

doi: 10.3788/gzxb20144302.0203001

频域光学相干层析系统中高准确度高灵敏度 补偿色散法

陈朝良, 高万荣, 卞海溢

(南京理工大学 电子工程与光电技术学院光学工程系, 南京 210094)

摘 要: 将色散测量方法和快速扫描延迟线技术相结合, 在谱域光学相干层析系统中实现了对群延迟色散的精确补偿. 在该方法中, 先在样品臂中放入平面反射镜, 等间隔移动参考臂中快速扫描延迟线系统中光栅的位置, 同时测量系统参考臂和样品臂之间的群延迟色散差值. 当该值为零时, 则表明系统色散匹配. 将该方法与基于点扩散函数半高宽的方法进行比较, 发现基于半高宽方法的测量误差为 4.43%, 而该方法的测量误差为 0.76%; 在色散补偿过程中, 随着色散匹配点的靠近, 半高宽方法的灵敏度由 92.1053 fs^2 减小到 $1.3447 \times 10^3 \text{ fs}^2$, 而新方法的灵敏度则保持 165.7895 fs^2 , 表明本文提出的色散补偿法具有较高的色散补偿准确度和灵敏度. 实验表明, 色散补偿后的系统分辨率接近理论值; 在补偿系统色散的同时, 还可以根据测量所得色散值的符号来判定光栅的移动方向, 从而更容易地完成补偿工作.

关键词: 医用光学; 低相干干涉; 频域光学相干层析术; 快速扫描延迟线; 色散补偿; 色散测量; 傅里叶变换
中图分类号: TN247 **文献标识码:** A **文章编号:** 1004-4213(2014)02-0203001-6

A Method to Improve Precision and Sensitivity of Dispersion Compensation in Fourier Domain Optical Coherence Tomography

CHEN Chao-liang, GAO Wan-rong, BIAN Hai-yi

(The Department of Optical Engineering, School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China)

Abstract: A method of compensating dispersion precisely in Fourier domain optical coherence tomography was proposed, based on the combination of the measurements of the values of the dispersion with the rapid scanning optical delay line. Firstly, a plane mirror was placed in the sample arm, and the values of differences of the group delay dispersion were measured while moving the grating in rapid scanning optical delay line to introduce different dispersion. When the measured value was zero, the dispersion was matched. The new method was compared with the one based on the full width at half maximum of point spread function. It was found that the measuring error of full width at half maximum was 4.43% while proposed method was 0.76% and the sensitivity of full width at half the maximum decreased from 92.1053 fs^2 to $1.3447 \times 10^3 \text{ fs}^2$ while it remained 165.7895 fs^2 in the proposed method. The results show that this method is more accurate and sensitive than the full width at half the maximum. In addition, the direction of grating movement can be determined by the sign of the measured value of dispersion difference, which may be used to compensate dispersion. Finally, the experimental data show that the axial resolution after compensating dispersion nearly approaches the theoretical value.

Key words: Medical optics; Low coherence interference; Fourier domain optical coherence tomography; Rapid scanning optical delay line; Dispersion compensation; Dispersion measurement; Fourier transform
OCIS Codes: 030.1640; 040.1520; 140.3510; 230.1950

基金项目: 国家自然科学基金 (Nos. 61275198, 60978069) 资助

第一作者: 陈朝良 (1989-), 男, 博士研究生, 主要研究方向为生物医学成像. Email: chaoliangchen@163.com

导师 (通讯作者): 高万荣 (1961-), 男, 教授, 博导, 主要研究方向为生物医学光学. Email: wgao@njjust.edu.cn

收稿日期: 2013-08-12; 录用日期: 2013-10-11

<http://www.photon.ac.cn>

0 引言

光学相干层析术(Optical Coherence Tomography, OCT)是一种利用低相干光干涉成像的诊断技术,具有高分辨率、无损伤和能够实时成像等优点^[1].最早的OCT系统是时域OCT系统^[2-3],它是通过在参考臂中引入机械扫描来实现深度方向探测的,样品中与参考臂等光程位置反射的光信号与参考臂反射的光信号发生干涉,干涉信号由光电探测器接收,将所得信号解调即可重构样品图像.而在频域OCT(Fourier Domain Optical Coherence Tomography, FDOCT)系统中,干涉信号先通过光谱仪,再由CCD接收,将接收到的光谱干涉信号经过傅里叶变换来重构样品图像.与时域OCT相比,它具有成像速度快和灵敏度高的优点^[4-6],因此,FDOCT是OCT的主要研究方向之一.

由于OCT系统使用的是低相干光源,所以色散是不可避免的^[7-8].在OCT系统中,光纤式迈克尔逊干涉仪的参考臂和样品臂中的光纤长度不是严格相等,参考臂和样品臂中使用了不同的光学元件等,这些因素都将导致参考臂和样品臂中的色散不匹配,而色散不匹配会降低系统深度方向的成像分辨率^[9-10].因此,人们提出了很多色散补偿方法^[12-14].Fercher通过数值补偿的方法来进行色散补偿^[12],它的优点是简单容易实现;Xie通过声光晶体来实现色散补偿^[13];Gao分析了可以在快速扫描延迟线(Rapid Scanning Optical DelayLine,RSOD)中调节光栅与傅里叶透镜之间的距离和光栅夹角来实现色散补偿^[11].该方法的优点是引入系统的色散值能够实现连续可调,并且在时域OCT中能够补偿随着样品深度变化而引入的色散值;Meadway利用了RSOD在时域OCT中实现了色散的精确补偿^[14],在RSOD的扫描过程中,通过测量不同光谱干涉最大位置的时间差来判定色散补偿的精确性.

文献[11-13]都是通过计算系统点扩散函数半高宽(Full Width at Half Maximum,FWHM)的变化来评定色散补偿结果的,但是随着RSOD系统中光栅位置的变化,FWHM曲线呈开口向上的抛物线分布,随着色散匹配点的靠近,FWHM的斜率减小,导致色散补偿的灵敏度下降.由于RSOD具有引入群延迟色散值连续可调的优点,所以本文结合了RSOD和色散测量的方法在FDOCT系统中实现了对群延迟色散的精确补偿.

1 理论模型

如图1所示,FDOCT系统结构为光纤式迈克尔逊干涉仪,参考臂中接入RSOD系统.图中,SLD:超发光二极管,C:50:50的光纤耦合器, L_1 、 L_2 、 L_5 :准直透镜, L_3 、 L_6 :傅里叶透镜, L_4 :汇聚透镜, V_1 、 V_2 :振镜,

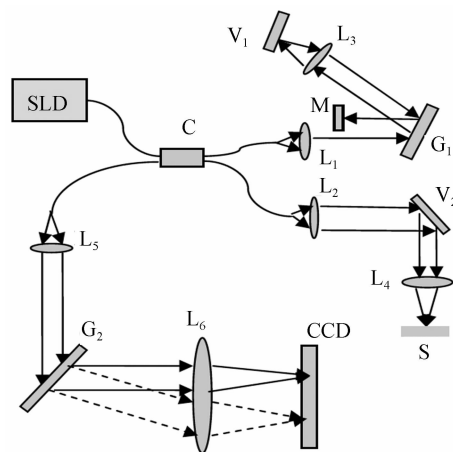


图1 FDOCT结构

Fig.1 Schematic of FDOCT

M:双通反射镜,S:样品, G_1 、 G_2 :光栅.光源发出的光通过50:50的光纤耦合器分为两束,一束进入参考臂,在RSOD系统中往返一次后由双通反射镜反射.另外一束光进入样品臂,由光纤出射的光先通过准直镜,然后由显微物镜汇聚在样品上;干涉光由光纤出射准直后通过光谱仪,再由CCD探测.根据干涉原理,光谱干涉信号可以表示为^[15]

$$S(\omega) = S_0(\omega) \{1 + \gamma(\omega) \cos(\omega\Delta/c)\} \quad (1)$$

式中 ω 表示光波角频率, $S_0(\omega)$ 表示光源的光谱信号, $\gamma(\omega)$ 定义为干涉条纹的对比度, Δ 表示光程差, c 表示光波在真空中的速度.对式(1)去直流后进行希尔伯特变换可以求出光谱干涉信号的相位谱为

$$\phi(\omega) = \arg(H(S'(\omega))) \quad (2)$$

式中 $\arg()$ 表示求相位, $H()$ 表示希尔伯特变换, $S'(\omega)$ 表示去直流量后的光谱干涉信号.由色散原理可知:非单色光通过色散介质后,由于不同频率的光波折射率不同,从而使得各光波分量的等效光程不同.在FDOCT系统中,如果样品臂和参考臂中的色散不匹配,则不同光波长对应的光程差不同,这导致在光谱干涉信号的相位谱中增加了一相位倾斜因子.所以将光谱干涉信号的相位谱对光波角频率进行多项式拟合可以求出系统的色散不匹配值^[9].因此,将式(2)中所求的相位带入式(3)进行多项式拟合,即

$$\begin{aligned} \phi(\Omega) = & \phi(\omega_0) + \phi'(\omega_0)\Omega + \frac{\phi''(\omega_0)}{2}\Omega^2 + \\ & \frac{\phi'''(\omega_0)}{6}\Omega^3 + \dots \end{aligned} \quad (3)$$

式中 $\Omega = \omega - \omega_0$, ω_0 表示光束的中心角频率.在泰勒展开式中,第一项表示一个固定的相位因子,第二项系数表示群延迟,第三项和第四项系数分别表示一阶的群延迟色散和二阶的群延迟色散.

如图2为RSOD系统,平行光束入射到光栅上,分光后傅里叶透镜将同频率光波汇聚到振镜上一点,频率相同的光束再经过傅里叶透镜由光栅出射,出射光

的方向与入射光方向平行,出射光由双通反射镜反射. RSOD系统引入的色散值可以表示为^[11]

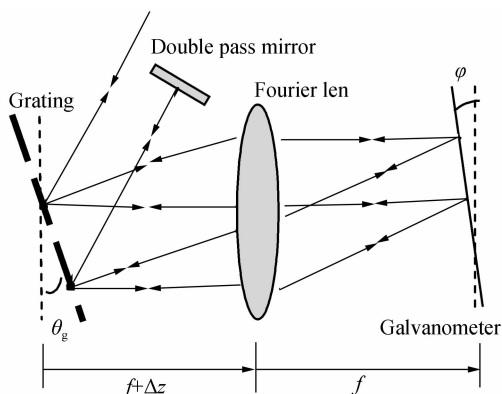


图2 快速扫描延迟线系统原理

Fig. 2 Schematic of rapid scanning optical delay line

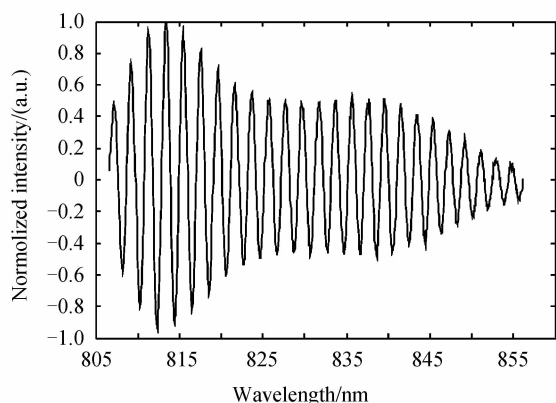
$$D_{\text{GDD}} = \frac{16\pi^2 m^2 c}{p^2 \omega_0^3 \cos^2 \theta_g} [\varphi \cdot f \cdot \tan \theta_g + (1 + \varphi \tan \theta_g) \cdot \Delta z] \quad (4)$$

式中, m 表示光栅的衍射级次, p 表示光栅常量, ω_0 表示光源的中心角频率, θ_g 表示光栅法线与傅里叶透镜光轴的夹角, φ 表示振镜法线与傅里叶透镜光轴的夹角, f 表示傅里叶透镜焦距, Δz 表示光栅到傅里叶透镜的距离与傅里叶透镜的焦距之差. 由上式可知, 保持 θ_g 和 γ 不变, 随着光栅位置即 Δz 的改变, RSOD 引入的色散呈线性变化. 因此, 通过调节光栅的位置可以精确地补偿 FDOCT 系统的色散.

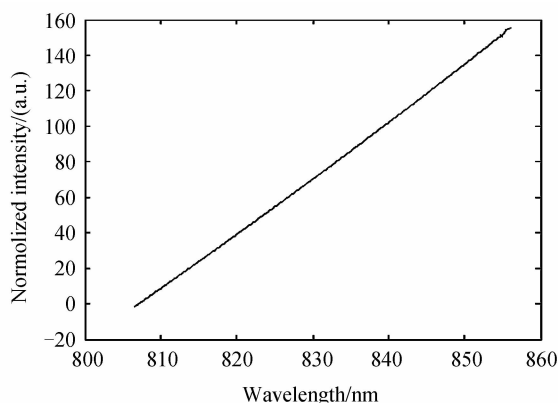
2 实验及数据处理

2.1 深度标定

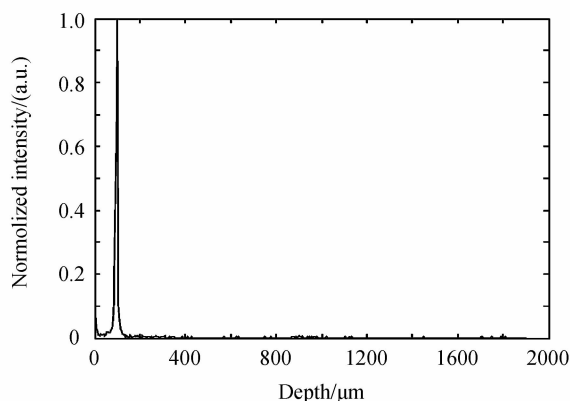
本系统中使用的光源为中心波长 830 nm, 带宽 50 nm 的超发光二极管, CCD 为 1 024 像素点的线阵 CCD, 像元大小为 10 μm , 线扫描频率是 27 kHz. 在 RSOD 系统中, 光栅为 600 lp/mm, 傅里叶透镜焦距为 50 mm. 实验中, 光栅每移动 0.1 mm 测量一次干涉信号. 图 3(a) 和 (c) 分别表示去直流后的光谱干涉信号和



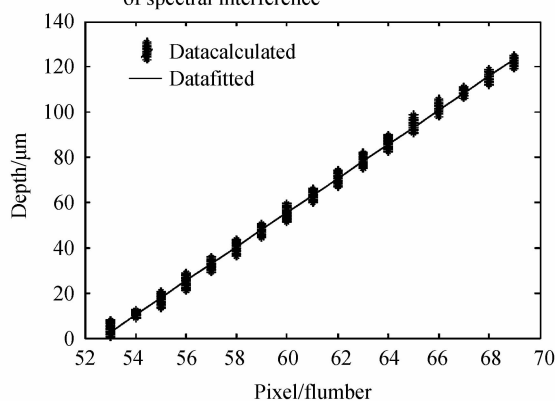
(a) Spectral interference removed DC noise



(b) Phase signal calculated using Hilbert transform of spectral interference



(c) The signal of plane mirror obtained by using Fourier transform



(d) Results of depth calibrating

图3 信号处理过程

Fig. 3 The process of signal processing

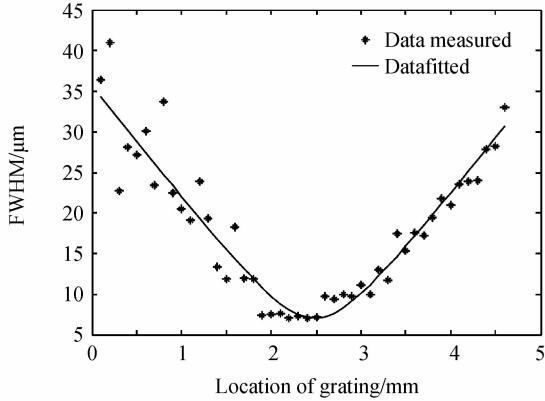
进行傅里叶变换后得到的平面镜信号. 在计算 FWHM 之前, 需要对 FDOCT 系统进行深度标定. 本文中采用的方法是利用步进电机在样品臂中沿着深度方向扫描, 同时采集对应不同深度的干涉信号. 对这一系列的干涉信号分别减去直流噪音和进行傅里叶变换, 得到

随深度变化的自相关函数. 这里设定自相关函数的最大值像素点对应成像深度位置, 先分别求出每幅自相关函数的最大值对应的像素点, 它与步进电机移动的距离成线性关系. 如图 3(d) 所示, 由于步进电机每步的间距为 0.625 μm , 对像素点和距离进行线性拟合,

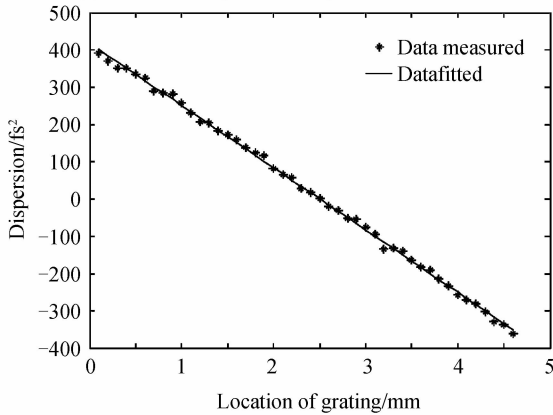
所求得斜率即表示深度方向上相邻两个像素点之间的距离,这里步进电机移动为 200 步,拟合直线斜率为 $3.7 \mu\text{m}/\text{pixel}$.

2.2 求干涉信号的 FWHM 和色散值

实验中,光栅每移动 0.1mm 测量一次干涉信号,利用一系列干涉信号计算得到的 FWHM 变化和色散值变化如图 4(a) 和 (b) 中星号所示. 由文献[12]可知



(a) Results of dispersion compensation based on FWHM



(b) Results of dispersion compensation based on measuring dispersion difference

图 4 两种补偿方法的结果

Fig. 4 The results of two compensating methods (忽略高阶色散的影响),系统分辨率与系统参考臂和样品臂之间群延迟色散差值关系为

$$l_0 \propto l \cdot \sqrt{1 + \alpha \cdot D_s^2} \quad (5)$$

式中, l 表示系统理论分辨率, α 表示常量, D_s 表示系统中参考臂与样品臂群延迟色散差值. 而由式(4)可知, RSOD 系统引入的色散值与光栅位置呈线性变化, 随着光栅位置的变化, 必定存在一点使得系统色散匹配, 而在其他位置时, 系统色散差值就是光栅此时位置相对于色散匹配位置时的色散差值, 所以 FDOCT 系统的色散差值可以等效为由 RSOD 系统引入. 由式(4)和式(5)可得

$$l_0 \propto l \cdot \sqrt{1 + \alpha' \cdot (\beta + \Delta z)^2} \quad (6)$$

式中, α' 和 β 表示常量. 式(6)可进一步简化为

$$l_0 = A \sqrt{1/B + B \cdot (\Delta z - C)^2} \quad (7)$$

式中, A, B, C 为常量. 对求得的 FWHM 数据利用以上模型进行最小二乘法拟合, 结果如图 4(a) 中实线. 对求得的群延迟色散差值进行线性拟合, 拟合结果如图 4 (b) 中实线.

3 结果及讨论

本文利用测量精确度和灵敏度两个参量来对两种方法的补偿效果进行比较. 首先分别对采集的一系列信号进行傅里叶变换, 再对点扩散函数进行高斯拟合求得 FWHM 值. 测量精确度采用多次测量求相对误差的方法来表示, FWHM 方法和测量色散差方法的精确度可以分别表示为

$$\sigma_{\text{FWHM}} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_n (W_{\text{FWHM}} - \overline{W_{\text{FWHM}}})^2 / \overline{W_{\text{FWHM}}}} \quad (8)$$

$$\sigma_D = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_n (D_{\text{GDD}} - \overline{D_{\text{GDD}}})^2 / \overline{D_{\text{GDD}}}} \quad (9)$$

式中, n 表示测量次数. $\overline{W_{\text{FWHM}}}$ 和 $\overline{D_{\text{GDD}}}$ 分别表示 FWHM 和色散测量值的平均值. 计算结果如表 1 所示, FWHM 方法的相对误差为 4.43% , 而测量色散差方法的相对误差为 0.76% , 由此可得, 测量色散差的方法有较高的测量准确度.

表 1 FWHM 和色散测量结果
Table 1 The results of FWHM and dispersion

Experiment No.	FWHM/ μm	Relative tolerance/%	Dispersion/ fs^2	Relative tolerance/%
1	7.798 4		65.913 0	
2	7.976 2		65.367 4	
3	7.822 2	4.43	66.580 8	0.76
4	7.100 6		66.292 3	
5	7.604 7		65.564 1	

由于在 FDOCT 系统中是通过傅里叶变换来成像的, 所以使用 FWHM 方法时, FWHM 变化量必须在一个像素以上才能够分辨. 为了使两种方法的灵敏度具有可比性, 这里将 FWHM 方法的灵敏度转化为色散表示. 先根据 FWHM 拟合曲线计算出当光栅在不同位置时 FWHM 变化一个像素时光栅需要移动的距离, 再将该曲线乘以色散变化率从而得到色散变化量; 而测量色散差方法的灵敏度用色散曲线的斜率表示, 结果如图 5. 从图中曲线可知: 随着光栅的移动, FWHM 方法的灵敏度由 $92.105 3 \text{ fs}^2$ 减小到 $1.344 7 \times 10^3 \text{ fs}^2$, 而测量色散差方法的灵敏度保持为 $165.789 5 \text{ fs}^2$. 结果表明, 在色散匹配位置附近测量色散差方法有较高的灵敏度.

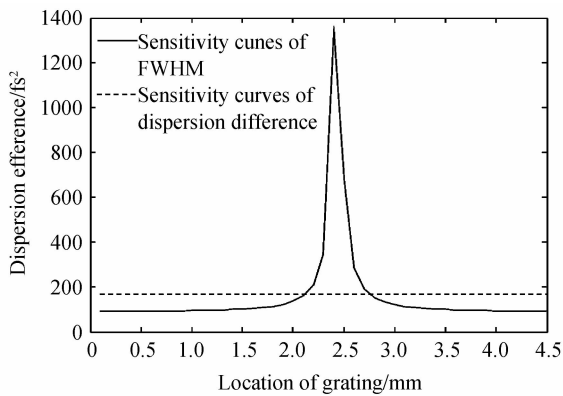
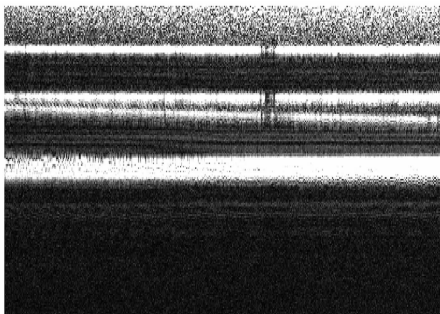


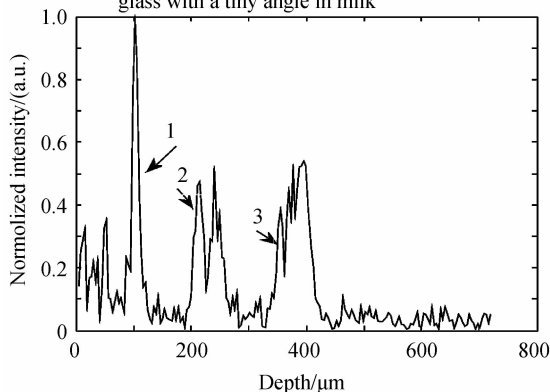
图5 两种方法的灵敏度结果

Fig. 5 The results of sensitivity in two methods

为了验证色散补偿效果,本文用牛奶模拟生物组织,在牛奶中放入具有微小倾角的盖玻片对,然后对其进行成像.图6(a)是获得的二维结构图,由于盖玻片是放在载玻片上的,所以第二层盖玻片的下表面与载玻片表面无法分开而显得较宽.图6(b)是图6(a)中归一化后的第一列数据,其中1、2、3箭头位置分别表示第一层盖玻片上下分界面和第二层盖玻片下表面,从分界面的半高宽可以看出系统的分辨率几乎为理论分辨率.



(a) The two-dimensional structure of a pair of cover glass with a tiny angle in milk



(b) The normalized data of first line in Fig.a

图6 纵向分辨率验证结果

Fig. 6 Therresults of axial resolution verification

4 结论

在FDOCT系统中,参考臂和样品臂之间色散不匹配会严重降低系统的分辨率,而色散中群延迟色散

起主要作用.本文结合了色散测量方法和RSOD系统来对FDOCT系统中的群延迟色散进行了精确的补偿.将该方法与FWHM方法进行了比较,其中FWHM方法的测量误差为4.43%,而色散测量方法的测量误差为0.76%,灵敏度的结果表明:随着光栅的移动,FWHM方法的灵敏度由 92.105 fs^2 减小到 $1.3447 \times 10^3\text{ fs}^2$,而色散测量方法的灵敏度始终为 165.7895 fs^2 .由此可见,本文提出的方法具有更高的精确度和灵敏度.本方法还有一个优点:在色散补偿过程中可以根据色散值的正负来判定光栅的移动方向.最后本文利用牛奶模拟生物组织来验证了色散补偿效果,在牛奶中系统分辨率接近于理论值的.本文工作对FDOCT系统性能的优化和提升具有重要意义.

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] GAO Ying-jun, JIN Chong-xin, LIN Lin, *et al.* Measurement of optical properties of highly scattering media by optical coherence tomography[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2011, **40**(1): 98-102.
高应俊,金重星,林林,等.基于光学相干层析成像技术的强散射介质光学特性测量[J].光子学报,2011,**40**(1): 98-102.
- [3] WANG Kai, DING Zhi-hua, WANG Ling. Measuring tissue optical properties by optical coherence tomography[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(3): 523-527.
王凯,丁志华,王玲.基于光学相干层析术的组织光学性质测量[J].光子学报,2008,**37**(3): 523-527.
- [4] WOJTKOWSKI M, SRINIVASAN V, KO T, *et al.* Ultrahigh-resolution, high-speed, Fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation[J]. *Optics Express*, 2004, **12**(11): 2404-2422.
- [5] DEBOER J F, CENSE B, PARK B H, *et al.* Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography[J]. *Optics letters*, 2003, **28**(21): 2067-2069.
- [6] ZHANG Xian-ling, GAO Wan-rong, BIAN Hai-yi, *et al.* Study of de-noising based on empirical mode decomposition method in optical coherence tomography[J]. *Journal of Optoelectronics · Laser*, 2012, **23**(3): 602-608.
张仙玲,高万荣,卞海溢,等.基于经验模式分解法的光学相干层析成像去噪研究[J].光电子·激光,2012,**23**(3): 602-608.
- [7] LI Peng, GAO Wan-rong. Dispersion extraction with optical coherence tomography: a pilot study [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2009, **38**(10): 2598-2602.
李鹏,高万荣.光学相干层析术提取色散信息的初步研究[J].光子学报,2009,**38**(10): 2598-2602.
- [8] LI Cheng-shuai, SHEN Wei-dong, ZHANG Yue-guang, *et al.* Measurement of group delay dispersion of dispersive mirror based on white-light interference [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, **32**(10): 287-292.
李承帅,沈伟东,章岳光,等.基于白光干涉测量色散补偿薄膜的群延迟色散[J].光学学报,2012,**32**(10): 287-292.
- [9] CHEN Chao-liang, GAO Wan-rong. Spectral fiber low coherence interferometry-based method of measuring dispersion and refractive index of transparent object[J]. *Chinese Journal of Laser*, 2013, **40**(10): 1008005.

- 陈朝良,高万荣.基于光谱光纤低相干的透射样品色散和折射率测量方法[J].中国激光,2013,**40**(10):1008005.
- [10] DONG Jin-tao, LU Rong-sheng. Dispersion compensation based on frequency domain analysis in optical coherence microscopy[J]. *Chinese Journal of Laser*, 2012, **39**(1): 235-240.
董敬涛,卢荣胜.基于频域分析的光学相干显微镜中的色散补偿[J].中国激光,2012,**39**(1):235-240.
- [11] GAO W. Dispersion properties of grating-based rapid scanning optical delay lines[J]. *Applied Optics*, 2007, **46**(6): 986-992.
- [12] FERCHER A, HITZENBERGER C, STICKER M, *et al.* Numerical dispersion compensation for partial coherence interferometry and optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2001, **9**(12): 610-615.
- [13] XIE T, WANG Z, PAN Y. Dispersion compensation in high-speed optical coherence tomography by acousto-optic modulation[J]. *Applied Optics*, 2005, **44**(20): 4272-4280.
- [14] MEADWAY A, DARBRAZI S H H, DOBRE G, *et al.* A rapid method of measuring dispersion in low coherence interferometry and optical coherence tomography systems[J]. *Journal of Optics*, 2010, **12**(1): 015302.
- [15] SORIN W V, GRAY D F. Simultaneous thickness and group index measurement using optical low-coherence reflectometry[J]. *IEEE Photonics Technology Letters*, 1992, **4**(1): 105-107.