

谱域光学相干层析成像中深度分辨 相位误差提取及补偿

张仙玲^{1,2} 高万荣¹ 陈朝良¹ 卞海溢¹ 朱 越¹

(¹南京理工大学电子工程与光电技术学院, 江苏 南京 210094)
(²南京信息工程大学物理与光电工程学院, 江苏 南京 210044)

摘要 提出了一种在谱域光学相干层析成像(SDOCT)中提取随深度变化的相位误差及补偿该误差的方法。对被测样品的干涉谱作加窗傅里叶变换,得到一幅二维深度-频谱图。样品不同界面对应的干涉谱因加窗傅里叶变换的时频特性而被分离开。对各干涉谱相位分别进行多项式拟合,得到一组随深度变化的相位误差分布。将该深度相位误差分布作为补偿因子实现精确补偿。该方法不仅可完成对多个介质层构成的复杂样品的色散补偿,还可以实现对由于波数采样不均引起的随深度非线性变化的相位误差的补偿。仿真实验和对四层盖玻片样品及人体指甲盖的实验结果表明,该方法能简单精确地补偿系统随深度变化的相位误差,有效地抑制因相位误差导致的系统纵向分辨率随深度的恶化,改善成像质量。

关键词 生物光学; 医学与生物成像; 相位误差补偿; 加窗傅里叶变换; 谱域光学相干层析成像

中图分类号 TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201441.0204002

Extraction and Compensation for Depth-Resolved Phase Error in Spectral Domain Optical Coherence Tomography

Zhang Xianling^{1,2} Gao Wanrong¹ Chen Chaoliang¹ Bian Haiyi¹ Zhu Yue¹

¹School of Electronic and Optical Engineering, Nanjing University of Science & Technology, Nanjing, Jiangsu 210094, China

²School of Physics and Optoelectronic Engineering, Nanjing University of Information Science & Technology, Nanjing Jiangsu 210044, China

Abstract A windowed Fourier transform (WFT) based method is proposed for extracting and compensating depth-resolved phase error in spectral domain optical coherence tomography (SDOCT) system. Firstly, by using a WFT to the interference spectrum of the light from the sample and the reference mirror, the depth-frequency distribution of A-scan of the sample is obtained. Due to the time-frequency characteristics of the WFT, the interference spectra corresponding to different interfaces at different depths are separated. The polynomial fitting for the phase variation of each complex interference spectrum is then performed and the phase errors distribution with the change of depth is obtained. Based on these phase errors, a precise numerical compensation for the phase is carried out. This method can not only be applied for extracting and compensating of depth-resolved dispersion phase error, but also can be used for depth-varied phase error compensation resulted from uneven spectrum sampling in wave-number space. A simulation for dispersion phase error extraction is conducted. Finally, the SDOCT images of the 4-layer cover glasses and fingernail of a volunteer are obtained and then used for phase error extraction with the WFT method. The results demonstrate that the proposed method has the capability of extracting the phase errors with high precision, leading to the improvement of the depth resolution and the image quality after phase error compensation.

Key words biotechnology; medical and biological imaging; phase error compensation; windowed Fourier transform; spectral domain optical coherence tomography

OCIS codes 170.3880; 110.4500; 200.4560; 070.5040

收稿日期: 2013-07-22; **收到修改稿日期**: 2013-09-15

基金项目: 国家自然科学基金(61275198,0978069)、国防基础科研资助项目

作者简介: 张仙玲(1979-)女,博士研究生,讲师,主要从事生物医学光学成像及信号处理等方面的研究。

E-mail: nj_zxl@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成像等方面的研究。E-mail: wgao@njjust.edu.cn

(通信联系人)

1 引言

谱域光学相干层析成像(SDOCT)是近年来发展较为迅速的一种光学成像技术,它可以实现对生物组织的高分辨、非侵入式、快速二维或三维断层成像^[1],已经成功地应用于如眼科^[2]、皮肤科^[3-4]、心脑血管科^[5]以及乳腺科^[6]等领域的临床诊断中。理论上,光学相干层析成像(OCT)的纵向分辨率与光源的频谱宽度成反比。因此,为了获得超高的分辨率,往往采用带宽很宽的光源。但是,宽带光在光学元件、光纤以及组织中传输时会引起较大的色散,造成参考光和样品光的色散不平衡,从而引起系统分辨率的下降^[7]。所以,对于高分辨成像而言,必须进行色散补偿。

传统的补偿色散的方法是通过在干涉仪另一个臂中加入具有合适色散量的补偿介质来实现色散平衡^[8-9]。但是,该类方法只是对于二阶色散的补偿比较有效。采用快速扫描延迟线的色散补偿法^[10-11]以及光纤伸缩器的补偿方法^[12-13],除了可以补偿二阶色散外,还可以在在一定程度上实现对色散组织的动态补偿。但是这类方法需要较为昂贵或体积较大的设备,增加了系统的复杂度和成本。为了克服这个缺陷,目前的 OCT 系统一般采用数值补偿法来消除色散影响,如直接数值补偿法^[14]、迭代法^[15]及卷积法^[16]等。这类方法具有连续可调的色散补偿系数的优点,理论上可以实现对任意量色散的补偿。但是因为它们不能获得随深度变化的色散系数,不太适用于误差随深度变化的情况。分数傅里叶变换法^[17]采用分数傅里叶变换实现随深度变化的色散提取和补偿,该方法能成功实现对深度色散的补偿。深度分辨色散补偿方法^[18]通过采用

动态滤波的方法,分离出不同深度的干涉谱,也能进行深度相位的提取与补偿。

2000年,Leitgeb等^[19]提出采用加窗傅里叶变换(WFT)的方法成功实现了对玻璃样品的吸收谱的测量。Leitgeb等对SDOCT系统采集的一定厚度的玻璃滤光片样品与参考镜的干涉谱进行WFT处理,得到一个二维的深度-频谱图分布。由于滤光片前后表面与参考镜的光程差(深度)不同,所以,滤光片前后表面对应的干涉谱及其互相关谱被分离开来。最后,计算滤光片前后表面对应的谱的变化即可提取出滤波片的吸收谱。本文将该方法用于SDOCT中,实现对包括OCT系统色散、被测组织的色散以及其他原因如波数采样的不均匀导致的相位误差的提取。通过对干涉谱进行WFT处理,得到其二维空间-频谱分布,组织表面以及组织内各层界面处干涉谱会沿着深度方向分离开。分别对各深度谱的相位进行多项式拟合,提取出对应的相位误差分布。最后,采用数值补偿法实现了误差补偿。论文给出了该方法的理论依据,并从数值模拟和实验的角度给出了实现相位误差提取和补偿的可能性。该方法具有原理简单、补偿精度较高等优点。同时,也为实现生物组织成像过程中动态色散补偿以及准确测量组织的色散提供了一种新的思路。

2 WFT 色散提取原理

2.1 SDOCT 系统

如图1为SDOCT系统结构示意图。从超辐射激光器(SLD)光源发出的弱相干光经光纤耦合器分成两束光,分别经过干涉仪的参考臂反射和样品臂反射(或后向散射)后重新回到光纤耦合器实现干

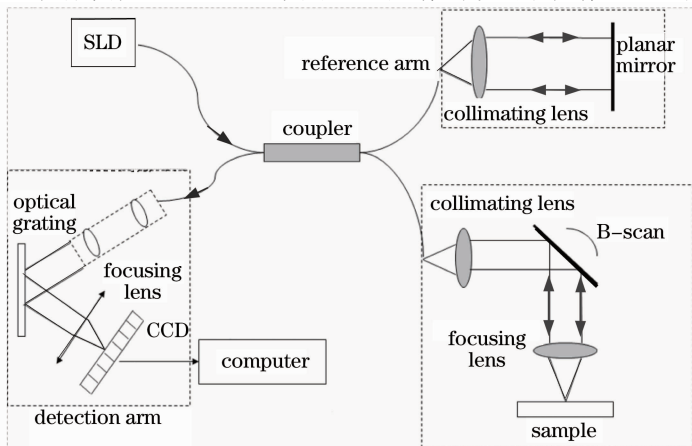


图1 SDOCT系统图

Fig. 1 Schematic of SDOCT system

涉。该干涉信号在探测臂中,经准直后入射到光栅上再经会聚透镜在 CCD 上得到空间分离的干涉谱分布。对该干涉谱进行模/数(A/D)采样后传输到计算机中,再在计算机上对该干涉谱进行去自相关和去直流处理后,得到包含被测组织信息的样品光与参考光之间的互相关项。该互相关项可以表示为^[14]

$$I_m(k) = \frac{1}{2} \sqrt{R(k)} \alpha(k) S(k) \times \int r_s(z) \cos[2kz + \Delta\theta(z, k) + \Delta\varphi_{\text{disp}}(z, k)] dz, \quad (1)$$

式中 $S(k)$ 为光源功率谱, $R(k)$ 为参考镜反射率功率谱, $\alpha(k)$ 为 CCD 探测器的响应率, $r_s(z)$ 为参考镜的光程差为 z 处的被测组织的后向反射率。 $\Delta\varphi_{\text{disp}}(z, k)$ 为色散相位, $\Delta\theta(z, k)$ 为其他原因引起的相位误差项(如对波数 k 的采样不完全均匀)。理想的成像中是不包含后面这两项的,这里,将它们合在一起称为干涉谱中的相位误差项:

$$\Delta\varphi(z, k) = \Delta\theta(z, k) + \varphi_{\text{disp}}(z, k). \quad (2)$$

可以看出,相位误差不仅是光波数 k 的函数也是成像深度 z 函数。研究发现,该相位误差随 z 变化是比较缓慢的。若能得到对应于不同深度 z 且随波数 k

变化的相位项,再经过多项式拟合,提取其中的非线性部分即为相位误差项^[14]。

2.2 WFT 原理及相位补偿方法

2.2.1 WFT 相位提取原理

不同于以往的对所有光谱进行一次逆傅里叶变换, WFT 的实现方法是:采用宽度为 Δk , 中心波数为 k_n (k_n 由最小波数开始,以 δk 为步进量平移至最大波数结束)的一组窗函数 $g(k_n, \Delta k)$ 分别乘以光谱 $I_o(k)$ 后再进行逆傅里叶变换,如

$$\mathcal{F}^{-1}[I_o(k)g(k_n, \Delta k)] = \widetilde{R}_o(z, k_n) * [\tilde{g} \cdot \exp(ik_n z)] \quad (3)$$

所示^[19]。式中 \mathcal{F}^{-1} 表示逆傅里叶变换, \tilde{g} 为窗函数 g 的逆傅里叶变换。经过上述变换后将得到一组随深度变化的反射率谱 $\widetilde{R}_o(z, k_n)$ 与由窗函数 g 所决定的系统点扩展函数的卷积。同样地, $\widetilde{R}_o(z, k_n)$ 也可以看作是一组反映不同深度 z 的复谱分布函数。

$$\widetilde{R}_o(z, k_n) = R_o(z, k_n) \cdot \exp[i\varphi(z, k_n)], \quad (4)$$

因此,通过对谱 $\widetilde{R}_o(z, k_n)$ 的相位 $\varphi(z, k_n)$ 的提取,可以得到随深度和波数变化的相位误差分布。对某一深度为 z 的谱 $\varphi(z, k_n)$ 以 k 作为变量进行多项式拟合,即

$$\varphi(z, k_n) = \varphi_0(z, k_0) + \frac{\partial\varphi(z, k)}{\partial k} \Big|_{k=k_0} (k_n - k_0) + \frac{1}{2} \frac{\partial^2\varphi(z, k)}{\partial k^2} \Big|_{k=k_0} (k_n - k_0)^2 + \dots, \quad (5)$$

分离出多项式中的二次项及二次项以上的相位,即为该深度对应的相位误差谱:

$$\Delta\varphi(z, k_n) = \frac{1}{2} \frac{\partial^2\varphi(z, k)}{\partial k^2} \Big|_{k=k_0} (k_n - k_0)^2 + \dots, \quad (6)$$

式中 k_0 为光源光谱中心频率对应的波数。

2.2.2 色散补偿

将由上述 WFT 所得到的各深度的谱 $\widetilde{R}_o(z, k_n)$ 乘以各深度处的补偿项 $\exp[-i\Delta\varphi(z, k_n)]$ 后对所有深度的谱求和,即可以得到经过补偿后的干涉谱 \widetilde{T}' , 即

$$\widetilde{T}'(k_n) = \sum_{m=1}^N \widetilde{R}_o(z_m, k_n) \cdot \exp[-i\Delta\varphi(z_m, k_n)]. \quad (7)$$

最后,再对 \widetilde{T}' 作逆傅里叶变换,即可得到沿深度方向的反射率分布 $r_s(z)$

$$r_s(z) = \mathcal{F}^{-1}[\widetilde{T}'(k_n)]. \quad (8)$$

3 数值模拟

假设光源为一中心波长为 840 nm、带宽为 50 nm 的高光谱光源,系统谱分辨率为 0.08 nm, CCD 像素

数 $N=1024$, 采用 Matlab 软件对厚度为 500 μm 的玻璃片模拟得到 SDOCT 干涉谱。接着,分别模拟引入较大的色散误差的干涉谱和对谱进行非均匀采样。再采用(3)式分别对上述两个谱进行加窗逆傅里叶变换,得到如图 2(b)和(c)所示的二维深度-频谱分布。作为比较,图 2(a)同时给出了具有零色散及波数空间均匀采样的该介质的二维深度-频谱分布。

从图 2 可以看出,玻璃上下表面与参考镜的干涉谱及上下表面自身的互相关谱经过加窗逆傅里叶变换后均沿着深度方向分离开。由于色散的缘故,干涉谱沿着深度方向产生了偏离[如图 2(b)中 2 和 3 所指的谱线]。同时,非均匀波数采样也导致其谱沿着深度方向产生偏离[如图 2(c)所示]。从中可以看出,不管是因为色散还是谱的非均匀采样,均给干涉谱相位引入了随深度而变的误差,导致深度谱沿着深度方向产生偏移。

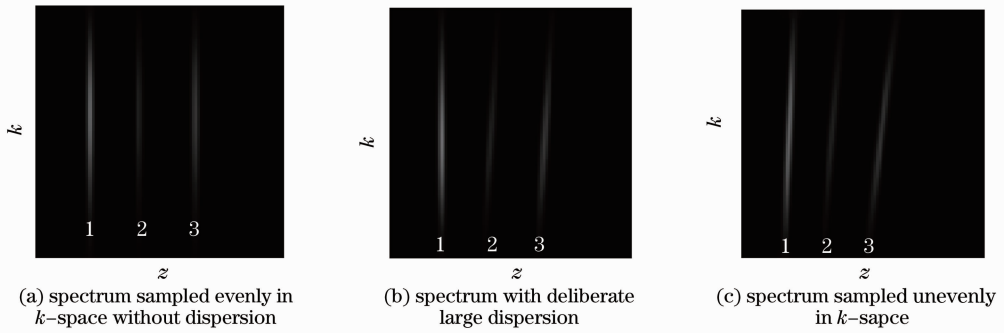


图 2 模拟玻璃的加窗逆傅里叶变换

Fig. 2 WFT of simulated glass

为了验证所提出的色散误差提取和补偿方法的可行性和有效性,对上述玻璃片的干涉谱中加入一定量的色散误差[为了便于直观比较,该色散大于BK7玻璃本身的色散,如图3(a)上图所示],图3(a)下图即为根据WFT方法提取出的相位误差分布。比较上图和下图,可以看出,提取出的色散相位误差和理论上模拟加入的色散误差基本一致。WFT窗口形式有多种,为了减小频谱泄漏误差,选用了旁瓣衰减较大的汉明窗^[19]。针对本例而言,当窗口长度 $N=400$ 时,提取出的相位与理论值很接近,相对误

差小于1%。当采用其他长度的窗时,误差稍微有些变化。

采用提取出的非线性相位对干涉谱进行补偿,进而进行逆傅里叶变换得到随深度变化的反射率分布,结果如图3(b)下图所示。图3(b)上图为未经过补偿而直接进行傅里叶变换的反射率分布。比较两者可以看出,由于色散误差的存在,玻璃的下表面以及它们的互相关项对应的信号宽度明显展宽。而经过色散补偿后的信号宽度已经压缩到和上表面处相等的宽度。

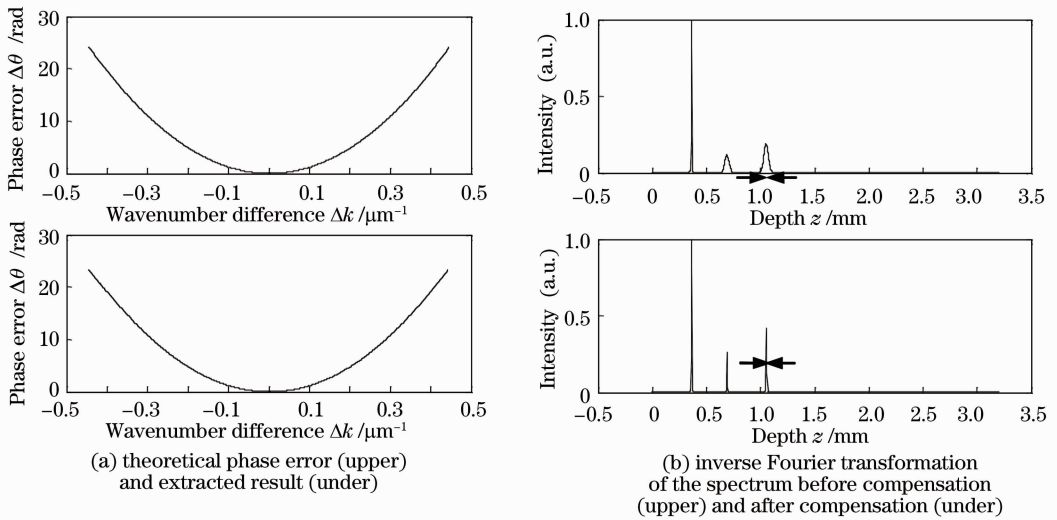


图 3 模拟材料的色散提取与补偿结果

Fig. 3 Dispersion extraction and compensation results of simulation material

4 实 验

系统采用的SDOCT原理图如图1所示。该系统包括一个SLD,其中心波长为834 nm,带宽为50 nm,50/50的2×2光纤耦合器迈克耳孙干涉仪将光分成参考光和样品光。两束光分别经过参考镜的反射和样品的后向散射后返回到光纤耦合器的探测臂,后经光束准直器准直后入射到1200 lp/mm

的光栅,经光栅分光后再由焦距 $f=150$ mm的消色差会聚透镜会聚到线阵CCD上(e2v AVIIVA SM2 1k),后经图像采集卡将干涉谱传输到计算机上。

采用上述系统,将样品置于平面反射镜上的平均厚度为144 μm 的4层盖玻片,并进行二维扫描成像,得到未经过光谱标定的二维OCT图像如图4(a)所示。由于未经过由波长到波数空间的重采样处理,

干涉仪系统固有的色散误差和玻璃的色散使得系统的纵向分辨率随深度明显下降。

同样地,采用窗口长度 $N=400$ 的汉明窗对上述谱进行加窗逆傅里叶变换,得到其深度谱图像如图 4(b)所示。从经过 WFT 得到的盖玻片的二维深度谱可以看出,4 层盖玻片及平面反射镜共 5 个界面对应的干涉谱在时频谱上已经明显分离开来。对这几个位置的谱进行色散提取得到的相位误差见图 4(c)所示,在图 4(c)中,最上面的曲线 1 对应于

第一个盖玻片的相位误差,该误差也代表由于干涉仪的色散不匹配以及波数采样不均匀引入的对应该深度位置的相位误差,另外 4 条曲线 2~5,从上到下分别代表另外 3 个盖玻片的上表面以及最下面的平面反射镜对应的相位误差。可以看出,相邻曲线之间的相位差值比单纯的色散误差大,进一步说明了非均匀采样误差的存在。同时,相邻曲线间距不相等说明波数采样的不均匀所带来的相位误差随深度变化不是线性的。

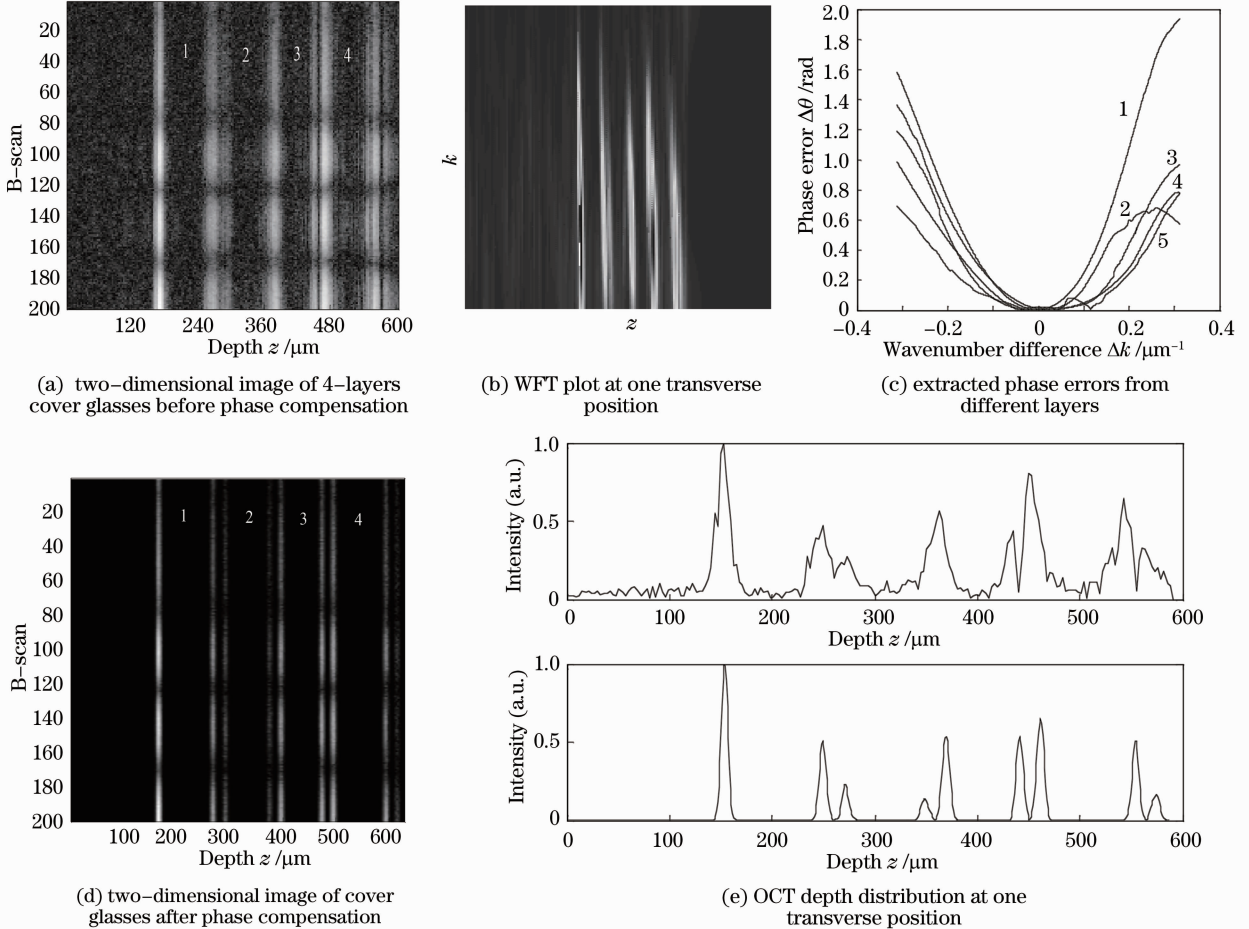


图 4 实验测得的盖玻片图像及其相位补偿结果

Fig. 4 Images of cover glasses obtained by the SDOCT system and the phase compensation results

利用所得到的深度相位误差结果,采用(7)式对干涉谱进行数值色散补偿后的 OCT 图像[如图 4(d)所示]。可以看出,未经过波数重采样和色散补偿的盖玻片图像,纵向分辨率较差,并且随着深度的增加分辨率进一步下降,而经过色散补偿后的盖玻片的图像分辨率得到了明显的改善。例如,第一个界面对应的信号的半峰全宽(FWHM)从未经过补偿之前的 $15.6 \mu\text{m}$ 下降到 $10.5 \mu\text{m}$,而最后一个镜面的 FWHM 从 $27 \mu\text{m}$ 下降到 $12.8 \mu\text{m}$ 。图像显示细节也得到改善,如图 4(e)下图所示,第一层盖玻片的

下表面和第二层的上表面已经能清晰分辨,特别是在图 4(a)中看不见的第二层的下表面,在补偿后已经可以很明显地观察到。

实验 2 是针对高散射样品——指甲盖的一个初步实验,仍采用上述 SDOCT 系统对人体手指指尖进行成像和色散提取与补偿,结果如图 5 所示。可以看出经过色散补偿的指甲盖下层的灰度值得到提高[如图 5(c)中白色箭头所指位置],下层界面更容易分辨。

上述两个实验证实了采用 WFT 法进行相位误差提取和补偿的可行性。但是,其补偿精度受到系统

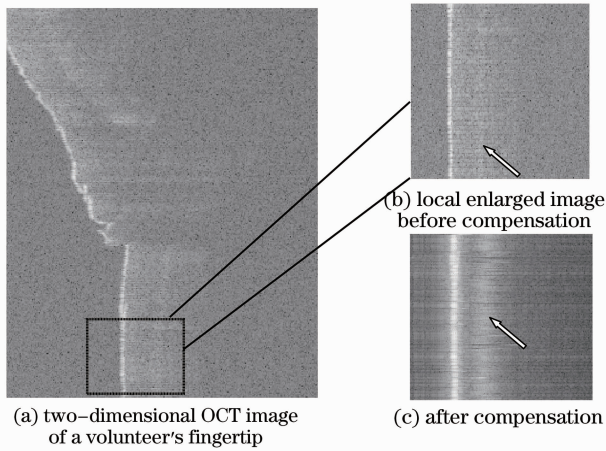


图 5 人体手指指甲盖相位误差提取和补偿
Fig. 5 Phase error extraction and compensation for the human fingertip

散斑噪声、WFT 窗口形状选择及大小的影响,在实验中必须考虑如何消除这些因素的影响。首先,为了减小散斑噪声的影响,采用对同一位置重复采集多个谱,并对多个谱分别进行非线性相位提取后再取平均的做法,从而减小了由于散斑带来的误差。其次,WFT 窗口函数类型的选择以及窗口的大小都会或多或少影响最后的结果,为了获得最佳效果,可以采用最优锐化图像边界的方法进行窗口优化选择。最后,通过对比上述盖玻片实验的结果和人体指甲盖实验的结果,可以发现,针对具有高散射特性的组织(如皮肤),该方法具有一定效果,但是还需要进一步改善。

5 结 论

提出了利用 WFT 方法来提取 SDOCT 系统中由系统色散、组织色散以及波数采样不均匀等因素所引起的随深度变化的相位误差以及数值补偿原理。基于 Matlab 软件,对 WFT 法进行了模拟仿真,成功提取了色散并完成了高精度的补偿。采用此方法对多层盖玻片的 SDOCT 图像进行了相位误差提取和补偿。补偿后的盖玻片图像分层更加清晰,图像纵向分辨率得到很明显的改善,提高了系统的成像质量。最后,初步尝试了对具有高散射特性的人体组织(如指甲盖)的色散等相位误差的提取与补偿,图像的质量得到了一定的提高。

参 考 文 献

- 1 A F Fercher. Inverse Scattering, Dispersion, and Speckle in Optical Coherence Tomography[M]. W Drexler, J G Fujimoto Eds, Optical Coherence Tomography Technology and Applications, Springer, 2008. 119-146.
- 2 N A Nassif, B Cense, B H Park, *et al.*. In vivo high-resolution video-rate spectral-domain optical-coherence tomography of the human retina and optic nerve[J]. Opt Express, 2004, 12(3): 367-376.

- 3 Nan Nan, Bu Peng, Guo Xin, *et al.*. Three-dimensional full-range complex Fourier domain optical coherence tomography system for vivo imaging of human skin[J]. Chinese J Lasers, 2012, 39(7): 0704002.
- 南楠,步鹏,郭昕,等. 三维全深度复频域光学相干层析成像系统及其对人体皮肤的在体成像[J]. 中国激光, 2012, 39(7): 0704002.
- 4 Xianling Zhang, Wanrong Gao, Haiyi Bian, *et al.*. Self-spectral calibration for spectral domain optical coherence tomography[J]. Opt Eng, 2013, 52(6): 063603.
- 5 F Prati, E Regar, G S Mintz, *et al.*. Expert review document on methodology, terminology, and clinical applications of optical coherence tomography: physical principles, methodology of image acquisition, and clinical application for assessment of coronary arteries and atherosclerosis [J]. European Heart Journal, 2010, 31(4): 401-415.
- 6 A C Sullivan, J P Hunt, A L Oldenburg. Fractal analysis for classification of breast carcinoma in optical coherence tomography [J]. J Biomedical Optics, 2011, 16(6): 066010.
- 7 A F Fercher, C K Hitzenberger, M Sticker, *et al.*. Numerical dispersion compensation for partial coherence interferometry and optical coherence tomography[J]. Opt Express, 2011, 9(12): 610-615.
- 8 B Bouma, G J Tearney, S A Boppart, *et al.*. High-resolution optical coherence tomographic imaging using a mode-locked Ti:Al₂O₃ laser source[J]. Opt Lett, 1995, 20(13): 1486-1488.
- 9 W Drexler, U Morgner, F X Kartner, *et al.*. In vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 1999, 24(17): 1221-1223.
- 10 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.
- 11 Meng Zhuo, Liang Yu, Yao Xiaotian, *et al.*. In-line measurement and compensation for dispersion in OCT system[J]. J Optoelectronics · Laser, 2011, 22(2): 256-260.
- 孟卓,梁雨,姚晓天,等. 光学相干层析系统色散的在线测量及补偿[J]. 光子学报, 2011, 22(2): 256-260.
- 12 S Iyer, S Coen, F Vanholsbeeck. Dual-fiber stretcher as a tunable dispersion compensator for an all-fiber optical coherence tomography system[J]. Opt Lett, 2009, 34(19): 2903-2905.
- 13 L Froehly, S Iyer, F Vanholsbeeck. Dual-fiber stretcher and coma as tools for independent 2nd and 3rd order tunable dispersion compensation in a fiber-based 'scan-free' time domain optical coherence tomography system[J]. Opt Commun, 2011, 284(16-17): 4099-4106.
- 14 WooJhon Choi, Bernhard Baumann, Eric A Swanson, *et al.*. Extracting and compensating dispersion mismatch in ultrahigh-resolution Fourier domain OCT imaging of the retina[J]. Opt Express, 2012, 20(23): 25357-25368.
- 15 M Wojtkowski, V J Srinivasan, T H 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.
- 16 A F Fercher, C K Hitzenberger, M Sticker, *et al.*. Dispersion compensation for optical coherence tomography depth-scan signals by a numerical technique[J]. Opt Commun, 2002, 204(1-6): 67-74.
- 17 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.
- 18 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.
- 19 R Leitgeb, M Wojtkowski, A Kowalczyk, *et al.*. Spectral measurement of absorption by spectroscopic frequency-domain optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 2000, 25(11): 820-822.