

Fig. 2 The relationship between resolution and FWHM of optical source

2 干涉信号的色散补偿

在色散媒质中,时域干涉光信号对应的傅里叶域象函数包含了由色散引入的相位因子 $\exp[-j\Phi_{\text{Disp}}(\omega)]$. 因此补偿过程是在傅里叶域引入相反的相位补偿因子 $\exp[j\Phi_{\text{Disp}}(\omega)]$, 所得色散补偿信号可以表示为

$$\tilde{I}_{\text{Comp}}(\tau) = FT\{I(\omega) \exp[j\Phi_{\text{Disp}}(\omega)]\} \quad (7)$$

式中, $I(\omega)$ 是时域干涉信号 $I(\tau)$ 的傅里叶域象函数. 式(7)结果是复数形式, 取其实部可得到补偿后的时域干涉信号. 在已知样品光学特性的情况下, $\Phi_{\text{Disp}}(\omega)$ 为已知量即式(2)的色散各项之和, 可以代入式(7)进行色散补偿, 并且可以根据扫描深度调整补偿参量. 色散数值补偿过程如图 3, 包括 4 个部分: 1) 根据实际信号的实部和虚部的约束关系, 对滤波后的干涉信号利用希尔伯特变换获得干涉信号的复数形式; 2) 对复数信号进行加窗傅里叶变换, 获取信号的频谱函数, 通过带通滤波器滤除噪声信号; 3) 根据水的色散特性和当前扫描深度, 引入色散补偿相位因子 $\exp[j\Phi_{\text{Disp}}(\omega)]$ 和相位修正因子 $\exp(j\Phi_r)$; 4) 对补偿后的频域信号进行傅里叶逆变换并取实部.

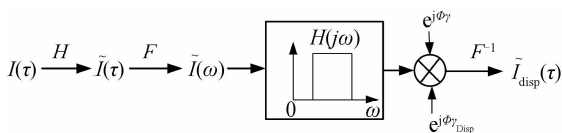


图 3 干涉信号数据色散补偿流程图

Fig. 3 Process of numerical dispersion compensation for interference signal

实验采用了基于快速光学扫描延迟线的光纤迈克尔逊干涉结构, 如图 4. 低相干光经过光环行器进入 50:50 光纤耦合器, 被分为参考光和样品光两路信号; 光学延迟线和样品反射后的光信号叠加相干, 并通过外插探测电路转换为电信号; 电信号经过带通滤波器由数据采集卡读入计算机并进行数据处理和成像. 图 5 是 10 mm 深水下单反射面经过解调后的干涉信号和进行了二阶、三阶色散补偿后信号的比较, 实线是测量得到的 10 mm 水下单反射面干涉信号; 虚线为对信号进行数值色散补偿后的结果. 实验中用的是中心波长 1 550 nm 的 ASE 光源, 光谱半峰全宽为 40 nm, 可以看到进行色散补偿后的信号明显变窄. 由于 ASE 光谱形状近似为矩形, 因此信号主瓣两侧有较高的侧瓣. 补偿后的信号左右不完全对称的原因有两个: 1) 水的色散理论值与实际情况存在一定误差; 2) 两干涉臂光纤部分长度

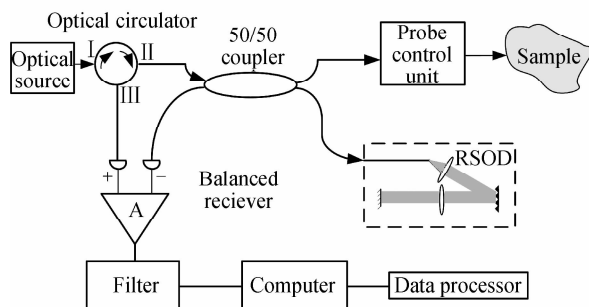


图 4 采用快速扫描延迟线的光学相干层析成像系统结构示意图

Fig. 4 Block diagram of OCT system based on RSOD

存在差异, 使得系统除了水的色散以外还存在一些光纤色散, 从而导致色散补偿不完全. 图 5 的不完全对称结果是色散过补偿引起的, 这种情况可以通过引入相位修正因子进行调整.

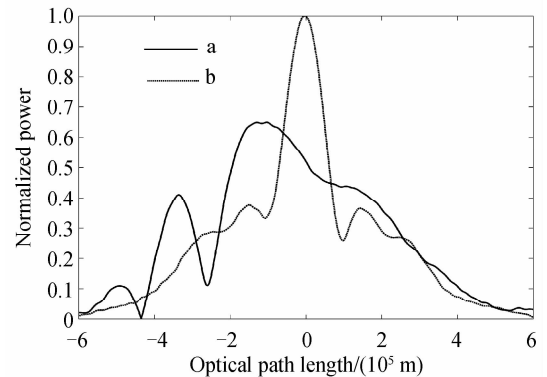
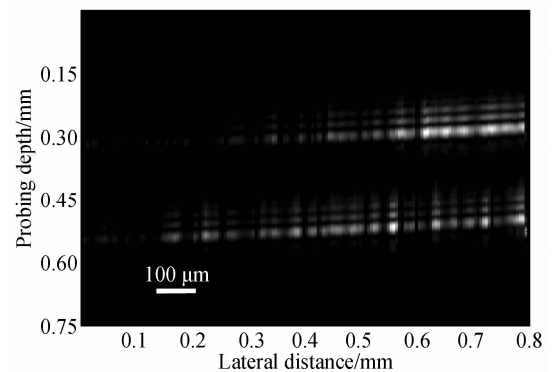


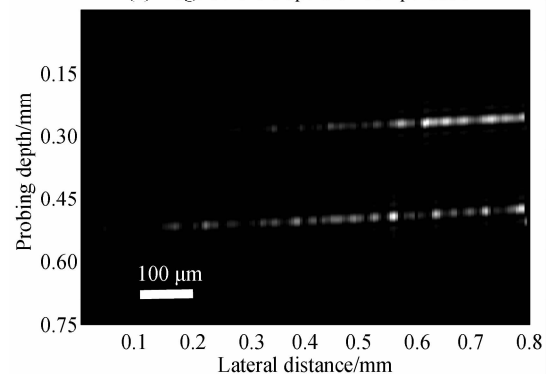
图 5 10 mm 水下单反射面干涉测量信号和数值色散补偿结果

Fig. 5 OCT interference signal from single plane and the result after dispersion compensation

在实验中, 对 10 mm 水下的盖玻片进行了成像, 盖玻片厚度为 0.16 mm. 图 6(a) 是 OCT 原始图像, 可以看到盖玻片的两个反射面由于水的色散影响展宽严重. 在色散补偿过程中, 首先根据水的二阶和三阶色散理论值进行补偿, 由于在色散补偿时采用了水的折射率理论公式, 得到的二阶和三阶色散



(a) Image before dispersion compensation



(b) Image after dispersion compensation

图 6 对 10mm 水深的 OCT 成像结果

Fig. 6 Structure images of 10mm water

理论值与实际值会存在误差. 在光纤系统中, 两干涉臂光纤长度的差异也会引入一定色散. 因此引入了

$\Phi_y = 0.6 \times 10^{-5}$ 弧度的修正相位来进一步改善补偿效果. 图 6(b) 是进行色散数值补偿后的图像, 单面反射信号的宽度约为 $27 \mu\text{m}$ 与光程分辨率的理论值 $26.4 \mu\text{m}$ 接近, 补偿效果比较理想. 在对生物组织的成像实验中, 考虑到光的透射深度较浅, 无法观察到明显的样品色散效应, 本文通过调整 RSOD 光栅的离焦量引入色散, 并对白鼠的肌肉组织进行了 OCT 成像. 图 7 是采用该方法对白鼠肌肉组织的成像以及色散补偿的结果. 由于 RSOD 引入的色散影响, 图 7(a) 中的原始图像模糊, 不可分辨. 经过色散补偿后, 在图 7(b) 中, 白鼠肌肉组织的层状结构得到清晰的显示.

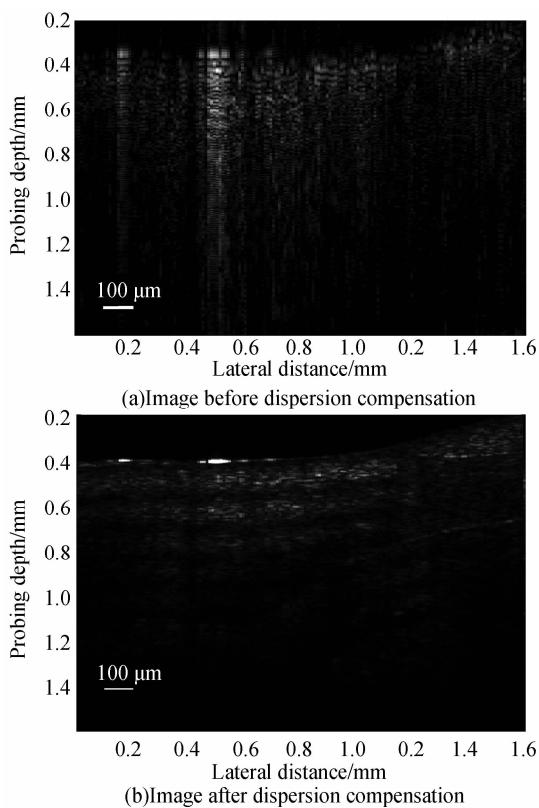


图 7 白鼠肌肉组织的 OCT 成像结果

Fig. 7 The image of muscle tissue of leg of mouse scanned by RSOD

3 结论

对光学相干层析系统中的数值色散补偿方法进行了研究, 确定了一种快速、普适的色散补偿方法. 在对水的色散补偿实验中实现了二阶色散和三阶色散的同时补偿, 色散补偿量还可以根据需要灵活调整. 为了得到理想的补偿效果, 引入了相位修正因子, 使得补偿后图像的纵向分辨率与理论值接近. 在对生物组织 OCT 图像的色散补偿实验中, 利用 RSOD 引入系统色散, 并对白鼠肌肉组织进行了成像和色散数值补偿. 在实际成像应用中, 生物组织成

份复杂, 无法获得像水一样的折射率公式, 但是利用 OCT 的低相干干涉系统, 通过实验方法可以在线测量样品的色散参量, 根据结果进行色散补偿, 并且利用低相干干涉系统可以对生物组织光学特性 (如对折射率和色散系数) 进行测量. 另外, 由于生物组织的折射率和色散参数相对稳定, 有些已经可以找到权威数据作为色散补偿参考, 例如: 人眼部组织、表皮组织、真皮组织以及牙齿等. 并且关于组织光学领域的研究和相关数据还在不断的积累和更新中.

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] TEARNEY G J, BREZINSKI M E, BOUMA B E, *et al.* In vivo endoscope optical biopsy with optical coherence tomography[J]. *Science*, 1997, **276**(5321): 2037-2039.
- [3] 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.
- [4] SCHMITT J M. Optical coherence tomography (OCT): a review[J]. *IEEE J Select Topics Quantum Electron*, 1999, **5**(4): 1205-1215.
- [5] PING X, FUJIMOTO J G. Ultrahigh resolution optical coherence tomography with femtosecond Ti:sapphire laser and photonic crystal fiber[J]. *Chinese Science Bulletin*, 2008, **53**(12): 1963-1966.
- [6] NISHIZAWA N, CHEN Y, HSIUNG P, *et al.* Real-time ultrahigh-resolution optical coherence tomography with an all-fiber, femtosecond fiber laser continuum at $1.5 \mu\text{m}$ [J]. *Opt Lett*, 2004, **29**(24): 2846-2848.
- [7] HITZENBERGER C K, BAUMGARTNER A, FERCHER A F. Dispersion induced multiple signal peak unsplitting in partial coherence interferometry[J]. *Opt Comm*, 1998, **154**(4): 179-185.
- [8] ASAKA K, OHBAYASHI K. Dispersion matching of sample and reference arms in optical frequency domain reflectometry-optical coherence tomography using a dispersion-shifted fiber[J]. *Opt Express*, 2007, **15**(8): 5030-5042.
- [9] LI Dong, DING Zhi-hua, MENG Jie. Double-grating rapid scanning optical delay line for dispersion compensation[J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(3): 505-509. 李栋, 丁志华, 孟捷. 双光栅快速扫描光学延迟线的色散补偿[J]. *光学学报*, 2007, **27**(3): 505-509.
- [10] SMITH E D J, ZVYAGIN A V, SAMPSON D D. Real-time dispersion compensation in scanning interferometry[J]. *Opt Lett*, 2002, **27**(22): 1998-2000.
- [11] TAO Tao, LIAO Ran, LÜ Jun. A new method to compensate dispersion in optical coherence tomography [J]. *Optical Instruments*, 2006, **28**(5): 22-26. 陶陶, 廖然, 吕俊. 一种新的光学相干层析成像中色散现象的补偿方法[J]. *光学仪器*, 2006, **28**(5): 22-26.
- [12] BOUMA B E, TEARNEY G J. Handbook of optical coherence tomography[M]. New York: Dekker Press, 2002: 42-44.
- [13] HARVEY A H, Gallagher J S, Levelt Sengers J M H. Revised formulation for the refractive index of water and steam as a function of wavelength, temperature and density [J]. *Phys Chem Ref Data*, 1998, **27**(4): 761-774.

Dispersion Compensation in Optical Coherence Tomography

LIN Lin^{1,2,3}, GAO Ying-jun^{1,2}, LONG Bing-chang^{1,2}, CAI Li-yu^{1,2}, HE Yong-jian^{1,2}

(1 *Key Laboratory Optoelectronic Information and Sensing Technologies of Guangdong Higher Education Institutes, Jinan University, Guangzhou 510623, China*)

(2 *Department of Optoelectronic Engineering, Jinan University, Guangzhou 510623, China*)

(3 *Department of Biological Engineering, Guangdong Medical College, Dongguan, Guangdong 523808, China*)

Abstract: In order to solve the problem that dispersion in dispersive material restricts improvement of depth resolution of optical coherence tomography (OCT) with broadband optical source, a numerical posteriori dispersion compensation technique for optical coherence tomography depth-scan signals is presented. The relationship between resolution of optical coherence tomography and FWHM of optical source is analyzed. In experience, 1 550 nm optical source and fiber Michelson interferometer are used to get imaging signal from planes in the water. Data of the image are compensated up to the third order optical dispersion of water and rapid optical delay line. A tunable phase factor is introduced to improve the results of compensation. Examples of dispersion compensated depth-scan signals obtained from microscope cover glasses under water and muscle tissue of mouse are presented.

Key words: Medical optics and biotechnology; Dispersion compensation; Fast Fourier Transform (FFT); Optical Coherence Tomography (OCT)



LIN Lin was born in 1979. He is pursuing the Ph. D. degree, and his research interests focus on biomedical optics and fiber sensors.

GAO Ying-jun was born in 1946. He is professor and Doctoral Supervisor, and his research interests focus on fiber sensor and biomedical optics.