

谱域光学相干层析系统轴向分辨率提高方法

崇 博 朱永凯

(南京航空航天大学自动化学院, 江苏 南京 210016)

摘要 在谱域光学相干层析成像系统中, 宽带光源的群速度色散会降低系统的轴向分辨率, 导致成像分辨率和对比度的下降。分析了色散对谱域光学相干层析成像系统轴向分辨率的影响, 提出了一种基于光谱校正的轴向分辨率提高方法, 通过三步阈值迭代进行光谱坐标的二阶系数拟合, 得到校正后的光谱数据并进行深度位置信息解调。以单层薄玻璃片和西红柿表皮组织为测量样品进行了谱域光学相干层析成像实验, 结果表明, 该方法与现有方法相比, 能够有效补偿色散对系统轴向分辨率的影响, 可将轴向分辨率有效提高 $10\ \mu\text{m}$, 得到分辨率更高的二维扫描层析图像, 该方法对于不同测量样品具有普遍适用性。

关键词 医用光学; 生物光学; 谱域光学相干层析成像; 宽带光源; 群速度色散; 轴向分辨率; 光谱校正

中图分类号 TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201333.0217001

Method to Improve Axial Resolution of Spectral Domain Optical Coherence Tomography

Chong Bo Zhu Yongkai

(College of Automation Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics,
Nanjing, Jiangsu 210016, China)

Abstract In spectral domain optical coherence tomographic system, group velocity dispersion of broadband light source reduces axial resolution and leads to the decrease of image resolution and contrast. The decline of axial resolution of spectral domain optical coherence tomography (SD-OCT) caused by dispersion is analyzed and a method based on spectrum correction to improve axial resolution of spectral domain optical coherence tomography is proposed. Spectrum coordinate is processed by second-order coefficients fitting. The coefficients are got by three-step threshold iteration. The axial depth is demodulated by the corrected spectrum. Spectral-domain optical coherence tomography experiments of single-layer thin glass and tomato epidermis tissue show that, compared with traditional method, the axial resolution is improved more than $10\ \mu\text{m}$ and resolution of the two-dimensional tomogram is higher. It is generally applicative for different samples.

Key words medical optics; biotechnology; spectral domain optical coherence tomography; broadband light source; group velocity dispersion; axial resolution; spectrum correction

OCIS codes 170.0110; 170.1650; 170.3880

1 引 言

光学相干层析成像(OCT)是一种新兴的医学成像技术,利用宽带光源的低相干性实现高分辨率、非侵入的光学层析成像^[1,2]。谱域OCT技术(SD-OCT)是在传统的时域OCT技术(TD-OCT)的基

础上发展而来的,通过对干涉光谱信号的解调来获取深度位置信息,具有更快的成像速度、更高的灵敏度和更好的信噪比,在医学成像领域具有更广泛的应用前景^[3,4]。

SD-OCT技术当前的研究热点之一是获取更高

收稿日期: 2012-08-14; **收到修改稿日期**: 2012-09-07

基金项目: 江苏省科技支撑计划项目(BE2012752)、南京航空航天大学基本科研业务费专项科研项目(NS2011017)和航空科学基金(2011ZD52049)资助课题。

作者简介: 崇 博(1988—),男,硕士研究生,主要从事光学相干层析成像方面的研究。E-mail: chongbo@nuaa.edu.cn

导师简介: 朱永凯(1975—),男,博士,副教授,主要从事光电检测和光学传感等方面的研究。

E-mail: zhuyongkai@nuaa.edu.cn (通信联系人)

精度的扫描图像,即提高系统的轴向分辨率。轴向分辨率取决于光源的相干长度,而相干长度与光源谱宽成反比,因此使用超谱宽光源理论可以提高轴向分辨率^[5,6]。然而随着谱宽的增加,不同频率的光在介质中传播的群速度不同^[7],造成折射率和波长的非线性效应^[8],这种非线性效应会导致干涉光谱信号解调后的位置脉冲信号展宽,以致系统轴向分辨率下降,表现为图像分辨率和对比度下降^[9~11]。

对于 SD-OCT 因宽带光源群速度色散造成的系统轴向分辨率下降的问题,有硬件和软件两种补偿方式。硬件补偿目前主要有两种:1)在系统干涉仪的参考臂中加入与样品色散性质类似的介质并调节参考臂的位置来实现群速度匹配^[12];2)利用光栅相位延迟技术实现群速度补偿^[13]。这两种方法都对 OCT 系统的硬件提出了极高的要求,需要根据待测样品的不同,不断改变硬件补偿参数,使得测量极为不便。SD-OCT 检测的是相干光谱,色散表现为光谱的相位畸变,这使得用数字处理方法补偿色散、提高轴向分辨率成为可能。Fercher 等^[14]提出了数据后处理的方法补偿光谱色散,该方法主要应用了数字相关技术,即用干涉光谱信号与一个随深度变化的函数进行相关运算来消除色散对分辨率的影响;Boer 等^[15]在频域对群速度色散进行补偿,具体做法是在干涉光谱中引入了一个二阶相位。这两种方法只适用于样品的群速度系数已知,而且样品探测深度大致不变的情况。针对 SD-OCT 系统中由于群速度引起的光谱相位变化,本文提出了一种基于光谱校正的补偿方法,通过三步阈值迭代进行光谱坐标的二阶系数拟合,得到光谱仪系统中线阵 CCD 像素到波长的二阶映射,并以此映射为依据进行不同样品反射光谱的校正,以此提高 SD-OCT 系统的轴向分辨率。该方法无需预知测量样品的群折射率,无需硬件支持,是一种简便、通用的主动补偿方法。单层薄玻璃片和西红柿表皮组织样品的谱域 OCT 层析成像实验结果表明,该方法与现有方法相比,能够有效补偿色散对 SD-OCT 系统轴向分辨率的影响,轴向分辨率提高了 10 μm 以上,得到分辨率更高的二维扫描层析图像,在谱域 OCT 技术领域具有更高的通用性和实用价值。

2 理论分析

2.1 SD-OCT 的轴向分辨率

SD-OCT 作为光学低相干干涉测量技术,其核

心是迈克耳孙干涉仪,利用宽带光源的低相干性来进行样品深度位置信息的定位。SD-OCT 系统测量原理如图 1 所示。宽带光源发出的光经分束器分光后分别进入参考臂和样品臂,经参考镜返回的参考光和经样品返回的信号光在回到分束器后形成干涉光信号并进入光谱仪进行干涉光谱信号的解调。

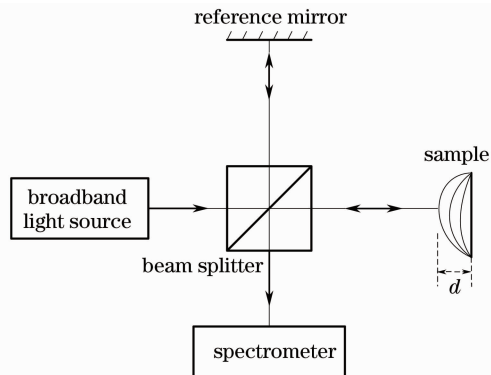


图 1 SD-OCT 系统原理图

Fig. 1 Schematic of SD-OCT system

在 OCT 系统中,干涉信号包的半峰全宽(FWHM)表示宽带光源的相干长度,为避免旁瓣效应对干涉光谱信号解调的影响,SD-OCT 系统的宽带光源可采用高斯型光源,光源的相干长度 l_c 可表示为^[16]

$$l_c = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} = 0.44 \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda}, \quad (1)$$

式中 λ_0 为光源中心波长, $\Delta \lambda$ 为光源光谱的 FWHM。系统的理论轴向分辨率可用光源的相干长度来度量,考虑测量样品的折射率,将其群折射率设定为 n_g ,则系统的理论轴向分辨率 ΔZ 可表示为

$$\Delta Z = \frac{l_c}{n_g} = \frac{0.44}{n_g} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda}, \quad (2)$$

式中群折射率 $n_g = n - \lambda \frac{dn}{d\lambda}$, 式中 n 为样品折射率。

由此可见,理论上 SD-OCT 系统的轴向分辨率与谱宽 $\Delta \lambda$ 成反比,通过增大 $\Delta \lambda$ 理论上可以提高轴向分辨率,然而随着 $\Delta \lambda$ 的增大,不同频率的光在样品中传输时由于群速度不同会产生色散效应,造成干涉信号包的展宽,即导致相干长度的增大,从而使得系统轴向分辨率下降。对于一物理厚度为 d 的测量样品,假设其群折射率系数为

$$\delta_n = \frac{dn_g}{d\lambda} = -\lambda \frac{d^2 n}{d\lambda^2}, \quad (3)$$

(忽略二阶以上群折射率的影响),则考虑群折射率的影响,SD-OCT 的轴向分辨率将增大为^[11]

$$\Delta Z' = \sqrt{(\Delta Z)^2 + (\Delta\lambda d\delta_n)^2}. \quad (4)$$

由此可见,由于受到测量样品群折射率的影响,SD-OCT 系统干涉光谱信号会产生一个由群折射率系数引起的非线性啁啾,使得干涉光谱信号畸变,理论上降低了系统的轴向分辨率,表现为干涉光谱信号解调后的位置脉冲信号展宽,造成了 OCT 重构图像的分辨率下降。因此在 SD-OCT 的高分辨率应用场合,需要补偿群折射率对系统轴向分辨率降低的影响。

2.2 光谱校正算法

由上述分析可知,样品群折射率的存在使得宽带光源的光谱在 SD-OCT 系统的传播过程中发生了相位畸变,从而降低了系统的轴向分辨率。因此,为提高 SD-OCT 系统的轴向分辨率,需要进行群折射率补偿,此补偿可归结于校正光谱的相位形变,对光谱进行校正最有效的方法是用高阶系数拟合光谱坐标,即将光谱仪中线阵 CCD 上各像素点进行波长 $\lambda(n)$ 的映射,表示为

$$\lambda(n) = a_0 + a_1(n-1) + a_2(n-1)^2 + \dots + a_k(n-1)^k, \quad n = 1, 2, \dots, N \quad (5)$$

式中 N 为线阵 CCD 的像素点个数, a_k 为光谱坐标 k 阶拟合系数; a_0 为光谱起始偏移量,不影响光谱波形,只使得 $\lambda(n)$ 产生横向平移; a_1 为近似光谱仪的分辨率,它的变化会引起光谱展宽或压缩; a_2, a_3, \dots, a_k 等为二阶以上的高阶拟合系数用来校正光谱的非线性形变,是消除群折射率对 SD-OCT 轴向分辨率影响的主要参数^[17]。群折射率对轴向分辨率的影响主要是由二阶群折射率系数引起的光谱畸变,因此二阶系数对轴向分辨率的影响作用明显,三阶以上系数作用很小(在超分辨率场合,需要考虑三阶以上系数的影响),可以将(5)式改写为

$$\lambda(n) = a_0 + a_1(n-1) + a_2(n-1)^2. \quad (6)$$

在光源参数已知的情况下,可以计算得到 SD-OCT 系统的理论轴向分辨率。以理论轴向分辨率为依据,通过多次阈值迭代,求得 a_0, a_1 和 a_2 , 以此得到拟合后的光谱,这样就消除了群折射率对 SD-OCT 系统轴向分辨率的影响。下面分别介绍 a_0, a_1 和 a_2 的阈值迭代方法。

对于 a_0 , 由于只对光谱产生横向平移而不影响光谱波形,因此在 a_1 和 a_2 确定的情况下,只需在一定阈值内选取最佳 a_0 , 使得经 a_1 和 a_2 拟合后的光谱的中心波长 λ'_0 与已知光源的中心波长 λ_0 的差值的

绝对值 $|\lambda'_0 - \lambda_0|$ 最小。

a_1 使光谱产生展宽或压缩,因此以反射镜为样品,并预置参考臂和样品臂的光程差为 l_d , 在一定的阈值内选取最佳 a_1 , 使得干涉光谱信号解调后的深度位置 l'_d 与预置光程差 l_d 的差值的绝对值 $|l'_d - l_d|$ 最小。

a_2 是消除色散的主要参数,当 a_1 确定时,在一定的阈值内选取最佳 a_2 , 使得上一步迭代求得最佳 a_1 时得到的干涉光谱信号解调后表示深度位置的峰值 FWHM($\Delta Z'$) 与已知 SD-OCT 系统的理论轴向分辨率(ΔZ) 的差值的绝对值 $|\Delta Z' - \Delta Z|$ 最小。

由以上分析可得,对于 SD-OCT 系统,已知光源中心波长 λ_0 和谱宽 $\Delta\lambda$, 可以得到系统理论轴向分辨率 ΔZ , 按照 a_1, a_2 和 a_0 的顺序依次阈值迭代求得二阶拟合系数。对于不同样品测得的光谱信号,均可通过 a_0, a_1 和 a_2 来实现像素到波长的 $\lambda(n)$ 拟合映射,得到校正后的光谱波形。因此该方法不受测量样品的影响,能有效补偿样品群折射率对轴向分辨率的影响,具有普遍适用性。

3 实验研究

为验证提出的光谱校正算法在提高 SD-OCT 系统轴向分辨率方面的有效性,搭建了光纤型 SD-OCT 系统,如图 2 所示。

光源采用中心波长为 850 nm, 谱宽为 23.5 nm 的超辐射发光二极管(SLD)光源,得到系统的理论轴向分辨率为 14 μm 。光谱仪部分衍射光栅为 1200 line/mm, 线阵 CCD 有 3000 个有效像素点,像素尺寸为 25.4 μm , 聚焦透镜焦距为 100 mm, 得到光谱仪的分辨率为 0.05 nm。

首先以反射镜为样品,预置参考臂和样品臂的光程差为 100 μm , 线阵 CCD 上得到的光谱信号如图 3 所示。

设置 a_0 和 a_2 的初值均为 0, a_1 的初值为 0.05 (光谱仪的分辨率), 将图 3 中光谱代入(5)式完成像素到波长的映射得到初校正后的光谱 $S_0(\lambda)$, 然后利用 $k = 2\pi/\lambda$ 的关系进行光谱波长 $S_0(\lambda)$ 到光谱波数 $S_0(k)$ 的线性插值。对 $S_0(k)$ 进行光谱解调得到表示参考臂和样品臂光程差的深度位置信号峰值。在 $a_1 = [0.04, 0.06]$ 范围内, 以 1×10^{-4} 为步长, 循环上述过程, 使得解调后的深度位置信号峰值差与预置光程差 100 μm 差值最小, 得到 $a_1 = 5.23 \times 10^{-2}$ 。

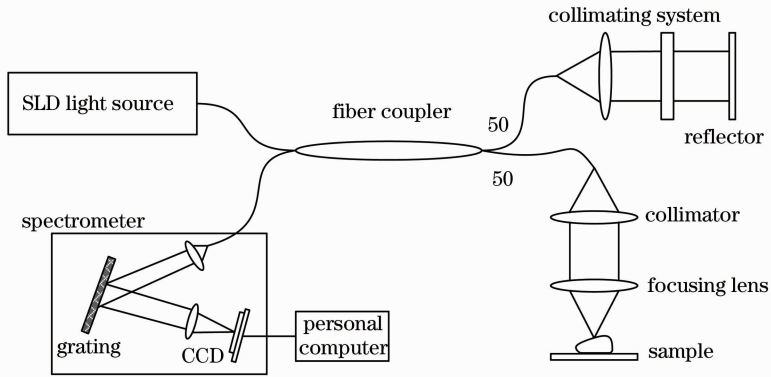


图 2 光纤型 SD-OCT 系统示意图

Fig. 2 Diagram of fiber SD-OCT system

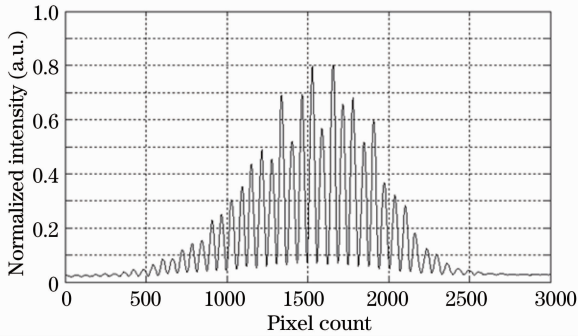


图 3 初始光谱信号

Fig. 3 Original spectral signal

将 $a_0=0, a_1=5.23 \times 10^{-2}$ 代入(6)式并得到深度位置信号峰值,系统轴向分辨率可由 FWHM 来表示。在 $a_1=[-1 \times 10^{-4}, 1 \times 10^{-4}]$ 范围内,以 1×10^{-6} 为步长,循环上述过程,使得峰值半宽与系统理论轴向分辨率 $14 \mu\text{m}$ 差值的绝对值最小,得到 $a_2 =$

6.14×10^{-4} 。

将 $a_1=5.23 \times 10^{-2}, a_2=6.14 \times 10^{-4}$ 代入(6)式得到二次系数校正后的光谱 $S_2(\lambda)$ 并求取其中心波长 λ_{02} 。在 $a_0=[-50, 50]$ 范围内,以 0.5 为步长,循环上述过程,使得二次系数校正后的光谱中心波长 λ_{02} 与光源中心波长 850 nm 差值最小,得到 $a_0 = 27.5$ 。光谱校正公式表示为

$$\lambda(n) = 27.5 + 5.23 \times 10^{-2}(n-1) + 6.14 \times 10^{-4}(n-1)^2. \quad (7)$$

为验证得到的光谱校正公式对于搭建的 SD-OCT 系统在不同测量样品轴向分辨率提高方面具有普遍适用性,以单层薄玻璃片和西红柿表皮组织为样品分别进行轴向分辨率测试。单层薄玻璃片厚度约为 $130 \mu\text{m}$, 折射率为 1.54, 光学厚度约为 $200 \mu\text{m}$ 。图 4(a)和(b)分别为光谱校正前后得到的单层薄玻璃

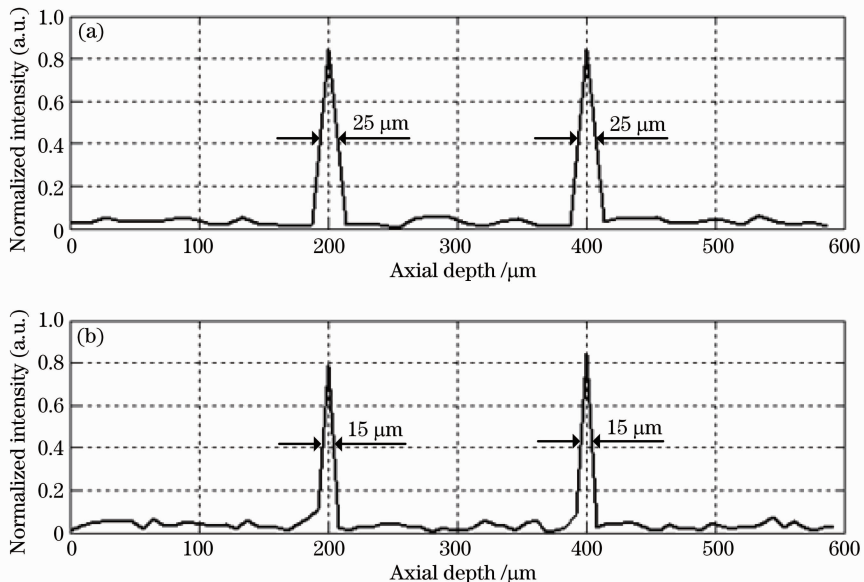


图 4 单层薄玻璃片轴向深度。(a)光谱校正前;(b)光谱校正后

Fig. 4 Axial depth of single thin glass. (a) Before spectrum correction; (b) after spectrum correction

片轴向深度位置,两个峰值信号分别代表玻璃片上下两个表面,峰值信号间距约为 $200\ \mu\text{m}$,验证了玻璃片的光学厚度,峰值信号的 FWHM 反映了轴向分辨率的大小。对比可见,光谱校正前轴向分辨率约为 $25\ \mu\text{m}$,而光谱校正后轴向分辨率约为 $15\ \mu\text{m}$,

接近于系统理论轴向分辨率 $14\ \mu\text{m}$ 。通过光谱校正,系统轴向分辨率提高了 $10\ \mu\text{m}$ 。图 5 为 SD-OCT 系统横向扫描(X 方向)后得到的二维层析图,经光谱校正后,图像分辨率得到了提高,单层薄玻璃片的上下表面边缘更加清晰。

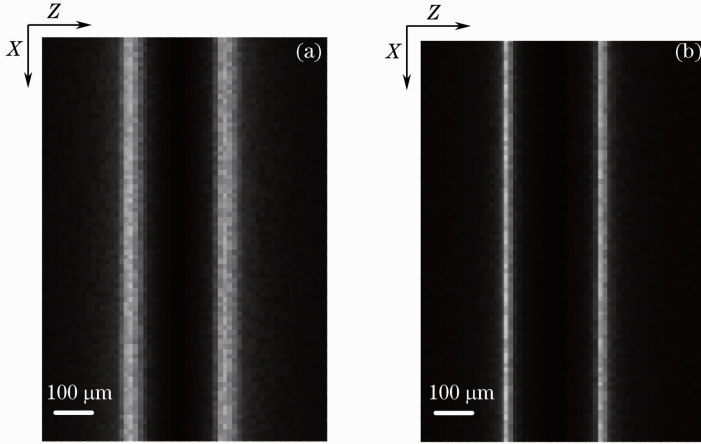


图 5 单层薄玻璃片二维层析图。(a)光谱校正前;(b)光谱校正后

Fig. 5 Two-dimensional tomogram of single thin glass. (a) Before spectrum correction; (b) after spectrum correction

图 6 和图 7 对比了置于载玻片上的单层西红柿表皮组织在光谱校正前后的轴向深度位置和二维层析图。从图 6 可见,经过光谱校正,系统轴向分辨率由 $27\ \mu\text{m}$ 提高到 $15\ \mu\text{m}$,提高了 $12\ \mu\text{m}$ 。对于 Z_0 处的轴向深度,光谱校正前,受轴向分辨率所限, Z_0 处

的两个峰值信号交织在一起难以分辨,经过光谱校正后,轴向分辨率提高, Z_0 处的两个峰值信号清晰地分辨开来,对应于图 7 的二维层析图也可以看出,光谱校正前原本模糊不清的层析边界在光谱校正后各层清晰可辨。

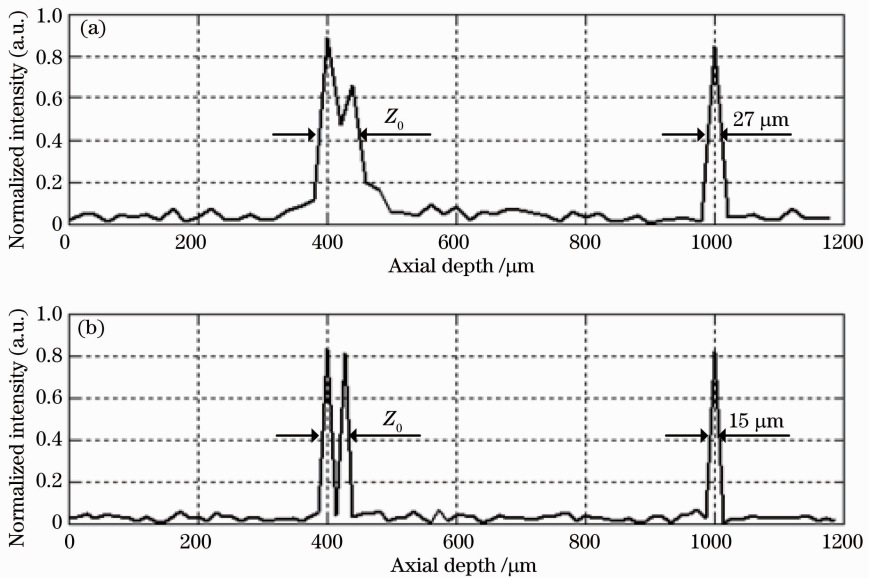


图 6 西红柿表皮组织轴向深度。(a)光谱校正前;(b)光谱校正后

Fig. 6 Axial depth of tomato epidermis tissue. (a) Before spectrum correction; (b) after spectrum correction

4 结 论

提出了一种基于光谱校正的提高谱域 OCT 系

统轴向分辨率的方法,通过三步阈值迭代求取二阶系数拟合光谱坐标,实现 CCD 像素到波长的映射。

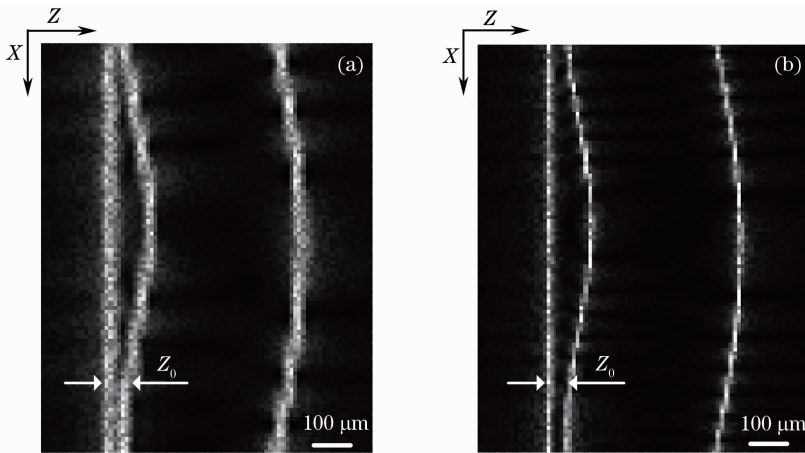


图 7 西红柿表皮组织二维层析图。(a)光谱校正前;(b)光谱校正后

Fig. 7 Two-dimensional tomogram of tomato epidermis tissue. (a) Before spectrum correction; (b) after spectrum correction

进行了单层薄玻璃片和西红柿表皮组织的扫描层析实验,实验结果表明,利用提出的方法光谱校正之后,轴向分辨率达到了 $15\ \mu\text{m}$,接近于理论分辨率 $14\ \mu\text{m}$,与校正前相比,轴向分辨率分别提高了 $10\ \mu\text{m}$ 和 $12\ \mu\text{m}$,得到的 SD-OCT 二维扫描层析图与光谱校正前相比,分辨率得到了提高。与现有方法相比,该方法在 SD-OCT 系统轴向分辨率提高方面具有普遍适用性,对于 SD-OCT 技术探测性能的提高具有重要的推动作用。

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 A. F. Fercher. Optical coherence tomography — development, principle, applications[J]. *Medizinische Physik*, 2010, **20**(4): 251~276
- 3 Yang Liu, Wang Chuan, Ding Zhihua *et al.*. Image reconstruction in dioptric media for spectral domain optical coherence tomography[J]. *Chinese J. Lasers*, 2011, **38**(5): 0504001
杨 柳,王 川,丁志华等. 屈光介质中谱域光学相干层析成像的重构[J]. *中国激光*, 2011, **38**(5): 0504001
- 4 Kenny K. H. Chan, Tang Shuo. High-speed spectral domain optical coherence tomography using non-uniform fast Fourier transform[J]. *Biomedical Optics Express*, 2010, **1**(5): 1309~1319
- 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色散补偿方法[J]. *光学学报*, 2012, **32**(2): 0217002
- 6 Meng Jie, Ding Zhihua, Zhou Lin. Axial super-resolution in optical coherence tomography[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(3): 533~536
孟 婕,丁志华,周 琳. 光学相干层析成像轴向超分辨研究[J]. *光子学报*, 2008, **37**(3): 533~536
- 7 Chen Minghui, Ding Zhihua, Tao Yuanhao *et al.*. Development of broad-band high-speed linearized swept laser source [J]. *Chinese J. Lasers*, 2011, **38**(2): 0204001
陈明惠,丁志华,陶渊浩等. 宽带快速线性扫描激光光源的研制[J]. *中国激光*, 2011, **38**(2): 0204001

- 8 Dong Jingtao, Lu Rongsheng. Dispersion compensation based on frequency domain analysis in optical coherence microscopy[J]. *Chinese J. Lasers*, 2012, **39**(1): 0116003
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): 0116003
- 9 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
- 10 Li Peng, Gao Wanrong. 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
- 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]. *光电子·激光*, 2011, **22**(2): 256~260
- 12 T. Xie, Z. Wang, Y. Pan. Dispersion compensation in high-speed optical coherence tomography by acousto-optic modulation [J]. *Appl. Opt.*, 2005, **44**(20): 4272~4280
- 13 Li Dong, Ding Zhihua, 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 婕. 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
- 14 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): 67~74
- 15 J. F. De Boer, B. Cense, B. H. Park *et al.*. Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2003, **28**(21): 2067~2069
- 16 Qin Yuwei, Zhao Hong, Zhuang Zhongqin. Spectral-domain optical coherence tomography system with thermal light source [J]. *J. Xi'an Jiaotong University*, 2011, **45**(11): 68~71
秦玉伟,赵 宏,庄仲琴. 热光源谱域光学相干层析成像系统[J]. *西安交通大学学报*, 2011, **45**(11): 68~71
- 17 Ma Zhenhe. Research on Spectral Optical Coherence Tomography [D]. Tianjin: Tianjin University, 2007. 60~65
马振鹤. 光谱光学相干层析成像理论与实验研究[D]. 天津: 天津大学, 2007. 60~65

栏目编辑: 韩 峰