

偏振频域 OCT 系统光谱错位分析及光谱校准

陈艳^{1,2}, 李中梁^{1,2}, 南楠¹, 步扬^{1,2}, 卢宇^{1,2}, 宋思雨^{1,2}, 王向朝^{1,2}

¹中国科学院上海光学精密机械研究所信息光学与光电技术实验室, 上海 201800;

²中国科学院大学, 北京 100049

摘要 偏振频域光学相干层析成像(FD-PS-OCT)可以通过测量样品的偏振特性实现某些疾病的早期诊断。偏振参数的测量精度关系到疾病诊断的准确性。在 FD-PS-OCT 中,正交的两路干涉信号即使仅存在很小的光谱错位,也可能导致偏振参数计算结果产生较大的误差。光谱校准是提高偏振参数测量精度的前提,而在进行光谱校准之前,有必要明确光谱错位对偏振参数计算精度的影响。通过理论分析和仿真计算,深入分析了光谱错位与偏振参数计算误差之间的关系。在此基础上,提出了一种光谱校准方法,该方法通过判断已知样品延迟量和快轴方位角的误差大小来实现光谱缩放和平移的校准。最后进行了波片测量实验,验证了该方法的有效性,证明了误差分析的正确性。

关键词 生物光学; 光学相干层析成像; 偏振; 光谱校准; 误差分析

中图分类号 O436

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201845.0207022

Wavelength Misalignment Analysis and Spectral Calibration for Fourier Domain Polarization-Sensitive Optical Coherence Tomography

Chen Yan^{1,2}, Li Zhongliang^{1,2}, Nan Nan¹, Bu Yang^{1,2}, Lu Yu^{1,2},

Song Siyu^{1,2}, Wang Xiangzhao^{1,2}

¹Laboratory of Information Optics and Opt-Electronic Technology, Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China;

²University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

Abstract Fourier domain polarization-sensitive optical coherence tomography (FD-PS-OCT) can measure the polarization properties of a sample to provide early diagnosis for some diseases. The accurate diagnosis is required to measure the polarization parameters in a high accuracy. However, the accuracy is greatly affected by wavelength misalignment. Even a slight wavelength mismatch in FD-PS-OCT will result in nonnegligible polarization artifacts. So an accurate wavelength assignment is necessary. In order to decrease the polarization error and improve the accuracy of spectral calibration, the effect of the wavelength misalignment on the polarization parameters calculation should be clear. An analysis is performed on the relationship between the wavenumber misalignment and the calculated error in theory and simulation. Based on the error analysis, a spectral calibration method is proposed. The method achieves the wavelength alignment through evaluating the retardation and fast axis orientation errors. The wave plate experiments show the good performance of the method and the reasonability of the error analysis.

Key words biotechnology; optical coherence tomography; polarization; spectral calibration; error analysis

OCIS codes 170.4500; 260.5430; 150.1488

收稿日期: 2017-08-29; 收到修改稿日期: 2017-10-09

基金项目: 上海市科学技术委员会创新行动计划(15441905600)、广西高校光电信息处理重点实验室开放基金资助项目(KFJJ2016-04)

作者简介: 陈艳(1987—),女,博士研究生,主要从事光学检测与层析成像技术等方面的研究。

E-mail: chenyan@siom.ac.cn

导师简介: 王向朝(1957—),男,研究员,博士生导师,主要从事信息光电子技术和高端光刻机技术等方面的研究。

E-mail: wxz26267@siom.ac.cn(通信联系人)

1 引 言

光学相干层析成像^[1-3] (OCT) 是一种基于低相干光干涉的非侵入、高分辨生物学成像技术。偏振 OCT^[4] (PS-OCT) 是在 OCT 基础上发展起来的一种功能扩展 OCT 技术。它通过探测样品背向散射光的偏振态变化, 能有效提高双折射样品探测的实际分辨率和对比度, 识别出某些普通 OCT 无法分辨的样品结构, 不仅获得样品的强度图像, 还能获得反映样品双折射特性的延迟图像和快轴图像。目前, PS-OCT 已广泛应用在眼科^[5]、皮肤^[6]、牙科^[7]及癌症诊断^[8-9]等领域, 在非生物学领域^[10-11] 也得到重要应用。早期的 PS-OCT 是时域 OCT 系统, 后来引入频域 OCT (FD-OCT), 提高了 PS-OCT 的灵敏度和成像速度。目前, 偏振频域 OCT (FD-PS-OCT)^[12] 成为应用较为广泛的 PS-OCT 成像模式。经过 25 年的发展, PS-OCT 经历了许多变化, 如系统结构、入射偏振态的数目、探测器的数量及数据重建算法等^[13]。但无论何种结构, PS-OCT 都是利用偏振光对样品进行成像, 至少需要同时采集正交的水平偏振干涉谱 H 和垂直偏振干涉谱 V 两路干涉信号。由于两路信号各自波长范围及光谱分辨率不同、成像深度等原因, 两路 A-line 信号 (样品深度信息) 会出现光谱错位现象, 导致样品的延迟量、快轴方位角等偏振参数的计算误差增大^[14-15]。在医学诊断中, 偏振参数的测量精度关系到疾病诊断的准确性, 有些疾病的诊断必须依托于精确的定量测量, 例如通过定量计算视网膜神经纤维层、巩膜等结构的双折射参数来诊断青光眼^[16-17]。光谱错位现象的存在, 降低了偏振参数的计算精度, 因此必须先进行精确的光谱校准。

Wojtkowski 等^[18] 第一次指出 FD-OCT 中光谱校准的重要性。Park 等^[14] 指出波长校准不准确会产生双折射计算误差。在 FD-PS-OCT 中, 正交的两路干涉信号中即使仅存在很小的波长错位, 也会导致样品偏振参数的计算结果产生较大的误差。光传播一段距离后, 误差会逐渐累积, 可能导致无法区分样品本身产生的双折射。Göttinger 等^[16] 分析了 CCD 光谱错位问题, 并采用迭代法进行对准。Mujat 等^[15] 提出采用 H 和 V 两路 A-line 信号的峰值位置来确定波数 k 的错位量, 然后以一路为基准, 校准另一路信号。但是, 这些方法都没有给出详细的定量误差描述, 也没有深入地分析光谱错位程度与误差之间的关系。

本文基于常用的 FD-PS-OCT 系统, 理论分析并仿真了光谱错位对偏振参数计算误差的影响, 得到了波数错位量与偏振参数计算精度间的关系; 并在此基础上, 提出了一种 FD-PS-OCT 光谱校准方法; 最后对波片进行测量, 验证了该校准方法的可行性。

2 FD-PS-OCT 测量原理

图 1 为 FD-PS-OCT 的常用实验系统示意图^[19-20]。该系统的光源为宽带光源, 中心波长为 840 nm, 半峰全宽为 50 nm, 发出的光经过偏振片起偏后变为线偏振光; 线偏振光经过非偏振敏感分束器 (NPBS) 后分为参考光和样品光; 参考光经过 22.5° 放置的四分之一波片 (QWP1) 后, 照射到参考镜上; 样品光经过 45° 放置的四分之一波片 (QWP2) 变为圆偏振光, 然后经过扫描振镜后, 被聚焦透镜聚焦在样品上。由于样品存在双折射特性, 返回的光带有了样品的双折射信息, 在 NPBS 处与从参考镜反射回的光相遇, 发生干涉, 然后被偏振分束器 (PBS) 分成正交的水平偏振干涉谱 H 和垂直偏振干涉谱 V 。这两束偏振干涉光谱分别耦合进光纤, 进入光谱仪, 被线阵 CCD 探测, 表示为 I_H 和 I_V :

$$\begin{aligned}
 I_H(k) &= I_{H0}(k) + \sum_n \frac{1}{\sqrt{2}} S(k) \sqrt{R_{sn}R_r} \cos \delta_n \cos[2k \Delta z_n] \\
 I_V(k) &= I_{V0}(k) + \sum_n \frac{1}{\sqrt{2}} S(k) \sqrt{R_{sn}R_r} \sin \delta_n \cos[2k \Delta z_n - 2\theta_n],
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

式中 I_{H0} 表示水平光谱 H 的直流项和自相干项, I_{V0} 表示垂直光谱 V 的直流项和自相干项; $S(k)$ 表示光源光谱; R_r 表示参考镜的反射率; R_{sn} 表示样品第 n 层的反射率; Δz_n 表示样品臂各层与参考臂之间的光程差; δ_n 表示从样品表面到样品第 n 层的延迟量; θ_n 表示样品第 n 层的快轴方向。

对上述信号分别进行傅里叶逆变换, 得到干涉谱 H 和 V 对应的 A-line 信号:

$$\begin{aligned}
 \mathcal{F}^{-1}\{I_H(k)\} &= A_H(z) \exp[i\Phi_H(z)] \rightarrow \Gamma_H(z) \\
 \mathcal{F}^{-1}\{I_V(k)\} &= A_V(z) \exp[i\Phi_V(z)] \rightarrow \Gamma_V(z),
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

式中 Γ_H 和 Γ_V 分别是 A-line 信号; $A_{H,V}(z)$ 表示振幅; $\Phi_{H,V}(z)$ 表示相位; z 为对应的样品深度位置。由此得到所测样品的强度图像 R 、延迟图像 δ 和快轴方位角图像 θ :

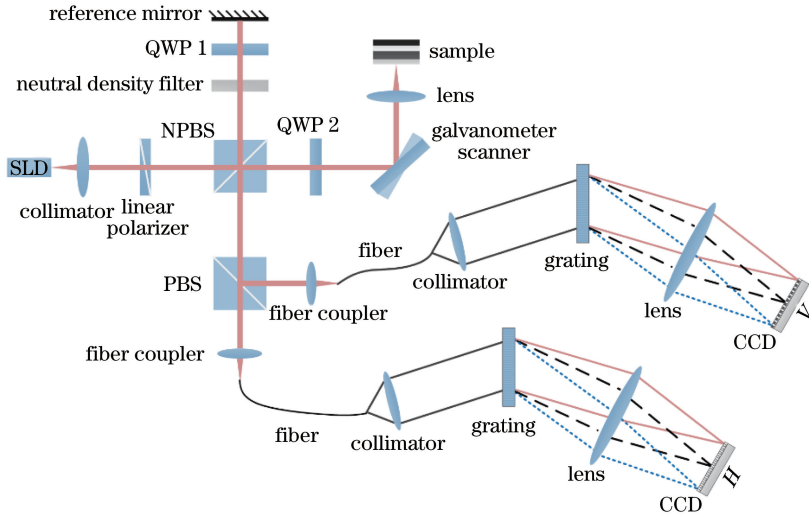


图 1 FD-PS-OCT 系统结构示意图

Fig. 1 Schematic of FD-PS-OCT system

$$R(z) \propto A_H^2(z) + A_V^2(z), \quad (3)$$

$$\delta(z) = \arctan \left[\frac{A_V(z)}{A_H(z)} \right], \quad (4)$$

$$\theta(z) = \frac{\pi - [\Phi_V(z) - \Phi_H(z)]}{2}, \quad (5)$$

式中 δ 范围为 $[0^\circ, 90^\circ]$, θ 范围为 $[0^\circ, 180^\circ]$ 。

由测量原理可知,要得到精确的强度图像、延迟图像和快轴图像,两路光谱信号需要在线阵 CCD 上实现像素之间的精确对应。在 PS-OCT 中,一般至少需要两个光谱仪同时对光谱进行探测。对于不同的光谱仪,光入射的角度及光谱分辨率等可能不同,因此会导致光谱形状出现变化,偏振参数的计算精度也会下降。这些问题最终体现在两路光谱的波数 k 不匹配,一路信号相对于另一路信号的波数会出现平移或者缩放现象。

3 误差分析

3.1 光谱错位对偏振参数计算精度的影响

光谱错位主要分为平移和缩放两类^[16]。平移是指两路光谱相互间存在平行错位问题。缩放是指两路光谱的范围不同,主要原因是在实际测量中,两路光谱仪中的 CCD 之间存在夹角,导致两路信号的光谱分辨率不同,探测的光谱范围也随之不同。针对这两种变化,本文采用 Matlab 软件仿真分析了光谱错位量对偏振参数计算精度的影响。当讨论一个变量时,其他变量保持不变。

FD-OCT 通过傅里叶变换对样品不同深度位置实现一次成像,傅里叶变换中 z 域的深度位置 z 对应波数域的 k ($k = 2\pi/\lambda$, λ 为波长)。但在基于光

谱仪的 FD-OCT 中,CCD 探测的是波长等间隔的数据。如果要得到准确的层析图像,则需要对波数 k 进行插值处理,将非等间隔的 k 变为等间隔的 k 。FD-PS-OCT 属于 FD-OCT,基于光谱仪的探测系统首先获得的也是关于波长的干涉光谱。获得样品干涉光谱后,首先把 λ 域等间隔的干涉谱转换为 k 域等间隔的干涉谱,然后进行数据处理。因此,本文直接对波数 k 的变化进行讨论。

设正交的两路干涉光谱 H 和 V 对应表示为 I_1 和 I_2 ,其波长分别为 λ_1 和 λ_2 ,对应的波数分别为 k_1 和 k_2 ,中心波数分别为 k_{10} 和 k_{20} ,波数范围分别为 Δk_1 和 Δk_2 。CCD 的像素数为 N ,即采样点数为 N ,则 H 和 V 的采样间隔分别对应为 $\delta k_1 = \Delta k_1/N$ 和 $\delta k_2 = \Delta k_2/N$ 。

1) 平移

以光谱 V 的波数 k_2 为基准,光谱 H 的波数值 k_1 相对于 k_2 发生了偏移。此种情况下,两路光谱的带宽 $\Delta k_1 = \Delta k_2 = \Delta k$,采样间隔 $\delta k_1 = \delta k_2$ 。即保持 H 的波数范围 Δk_1 和采样间隔 δk_1 不变,平移光谱 H 的波数使之与光谱 V 的波数产生错位,平移量 k_{shift} 为

$$k_{\text{shift}} = k_{10} - k_{20}, \quad (6)$$

即 $k_1 = k_2 + k_{\text{shift}}$,此时干涉谱 I_1 为

$$\mathcal{F}^{-1} \{ I_1(k - k_{\text{shift}}) \} \rightarrow \exp(ik_{\text{shift}}z) \Gamma_1(z). \quad (7)$$

平移使得 A-line 信号引入了一个相位变化。而由(5)式可知,快轴方位角 θ 与相位有关,因此受平移影响较大。根据(4)式,延迟量 δ 与幅值有关,幅值没改变,因此 δ 不受平移影响。

2) 缩放

如果光谱 H 的中心波数 k_{10} 不变, 波数范围 Δk_1 相对于 Δk_2 有变化, 此时采样间隔 $\delta k_1 = \Delta k_1 / N$ 随之改变, 此种情况可认为是波数 k 发生了缩放。为直观显示波数的变化, 波数缩放量 Δk 为

$$\Delta k = \Delta k_1 - \Delta k_2. \quad (8)$$

干涉谱 I_1 相当于乘了一个因子 α :

$$\mathcal{F}^{-1}\{I_1(\alpha \cdot k)\} \rightarrow \frac{1}{|\alpha|} \Gamma_1\left(\frac{z}{\alpha}\right). \quad (9)$$

A-line 信号的幅值和 z 的位置都发生了变化。根据(3)式和(4)式知, 强度图像 R 和延迟量 δ 都与此改变有关, 因此这两个量受波数缩放影响较大。根据(5)式, 快轴方位角 θ 不受影响。

在实际实验中, 波数出现平移现象一般是由于 CCD 间存在平行错位问题。出现缩放现象一般是因为两个光谱仪中的 CCD 相互间有夹角。更多时候是这两种情况的混合结果, 即:

$$\mathcal{F}^{-1}\{I_1[\alpha \cdot (k - k_0)]\} \rightarrow \exp(ik_{\text{shift}}z) \frac{1}{|\alpha|} \Gamma_1\left(\frac{z}{\alpha}\right). \quad (10)$$

此时, 延迟量和快轴方位角都会受到影响。

用 Matlab 软件对上述情况进行仿真分析。仿真中光源的能量谱密度如图 2 所示, 横坐标为波数 k 。该光源参数为 OCT 系统常用光源参数^[21]。为使仿真涵盖所有的光谱错位情况, 仿真中使用的光谱错位量大于实际系统中通常存在的光谱错位量。两路光谱中的 CCD 像素 N 均设为 1024。深度 z 、延迟量 δ 和快轴方位角 θ 由 Matlab 软件随机生成, 分别为 $600 \mu\text{m}$ 、 0.8065 rad 、 1.2226 rad 。

仿真时, 对波数 k_1 先进行缩放, 则光谱 H 的波数变为 k'_1 , 然后进行平移, 平移后波数为 k''_1 , 与 k_2 已不重叠。波数的相对区别如图 3 所示。

延迟量的计算误差与缩放量 Δk 、平移量 k_{shift} 之

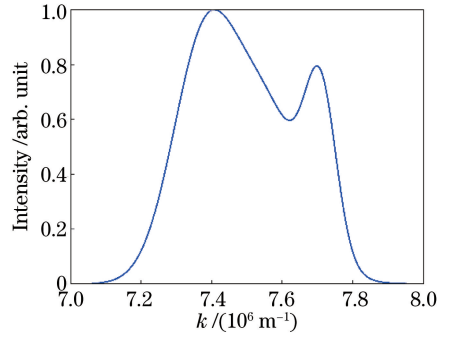
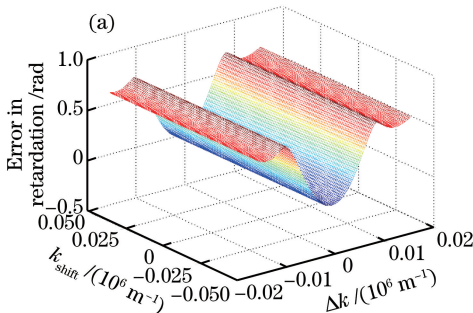


图 2 光源光谱密度分布

Fig. 2 Power spectrum of the light source

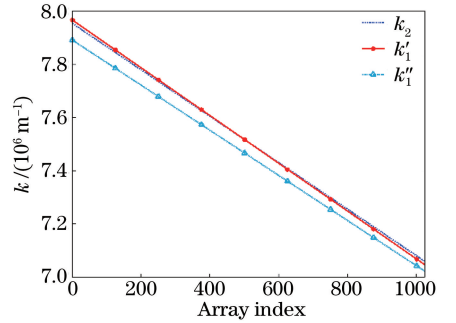


图 3 不同波数的相对区别

Fig. 3 Relative difference between wavenumbers

间的关系如图 4 所示。图 4(a)是延迟量误差随 Δk 及 k_{shift} 变化的三维曲线。由图 4(a)可知, 在缩放量 Δk 方向上, 延迟量误差对 Δk 的变化较敏感, 为近似的倒高斯型, 并带有微小的旁瓣, 基本以 $\Delta k = 0$ 位置处为中轴左右对称。对于每一个确定的平移量, 若缩放量绝对值较小, 则误差较小, 若缩放量绝对值增大, 则误差随之增大。延迟量误差的最大值接近 $(\pi/2 - \delta) \text{ rad}$ 。对于一个确定的缩放量, 延迟量误差几乎不随平移量的变化而变化。但不同的缩放量所对应的误差值不同。图 4(b)是平移量分别为 -0.05×10^6 、 0 、 $0.02 \times 10^6 \text{ m}^{-1}$ 时, 延迟量误差随缩

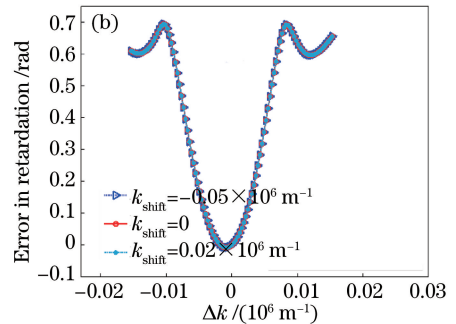


图 4 延迟量的计算误差与 Δk 及 k_{shift} 的关系。(a) 误差随 Δk 及 k_{shift} 变化的三维图; (b) k_{shift} 不变时, 误差随 Δk 的变化

Fig. 4 Calculation error of retardation as a function of Δk and k_{shift} . (a) Three-dimensional view of retardation error as a function of Δk and k_{shift} ; (b) retardation error as a function of Δk at different given k_{shift}

放量 Δk 的变化情况。可以看出,三种平移量对应的误差曲线几乎相同,即误差基本不随平移量变化。

图 5 为快轴方位角的计算误差与缩放量 Δk 、平移量 k_{shift} 之间的关系。图 5(a) 为沿平移方向相位展开后的快轴方位角误差。由图可见,快轴方位角误差随平移量变化较大。对于一个固定的平移量,

误差随缩放量改变而发生较大变化。图 5(b) 是缩放量 Δk 分别为 -0.0095×10^6 、 0 、 $0.0043 \times 10^6 \text{ m}^{-1}$ 时,快轴方位角误差随平移量的变化情况。三种缩放量对应的误差曲线几乎相同,即误差基本不随缩放量变化。误差受平移量影响较大,且随平移量呈近似线性变化。

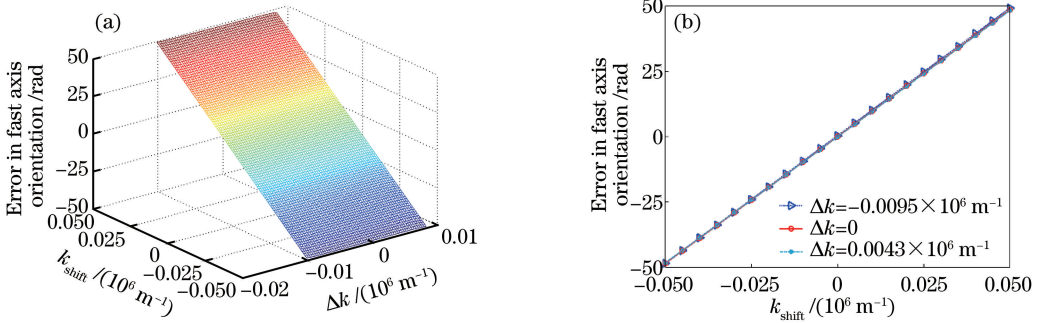


图 5 快轴方位角的计算误差与 Δk 及 k_{shift} 的关系。(a) 误差随 Δk 及 k_{shift} 变化的三维图; (b) Δk 不变时,误差随 k_{shift} 的变化
Fig. 5 Calculation error of fast axis orientation as a function of Δk and k_{shift} . (a) Three-dimensional view of fast axis orientation error as a function of Δk and k_{shift} ; (b) fast axis orientation error as a function of k_{shift} at different given Δk

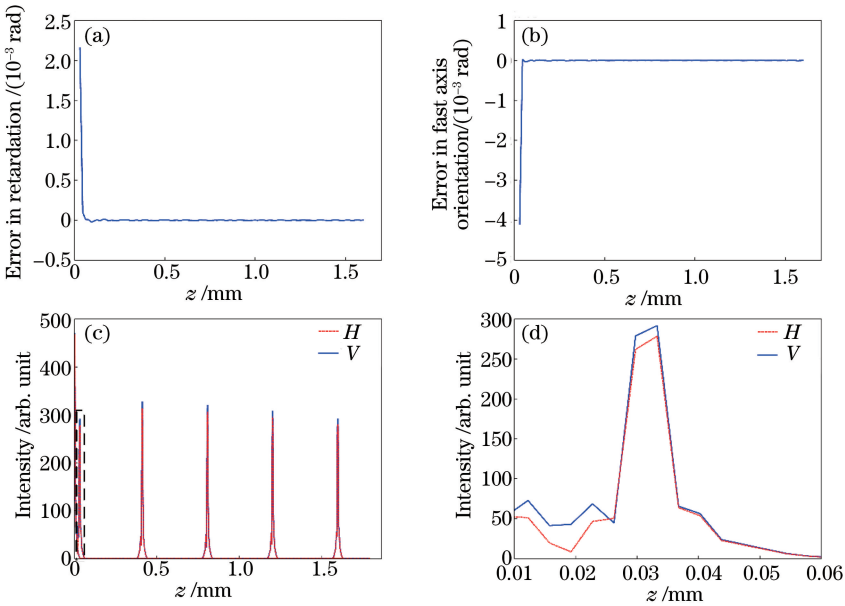


图 6 (a) 延迟量和 (b) 快轴方位角的计算误差随 z 的变化; (c) 光谱 H 和 V 的 A-line 信号; (d) 图 (c) 中虚框部分的放大图
Fig. 6 Calculation errors of (a) retardation and (b) fast axis orientation as a function of depth z ;
(c) A-line signals of spectra H and V ; (d) enlarged view of the dashed box in Fig. (c)

3.2 光谱错位对不同深度处偏振参数计算精度的影响

FD-PS-OCT 通过探测从样品不同深度位置反射回的偏振光信息来实现对样品的偏振测量。为验证光谱错位程度对不同深度位置处的偏振参数计算精度的影响,仿真计算了当存在光谱错位时,延迟量和快轴方位角在样品不同深度位置处的误差。仿真

时样品的表面与参考臂的光程差设为 0。

图 6 是正交的两路光谱 H 和 V 的波数相同时的仿真结果。图 6(a) 和图 6(b) 所示分别是延迟量误差和快轴方位角误差随深度的变化;图 6(c) 为不同深度位置的 A-line 图,因为 H 和 V 的波数相同,所以 A-line 信号重叠较好;图 6(d) 为图 6(c) 中靠近零深度位置的虚框部分的放大图。由图 6(a) 和

图 6(b)可知,延迟量误差和快轴方位角误差都比较小。虽然这两种误差在靠近零深度位置比其他深度位置处稍微增大,但都在 10^{-3} rad 量级上。这表明光谱 H 和 V 的波数相同时,深度对偏振参数的影响较小。靠近零深度位置时误差增大,主要是受到自相干信号的影响, H 和 V 两路的信号没有完全重叠,延迟量和快轴方位角的计算误差增大;而在远离零深度位置处, H 和 V 两路信号重叠得较好,延迟量误差和快轴方位角误差变小,如图 6(c)和图 6(d)所示。

当存在光谱错位即正交光谱 H 和 V 的波数 k 不一致时,仿真结果如图 7 所示。图 7 所示为 $k_{\text{shift}} =$

$0.001 \times 10^6 \text{ m}^{-1}$, $\Delta k = -0.0020 \times 10^6 \text{ m}^{-1}$ 时,延迟量和快轴方位角误差随深度的变化。可见,随着深度增加,延迟量和快轴方位角的误差存在波动现象,且整体上有变大趋势。误差随深度增大的原因是随着深度增加,由波数错位引入的相位误差累积导致偏振参数的计算精度下降。误差变化出现波动的原因是在数据处理过程中,理论上数据是连续值,但在实际探测中,数据是离散的。图 7(a)和图 7(b)中干涉光谱的采样点数为 1024,图 7(c)和图 7(d)的采样点数为 4×1024 。在密集采样下,图 7(c)和图 7(d)中的波动明显减小。

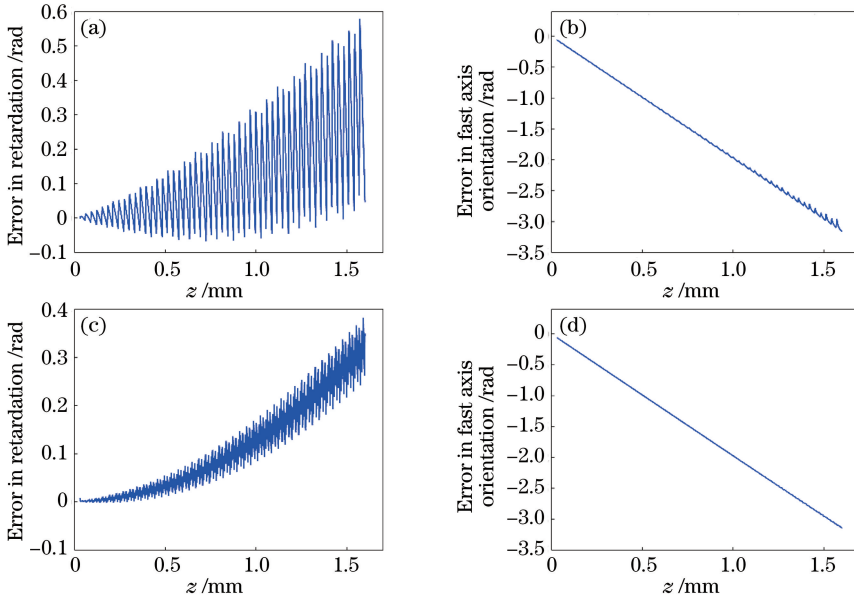


图 7 采样点数为 1024 时,(a)延迟量和(b)快轴方位角的计算误差随 z 的变化;采样点数为 4×1024 时,(c)延迟量和(d)快轴方位角的计算误差随 z 的变化

Fig. 7 Calculation errors of (a) retardation and (b) fast axis orientation as a function of depth z when the sampling point is 1024; calculation errors of (c) retardation and (d) fast axis orientation as a function of depth z when the sampling point is 4×1024

由上述分析可知,波数对准误差会引入偏振参数的计算误差,且误差随深度增大而增大。而 PS-OCT 探测的生物样品深度一般都能达到几个毫米,因此要想测得精确的偏振参数,需要对光谱进行精确校准。

4 光谱校准方法

由第 3 节中的误差分析可知,延迟量和快轴方位角对不同类型的波数变化具有不同的敏感度。延迟量对缩放比较敏感,但几乎不受平移的影响。快轴方位角则相反,对波数平移比较敏感,而缩放对其几乎没有影响。因此可以通过判断已知样品的延迟量误差来确定波数的缩放量,通过判断快轴方位角

的误差大小来确定波数的平移量。基于此,提出一种 FD-PS-OCT 光谱校准方法。

该方法首先对已知延迟量和快轴方位角的波片进行测量。样品波片放置在靠近零光程差位置处,以降低深度对计算精度的影响,然后旋转波片,使其快轴处于不同的角度,并进行测量。为提高校准精度,降低噪声对计算的影响,沿快轴方向旋转了 3 次,获得了 3 组不同角度的波片数据。

然后以每一组数据的光谱 V 及波数 k_V 作为基准,对光谱 H 对应的波数 k_H 进行缩放:

$$k'_H = k_{H0} + \delta k_{H_i} \cdot \left(x - \frac{N}{2}\right), \quad (11)$$

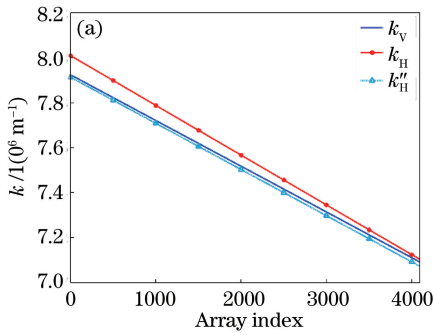
式中 k_{H0} 是 k_H 的中心波数; $\delta k_{H_i} = \delta k_H + \delta k_i$, δk_{H_i} —

一般在一定范围内取值, δk_H 是波数 k_H 的采样间隔, δk_i 是波数 k_H 的变化因子, i 代表不同变化因子的序列号; x 为 CCD 像素序列号, N 为像素数。用 k'_H 对光谱 H 进行重采样, 然后计算延迟量。由误差分析知, 延迟量对波数缩放比较敏感, 因此当 3 组数据获得的延迟量误差都小于设定的阈值时, 认为 k'_H 为最优解, 记为 k''_H 。

最后, 对 k'_H 进行平移。设平移量为 $k_{H\text{shift}}$, 则平移后的波数为

$$k''_H = k'_H + k_{H\text{shift}} \quad (12)$$

快轴方位角对波数平移比较敏感, 而延迟量对波数平移不敏感, 因此通过判断 3 组快轴方位角的计算误差是否同时满足设定阈值来确定平移量。当



3 组误差值同时满足设定阈值时, 此时的平移量即为要求的 $k_{H\text{shift}}$ 。波数 k''_H 即为校准后的波数。

采用图 1 所示系统对波片进行测量, 验证方法的可行性。波片为已知延迟量和快轴方位角的四分之一波片 (WPF4210, 武汉优光科技有限公司, 武汉), 在中心波长 840 nm 处, 延迟量为 $\pi/2$ 。波片放置在与参考镜的光程差约 0.45 mm 处。实验测量了快轴方位角分别为 20° 、 80° 、 140° 时的波片。利用本文提出的方法对光谱进行校准。校准结果如图 8 所示。图 8(a) 是校准前后的波数分布, 为提高校准精度, 对波数 k 进行了 4 倍插值处理, 因此数据量变为 $4N$ 。校准后获得的 k''_H 与 k_V 基本重合。图 8(b) 是校准后的 A-line 图, 已将 H 的峰值校准到与 V 重合。

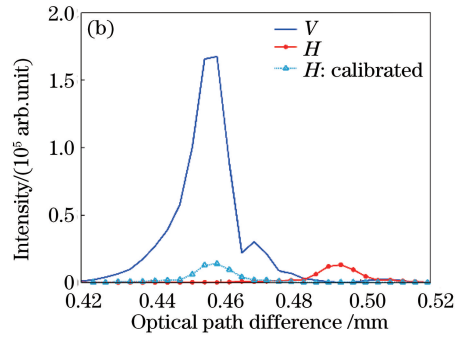


图 8 校准结果。(a) 波数; (b) A-line 信号

Fig. 8 Calibration results. (a) Wavenumber; (b) A-line signals

为进一步验证该方法的校准效果, 又进行了两组实验。第一组实验中, 波片作为样品, 放置在与参考镜的光程差约 0.45 mm 的固定位置处, 然后每隔 10° 旋转波片, 从 0° 旋转到 180° 。每旋转到一个角度进行一次测量, 每个角度处重复测量 5 次。用上述过程获得的校准波数 k''_H 对光谱 H 进行光谱校准, 校准后计算得到该角度下的延迟量和快轴方位角。结果如图 9 所示。图 9(a) 是在不同的快轴方位角下测得的波片延迟量的结果。在设定的不同快轴方位角下,

测量的延迟量的平均值为 86.73° 。测量值 (此处每个测量值是在每一个设定的快轴方位角处重复 5 次测量获得的平均值) 与真实值 ($\pi/2$) 之间最大的偏差约为 4.97° 。误差棒图显示了每个设定的快轴方位角下, 重复 5 次测量的标准差, 最大值为 0.13° 。图 9(b) 是波片快轴方位角的测量结果。测量值与实际值相比, 虽有微小的浮动, 但整体比较吻合。而未经过光谱校准, 直接计算得到的快轴方位角与实际值之间最大偏差甚至大于 20° ; 每个设定的快轴方位角下, 重复

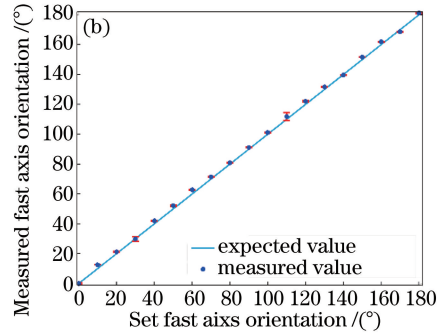
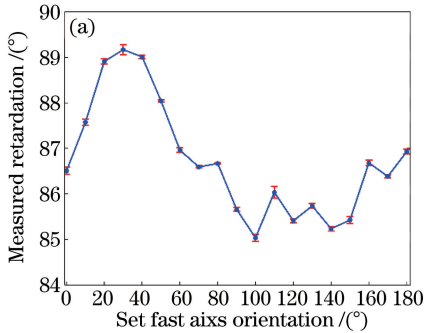


图 9 波片的测量结果。(a) 测量的延迟量随设定的快轴方位角的变化; (b) 测量的快轴方位角随设定的快轴方位角的变化

Fig. 9 Measurement results of a wave plate. (a) Measured retardation as a function of set fast axis orientation;

(b) measured fast axis orientation as a function of set fast axis orientation

5 次测量的标准差也达到 10° 以上。

为验证该校准方法对样品不同深度处信号的校准效果,进行了第二组实验。波片快轴方位角固定为 45° ,沿着光轴方向移动样品臂,改变波片与参考镜之间的光程差,对不同深度位置处的延迟量和快轴方位角进行测量。共测量 6 个不同深度位置,每个深度位置重复测量 5 次,测量结果如图 10 所示。图 10(a)和图 10(b)所示分别是延迟量和快轴方位角随深度的变化。在深度方向上测量的平均延迟量为 88.61° ;对于一个给定的深度位置,5 次重复测量

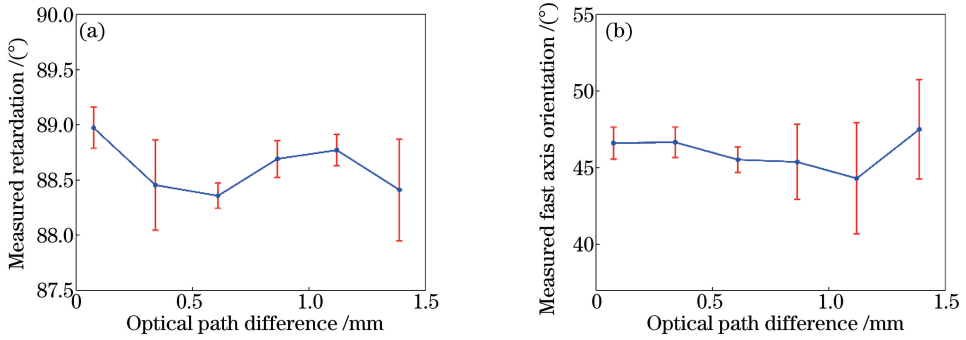


图 10 波片的测量结果。(a)测量的延迟量随深度的变化;(b)测量的快轴方位角随深度的变化
Fig. 10 Measurement results of a wave plate. (a) Measured retardation as a function of depth;
(b) measured fast axis orientation as a function of depth

上述两组实验验证了 FD-PS-OCT 光谱校准方法的可行性,且该方法无需额外增加系统器件,简单易操作。该校准方法是根据误差分析结果提出的,校准方法可行也验证了光谱错位对偏振参数计算精度影响的分析是正确的。

5 结 论

针对光谱错位对 FD-PS-OCT 中偏振参数计算精度的影响进行了理论分析和仿真计算,得到了波数错位量与偏振参数计算误差之间的关系。仿真结果表明,波数缩放对延迟量计算影响较大,而对快轴方位角的计算几乎没有影响;波数平移的作用正好相反,对延迟量影响较小而对快轴方位角影响较大。另外,实际测量时光谱错位还会导致偏振参数的误差随深度增加而增大。基于上述分析,提出了一种通过评判已知样品的偏振参数误差实现光谱缩放和平移的校准方法。搭建了实验系统对已知波片进行检测,实验结果验证了本文方法的有效性。

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.

的标准差最大约为 0.46° 。在深度方向上的平均快轴方位角为 45.99° (设定值为 45°),沿深度方向的标准差约为 1.14° 。误差棒图显示的是每一个深度位置处重复 5 次测量所得结果的标准差。该标准差随深度增加而增大,但整体误差在可接受范围内。而未经过光谱校准的情况下,获得的在深度方向上的平均快轴方位角为 35.51° ,沿深度方向的标准差约为 6.30° 。该组实验验证了该校准方法的可行性,经过校准后,不同深度位置处的偏振参数计算也具有较好的精度。

[2] He Q Y, Li Z L, Wang X Z, *et al.* Automated retinal layer segmentation based on optical coherence tomographic images [J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, 36(10): 1011003.
贺琪欲, 李中梁, 王向朝, 等. 基于光学相干层析成像的视网膜图像自动分层方法 [J]. *光学学报*, 2016, 36(10): 1011003.

[3] Wang X, Li Z L, Nan N, *et al.* A method to improve sensitivity of swept source optical coherence tomography system [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2017, 44(8): 0807002.
王瑄, 李中梁, 南楠, 等. 一种提高扫频光学相干层析成像系统灵敏度的方法 [J]. *中国激光*, 2017, 44 (8): 0807002.

[4] Hee M R, Huang D, Swanson E A, *et al.* Polarization-sensitive low-coherence reflectometer for birefringence characterization and ranging [J]. *Journal of the Optical Society of America B*, 1992, 9(6): 903-908.

[5] Roberts P, Sugita M, Deák G, *et al.* Automated identification and quantification of subretinal fibrosis in neovascular age-related macular degeneration using polarization-sensitive OCT [J]. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2016, 57(4): 1699-1705.

[6] Sakai S, Yamanari M, Lim Y, *et al.* In vivo

- evaluation of human skin anisotropy by polarization-sensitive optical coherence tomography [J]. *Biomedical Optics Express*, 2011, 2(9): 2623-2631.
- [7] Lee R C, Kang H, Darling C L, *et al.* Automated assessment of the remineralization of artificial enamel lesions with polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, 5(9): 2950-2962.
- [8] South F A, Chaney E J, Marjanovic M, *et al.* Differentiation of ex vivo human breast tissue using polarization-sensitive optical coherence tomography [J]. *Biomedical Optics Express*, 2014, 5(10): 3417-3426.
- [9] Kiseleva E, Kirillin M, Feldchtein F, *et al.* Differential diagnosis of human bladder mucosa pathologies in vivo with cross-polarization optical coherence tomography [J]. *Biomedical Optics Express*, 2015, 6(4): 1464-1476.
- [10] Wiesauer K, Pircher M, Goetzinger E, *et al.* Transversal ultrahigh-resolution polarization-sensitive optical coherence tomography for strain mapping in materials[J]. *Optics Express*, 2006, 14(13): 5945-5953.
- [11] Stifter D, Leiss-Holzinger E, Major Z, *et al.* Dynamic optical studies in materials testing with spectral-domain polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2010, 18(25): 25712-25725.
- [12] Fercher A F, Hitzenberger C K, Kamp G, *et al.* Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry [J]. *Optics Communications*, 1995, 117(1-2): 43-48.
- [13] Baumann B. Polarization sensitive optical coherence tomography: a review of technology and applications [J]. *Applied Sciences*, 2017, 7(5): 474.
- [14] Park B H, Pierce M C, Cense B, *et al.* Real-time fiber-based multi-functional spectral-domain optical coherence tomography at 1.3 μm [J]. *Optics Express*, 2005, 13(11): 3931-3944.
- [15] Mujat M, Park B H, Cense B, *et al.* Autocalibration of spectral-domain optical coherence tomography spectrometers for in vivo quantitative retinal nerve fiber layer birefringence determination[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2007, 12(4): 041205.
- [16] Götzinger E, Pircher M, Hitzenberger C K. High speed spectral domain polarization sensitive optical coherence tomography of the human retina [J]. *Optics Express*, 2005, 13(25): 10217-10229.
- [17] Sugiyama S, Hong Y J, Kasaragod D, *et al.* Quantitative polarization and flow evaluation of choroid and sclera by multifunctional Jones matrix optical coherence tomography [C]. *SPIE*, 2016, 9693: 96930M.
- [18] Wojtkowski M, Leitgeb R, Kowalczyk A, *et al.* In vivo human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography [J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2002, 7(3): 457-463.
- [19] Baumann B, Götzinger E, Pircher M, *et al.* Single camera based spectral domain polarization sensitive optical coherence tomography [J]. *Optics Express*, 2007, 15(3): 1054-1063.
- [20] Chen Y, Wang X, Li Z, *et al.* Full-range Fourier domain polarization-sensitive optical coherence tomography using sinusoidal phase modulation [C]. *SPIE*, 2014, 9230: 92301S.
- [21] Lurie K L, Moritz T J, Ellerbee A K. Design considerations for polarization-sensitive optical coherence tomography with a single input polarization state [J]. *Biomedical Optics Express*, 2012, 3(9): 2273-2287.