

基于图像频谱能量集中度的频域光学相干层析术 数值色散补偿

李培 孔雪 孙沁园 陈朝良 高万荣

南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094

摘要 分析阐述了频域光学相干层析术(SDOCT)系统参考臂和样品臂之间的色散不匹配对所获取的图像的频谱能量分布的影响。提出了一种基于图像频谱能量集中度的SDOCT系统数值色散补偿方法。当图像频谱低频区域内的能量百分比最小时,表明系统色散匹配。实验中选取平面反射镜作为样品,验证了用该方法来衡量系统色散匹配的效果与传统的利用半峰全宽(FWHM)法来评定色散补偿的结果一致。最后获取了人体手指的在体光学断层图像,并用该方法进行了色散不匹配补偿。实验结果显示该方法能够有效地对系统色散进行补偿,从而提高了图像的分辨率。

关键词 医用光学;频域光学相干层析术;能量集中度;数值色散补偿;图像频谱

中图分类号 TN247 文献标识码 A doi: 10.3788/LOP51.111701

Numerical Dispersion Compensation in Spectral Domain Optical Coherence Tomography Based on Concentration of Energy in Image Spectrum

Li Pei Kong Xue Sun Qinyuan Chen Chaoliang Gao Wanrong

School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science and Technology,
Nanjing, Jiangsu 210094, China

Abstract The effects of the dispersion mismatch between the reference arm and the sample arm of spectral domain optical coherence tomography (SDOCT) system on the spectral energy distribution in the spectrum of the image obtained with SDOCT are discussed. A method of numerical dispersion compensation in SDOCT is proposed, which is based on the concentration of energy in the image spectrum. It has been shown that when the percentage of energy in the low-frequency area of the spectrum is minimized, the dispersion mismatch is balanced. The plane mirror is taken as the sample in experiment to demonstrate the method, showing that the dispersion mismatch balance achieved with our method is in accordance with that by the full width at half maximum (FWHM) based method. Finally the optical cross-sectional image of a finger is obtained *in vivo* and the dispersion mismatch is balanced with the method. The results show that the method can effectively compensate the dispersion mismatch and improve the resolution of the images.

Key words medical optics; spectral domain optical coherence tomography; concentration of energy; numerical dispersion compensation; image spectrum

OCIS codes 170.1650; 170.3880; 170.4500

1 引言

光学相干层析术(OCT)是一种基于低相干干涉和外差探测技术,具有非侵入性、高分辨率、高灵敏度和实时成像等优点的全新成像诊断技术^[1-5]。该技术可以对活的生物组织实现在体实时高分辨率光学断层成像,因而有可能为癌症的早期诊断提供精确的测量方法。在传统时域OCT中,经光纤耦合器分别到达参考臂和样品臂的低相干光,反射或散射后形成干涉,由光电探测器接收干涉信号,再通过解调即可得到样品的

收稿日期: 2014-05-07; 收到修改稿日期: 2014-06-03; 网络出版日期: 2014-09-29

基金项目: 国家自然科学基金(61275198, 60978069)、国家大学生创新实验计划项目

作者简介: 李培(1992—),男,本科生,主要从事光学相干层析术等方面的研究。E-mail: optics_lipei@163.com

导师简介: 高万荣(1961—),男,教授,博士生导师,主要从事生物医学光学方面的研究。E-mail: wgao@njust.edu.cn

(通信联系人)

层析图。频域光学相干层析术(SDOCT)极大地改进了时域OCT的成像速度和灵敏度^[3-5]。在SDOCT中,干涉信号经过频谱仪后再由电荷耦合装置(CCD)接收,对其进行傅里叶变换后可得到图像信息。由于OCT系统采用的是低相干光源照射,因此色散是不可避免的^[6]。色散会造成相干包络信号的展宽,导致系统的纵向分辨率下降。因此,色散补偿对于实现超高分辨率OCT成像具有重要的意义。

现有研究采用的色散补偿的方法有很多种。例如Tumlinson等^[7]通过精确的 k 取样方法补偿SDOCT中固有的均匀介质的色散;Lippok等^[8]利用分数傅里叶变换在SDOCT中实现色散补偿;还有基于快速扫描延迟线的OCT系统色散补偿法^[9],该方法实时性好,色散补偿的效果比较显著,然而系统比较复杂。此外文献[3]提出了一种数值补偿的方法,该方法相对于前述方法操作简单,容易实现。其通过在干涉信号的相位中引入一个非线性相位因子达到校正色散的效果,引入的色散相位项通过迭代算法来确定。在迭代的过程中,需要一个用于评定图像质量的补偿效果的参数。传统的方法是通过计算系统点扩展函数的半峰全宽(FWHM)和色散系数之间的关系,当半峰全宽最小时色散匹配。然而在生物体试验中,由于生物样品是各向异性介质,利用点扩展函数半峰全宽来衡量色散补偿效果的方法不可行,因此本文提出了一种基于图像频谱能量集中度的方法来衡量数值色散补偿的效果。该方法算法简单,容易实现。实验结果表明,该方法能够在数值补偿方法中有效的评定生物样品图像的质量变化,从而实现色散补偿。

2 理论分析

实验采用如图1所示的以迈克耳孙干涉仪为主体结构的光纤型SDOCT系统。光源发出的低相干光经过50:50模式光纤耦合器后分成两束:其中一束光经过参考臂的平面反射镜反射回来形成参考光束;另外一束光经过样品臂的准直物镜后照射在样品面上,其反射或散射回来的光与参考光束汇合于光纤耦合器处并发生干涉。干涉后的光束从光纤耦合器中出射,经过准直物镜和由光栅与傅里叶透镜组成的频谱仪结构后被CCD接收。对CCD采集到的信号作傅里叶变换,便可得到样品不同探测深度的信息。

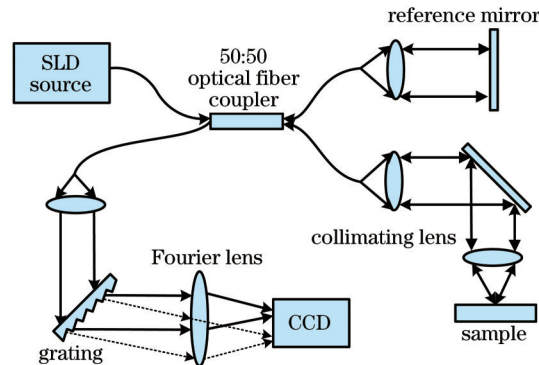


图1 SDOCT系统结构图

Fig.1 Schematic of SDOCT system

根据低相干干涉理论,SDOCT系统中的干涉信号可以表示为^[10]

$$S(k) = 2 \operatorname{Re} \left\{ \sum_n \sqrt{I_n(k) I_r(k)} \exp\{i[k\Delta_n + \Phi_{\text{disp}}(k, \Delta_n)]\} \right\}, \quad (1)$$

式中 $I_n(k)$ 表示样品中第 n 层反射回来的光强度; $I_r(k)$ 表示由参考镜反射的光的强度; Δ_n 表示样品中第 n 层反射的光束与参考光束之间的光程差; $\operatorname{Re}\{\}$ 表示取括号中复数项的实部; $\Phi_{\text{disp}}(k, \Delta_n)$ 表示与波数 k 及光程差 Δ_n 有关的相位项,其包含了色散信息。

由于只考虑了系统的色散差,故所有深度范围内的色散项 $\Phi_{\text{disp}}(k, \Delta_n)$ 可以近似为 $\Phi_{\text{disp}}(k)$ 。对 $\Phi_{\text{disp}}(k)$ 在 $k = k_0$ 处进行泰勒展开,可得^[11]:

$$\Phi_{\text{disp}}(k) = \sum_{m=0}^n \frac{1}{m!} \Phi_{\text{disp}}^{(m)}(k_0) \cdot (k - k_0)^m = \Phi_{\text{disp}}(k_0) + \Phi'_{\text{disp}}(k_0) \cdot (k - k_0) + \frac{1}{2!} \Phi''_{\text{disp}}(k_0) \cdot (k - k_0)^2 + \dots, \quad (2)$$

式中 $\Phi_{\text{disp}}(k_0)$ 表示色散常数相位项, $\Phi'_{\text{disp}}(k_0) \cdot (k - k_0)$ 表示群延迟, $\frac{1}{2!} \Phi''_{\text{disp}}(k_0) \cdot (k - k_0)^2$ 表示一阶群延迟色散相位

项。对于一般的宽带光源,由于二阶以上的色散与这些色散相比小得多,故可以忽略其影响^[12]。因此,对(1)式的频域干涉信号取希尔伯特变换^[13]之后,将所得到的复数信号的相位减去色散项,即可实现色散的补偿。这里只对一阶群延迟色散项进行补偿,补偿后的频域信号表示为

$$S'(k) = \mathcal{H}\{S(k)\} \cdot \exp\{-i[a(k - k_0)^2]\}, \quad (3)$$

式中 $\mathcal{H}\{\}$ 表示希尔伯特变换, a 代表一阶群延迟色散系数。将该频域信号再通过反快速傅里叶变换以及后续处理,即可得到样品的二维断层图像。

对于一幅二维的数字图像,其反映了灰度值在空间的变化分布。图像经过傅里叶变换后得到的频谱反映了能量随频率的分布情况,进而可以分析原图像中的细节变化,如粗糙程度,周期性变化等特点。对于 OCT 图像,在色散补偿前后,当色散不匹配时,图像分辨率低,图像包含的细节信息少,此时,对应的图像二维频谱图中能量分布集中于低频区域;当色散匹配时,图像分辨率高,包含了丰富的细节信息,此时对应的图像二维频谱图中能量分布较分散,低频区域的能量相对较少。基于此,提出了基于图像频谱能量集中度的色散数值补偿法,通过样品二维图像的频谱图中低频区域的能量集中度来衡量系统参考臂和样品臂的色散匹配效果。

3 实验结果

首先,选取高反射率的平面镜作为样品。对实验所用的 SDOCT 系统进行深度标定^[6],将采集到的干涉信号经去除直流分量、希尔伯特变换和傅里叶变换等处理之后,便可得到点扩展函数随深度变化的曲线,如图 2(a)所示。然后利用高斯函数模型

$$y = A \cdot \exp\left[-\frac{(x - B)^2}{2C^2}\right], \quad (4)$$

对该曲线进行拟合,其中 A 、 B 和 C 为常数。根据 FWHM 的计算公式: $x_{\text{FWHM}} = 2\sqrt{\ln 2} \cdot C$, 即可得到对应的 FWHM。通过软件等间隔地改变一阶群延迟色散系数 a 的值,可以得到对应于每一个 a 值的 FWHM,从而可以得到 FWHM 随 a 变化的曲线,如图 2(b)所示。

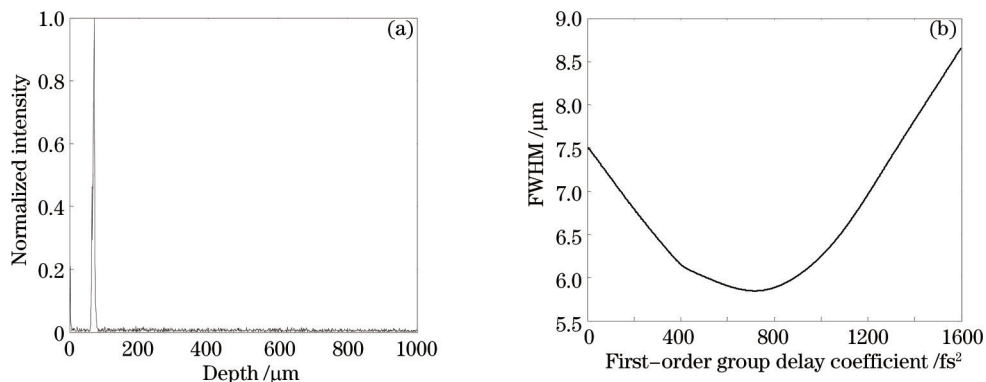


图2 半峰全宽法。(a)点扩展函数分布曲线;(b)FWHM随 a 变化曲线;

Fig.2 Method for calculating FWHM. (a) Point spread function; (b) change of FWHM with a

由图 2(b)可以看出,该曲线具有单峰性,有一个极小值点,该点对应的 a 值为 718 fs^2 ,其物理意义为此时点扩展函数的 FWHM 最小,色散补偿达到了最佳效果,即色散匹配。

下面通过基于图像频谱的能量集中度法来确定系统色散匹配值。实验采集到平面反射镜样品的频域干涉信号经处理后重构出的断层图像如图 3(a)所示。该图像是二维图,对其作二维快速傅里叶变换即可得到该图像的频谱,如图 3(b)所示。根据此二维图像的频谱图,以其中心点为原点,以同心圆向外扫描,可以求得在半径 r 范围内的像素点的能量之和,除以整个图的总能量即可得出圆域内能量占总能量的百分比 W ,即

$$W = \frac{\sum_{u^2+v^2 \leq r^2} P^2(u,v)}{\sum_{m \times n} P^2(u,v)}, \quad (5)$$

式中 $P^2(u,v)$ 表示每一像素点的能量; $m \times n$ 表示图像的大小。

改变一阶群延迟色散系数 a 的值,从每次补偿后的图像的频谱中求得对应的中心低频部分的能量百分比 W ,从而可以得出如图 3(c)所示的能量百分比随 a 值变化的散点图。该曲线有一个极小值点,对应的 a 值为 712 fs^2 。

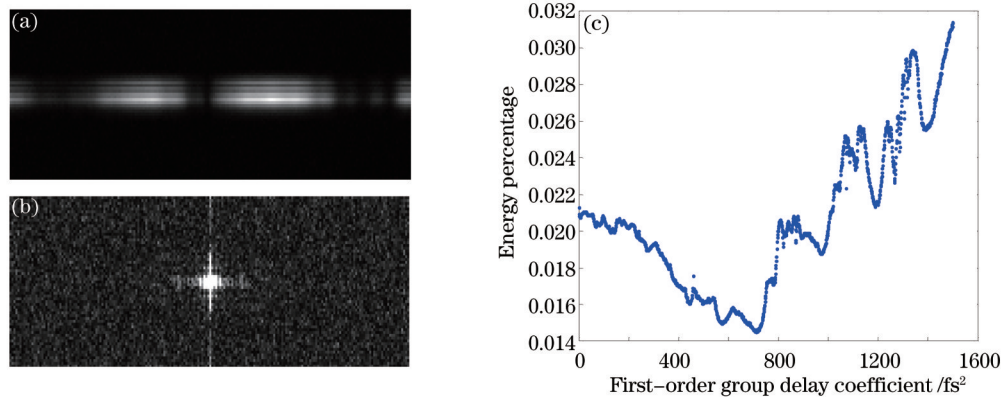


图3 图像频谱能量集中度法。(a)平面镜OCT图像;(b)平面镜频谱图;(c) W 随 a 变化曲线

Fig.3 Method for calculating the concentration of energy in image spectrum. (a) OCT image of a plane mirror; (b) spectrum of the plane mirror; (c) relationship of first-order group delay coefficient a versus energy percentage W

对比图 2(b)和图 3(c)可以看出:利用图像频谱低频区域的能量集中度方法衡量色散补偿的结果与传统的半峰全宽方法的结果一致,均为当 a 值在 715 fs^2 附近时系统色散刚好匹配,从而证明了该方法的可行性。

为了验证提出的基于图像频谱能量分布特征的色散数值补偿法也适用于生物组织,采用手指作为样品,对手指背面某一小部分进行一定深度的成像。利用图像频谱的能量集中度法,在频谱中心选取合适大小的圆域,得到圆域内像素能量百分比随 a 的变化关系,如图 4(a)所示。由该图可以看出能量百分比 W 随一阶群延迟色散系数 a 的变化为先减小后增加,存在一个极小值点,在该点处一阶群延迟色散系数 $a=729 \text{ fs}^2$ 。图 4(b)所示的是色散补偿前的手指断层图像。从中可以看出:表层皮肤的分界面亮度高,色散使得界面处的轮廓展宽,深层的结构显得模糊,内部分界面不明显。图 4(a)中曲线的极小值点对应的补偿后图像如图 4(c)所示。对比补偿前后的两幅图像,可以看到色散匹配时图像的顶层分界面宽度明显变窄,第二层分界面更加清晰,两层之间的组织结构也凸现出来。因此,提出的新方法适用于衡量对生物组织成像时的色散补偿效果。

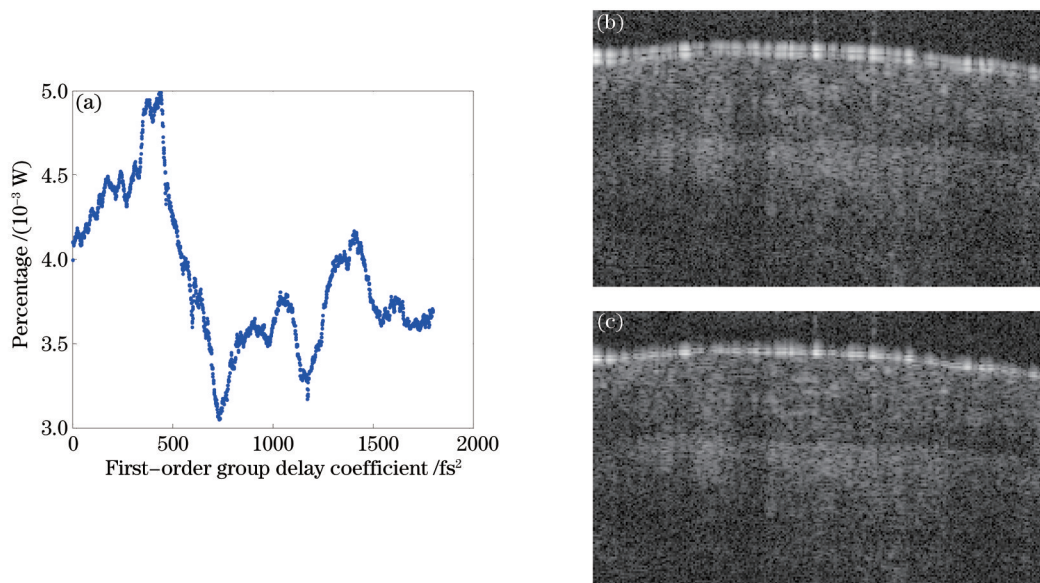


图4 手指图的色散补偿。(a) W 随 a 的变化曲线;(b)色散补偿前;(c)色散匹配时

Fig.4 Dispersion compensation in the image of a finger. (a) Relationship of first order group delay coefficient a versus energy percentage W ; (b) cross sectional image of finger before compensation process; (c) cross sectional image of finger when dispersion matched

4 结 论

在 SDOCT 系统中,参考臂和样品臂之间的色散不匹配会降低系统的轴向分辨率。基于图像频谱能量集中度的特征,提出了一种新的衡量 SDOCT 系统色散数值补偿效果的方法。通过等间隔地改变一阶群色散系数 a 的值,使得获取的样品图像的频谱中低频区域的能量百分比达到最小,从而确定数值色散补偿过程中系统的色散匹配值。实验中采用平面反射镜作为样品,通过计算 FWHM 的方法来验证了该方法的可行性,两种方法计算的 a 值基本一致。最后还利用该方法对手指的 OCT 图进行处理,对比实验结果可以看出该方法能够有效地对系统色散进行补偿,从而提高了图像的分辨率。

参 考 文 献

- 1 D Huang, E A Swanson, C P Lin, *et al.*. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- 2 Li Peng. Theories and Experiments on Optical Coherence Tomography [D]. Nanjing: Nanjing University of Science and Technology, 2010. 3.
李 鹏. 光学相干层析术理论与实验研究[D]. 南京: 南京理工大学, 2010. 3.
- 3 A Fercher, C Hitzenberger, M Sticker, *et al.*. Numerical dispersion compensation for partial coherence interferometry and optical coherence tomography [J]. *Opt Express*, 2001, 9(12): 610-615.
- 4 Bian Haiyi, Gao Wanrong, Zhang Xianling, *et al.*. Reconstruction method based on the detected matrix for spectral-domain optical coherence tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, 34(2): 0211003
卞海溢, 高万荣, 张仙玲, 等. 基于观察矩阵的频域光学相干层析成像图像重构算法[J]. *光学学报*, 2014, 34(2): 0211003.
- 5 Huang Bingjie, Bu Peng, Wang Xiangzhao, *et al.*. Optical coherence tomography based on depth resolved dispersion compensation [J]. *Acta Optica Sinica*, 2012, 32(2): 0217002
黄炳杰, 步 鹏, 王向朝, 等. 用于频域光学相干层析成像的深度分辨率色散补偿方法[J]. *光学学报*, 2012, 32(2): 0217002
- 6 Chen Chaoliang, Gao Wanrong, Bian Haiyi. A method to improve precision and sensitivity of dispersion compensation in Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2013, 43(2): 0203001.
陈朝良, 高万荣, 卞海溢. 频域光学相干层析系统中高准确度高灵敏度补偿色散法[J]. *光子学报*, 2013, 43(2): 0203001.
- 7 A R Tumulinson, B Hofer, A M Winkler, *et al.*. Inherent homogenous media dispersion compensation in frequency domain optical coherence tomography by accurate k -sampling [J]. *Appl Opt*, 2008, 47(5): 687-693.
- 8 N Lippok, S Coen, P Nielsen, *et al.*. Dispersion compensation in Fourier domain optical coherence tomography using the fractional Fourier transform [J]. *Opt Express*, 2012, 20(21): 23398-23413.
- 9 Yang Yaliang, Ding Zhihua, Yu Xiaofeng, *et al.*. Dispersion compensation in OCT system by rapid scanning optical delay line [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, 37(1): 21-24.
杨亚良, 丁志华, 俞晓峰, 等. OCT 系统中基于快速扫描光学延迟线的色散补偿[J]. *光子学报*, 2008, 37(1): 21-24.
- 10 M Wojtkowski, V Srinivasan, T Ko, *et al.*. Ultrahigh-resolution, high-speed, Fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation [J]. *Opt Express*, 2004, 12(11): 2404-2422.
- 11 W Gao. Dispersion properties of grating-based rapid scanning optical delay lines [J]. *Appl Opt*, 2007, 46(6): 986-992.
- 12 T Hillman, D Sampson. The effect of water dispersion and absorption on axial resolution in ultrahigh-resolution optical coherence tomography [J]. *Opt Express*, 2005, 13(6): 1860-1874.
- 13 Tao Tao. Dispersion Effect in Optical Coherence Tomography Theory[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2006, 55-56.
陶 陶. 光学相干层析成像系统中色散现象研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2006. 55-56.