

## 导管 PS-OCT 系统中双态数值色散补偿方法

丁振扬\*, 赖天铎, 陶魁园, 朱亚楠, 朱丰裕, 李清瑞, 商明健, 胡景淇, 孙可亮, 刘琨, 江俊峰, 刘铁根

天津大学精密仪器与光电子工程学院, 光电信息技术教育部重点实验室, 天津市光纤传感工程中心, 天津 300072

**摘要** 导管光纤偏振敏感光学相干层析成像(PS-OCT)系统在心血管斑块定量分析上具有显著优势,搭建了基于保偏光纤成像深度复用的双偏振态导管 PS-OCT 系统。由于保偏光纤具有较强的双折射色散,因此难以利用一套色散系数实现双输入态色散补偿。针对这一难点问题,提出了一种用于导管 PS-OCT 系统的双态数值色散补偿方法。这种方法可对不同输入偏振态的色散系数进行调整,以补偿由保偏光纤双折射色散引起的不同输入偏振态色散的差异。实验结果表明,所提方法可以有效地解决材料色散、双折射色散带来的脉冲展宽、图像模糊、偏振对比度差等问题,保证了导管 PS-OCT 实现高质量的生物样品双折射相位延迟成像。

**关键词** 医用光学; 相干成像; 光学相干层析成像; 导管光学相干层析成像; 偏振敏感光学相干层析成像; 色散补偿

中图分类号 TN29

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202141.0611001

## Dual-State Numerical Dispersion Compensation Method for Catheter Based PS-OCT System

Ding Zhenyang\*, Lai Tianduo, Tao Kuiyuan, Zhu Yanan, Zhu Fengyu, Li Qingrui, Shang Mingjian, Hu Jingqi, Sun Keliang, Liu Kun, Jiang Junfeng, Liu Tiegen

*School of Precision Instrument and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Key Laboratory of*

*Opto-Electronics Information Technology, Ministry of Education, Tianjin Optical Fiber Sensing Engineering Center, Tianjin 300072, China*

**Abstract** A catheter based fiber polarization-sensitive optical coherence tomography (PS-OCT) system has significant advantages in quantitative analysis of cardiovascular plaques. A dual polarization state catheter based PS-OCT system is established based on polarization maintaining fibers (PMFs) with imaging depth multiplexing. Due to the strong birefringence dispersion of PMFs, it is difficult to use a set of dispersion coefficients to realize the dual-input-state dispersion compensation. In order to solve this problem, this paper proposes a dual-state numerical dispersion compensation method for the catheter based PS-OCT system. This method can adjust dispersion coefficients of different input polarization states to compensate for the difference in dispersion of different input polarization states caused by the birefringence dispersion of the polarization maintaining fiber. Experimental results show that the proposed method can effectively solve the problems such as pulse broadening, image blurring, and poor polarization contrast caused by material dispersion and birefringence dispersion, which ensures high-quality phase retardation imaging of biological samples in the catheter based PS-OCT.

**Key words** medical optics; coherence imaging; optical coherence tomography; catheter based optical coherence tomography; polarization-sensitive optical coherence tomography; dispersion compensation

**OCIS codes** 170.1650; 170.6960; 180.1655

收稿日期: 2020-08-12; 修回日期: 2020-10-19; 录用日期: 2020-11-02

基金项目: 国家自然科学基金(61975147, 61635008, 61735011, 61505138)、国家重点研发计划(2019YFC0120701)

\* E-mail: zyding@tju.edu.cn

# 1 引言

光学相干层析成像技术(OCT)是近年来发展比较快的一种生物医学成像技术<sup>[1-5]</sup>,能够对活体生物组织进行高分辨率成像,在医学上被称为“光学活检”。传统的时域 OCT 系统由于其成像速度慢的特点逐渐被淘汰,目前实际应用中主要使用的是速度更快、分辨率更高的频域 OCT 系统。频域 OCT 又分为谱域 OCT<sup>[6-8]</sup>与扫频 OCT<sup>[9-11]</sup>,二者的光源均有一定的带宽。而在 OCT 系统中,光通过的样品臂和参考臂中介质材料和长度不同会导致两臂色散值不匹配,从而引起传输信号波形失真和脉冲展宽,此色散和光波的波长相关。因此,较大的光源带宽使得 OCT 系统对色散更敏感,色散补偿方法对于 OCT 也越来越重要。传统方法是在 OCT 装置中干涉仪的某一臂放置适量的色散平衡材料<sup>[12-14]</sup>,但这通常仅适用于二阶色散,基于光栅的相位延迟扫描器<sup>[15]</sup>和双光纤扩展器<sup>[16]</sup>也可以用于二阶色散补偿,并且具有一定程度的可调性。然而,这些方法都需要额外的系统组件,因此,OCT 系统越来越依赖于数值色散补偿技术<sup>[17]</sup>,该技术提供连续的调节功能,并且理论上可以针对任何阶数、任何数值的色散进行优化。

Tearney 等<sup>[18-23]</sup>最早提出了导管 OCT 的概念,导管 OCT 是对普通 OCT 系统的功能扩展,通过使用较为灵活的成像导管,使得 OCT 技术可以应用于消化道、血管内成像。通过将样品臂处的扫描装置替换成光纤成像导管、利用导管的圆柱形态进行周向扫描采集,就能够使 OCT 系统深入血管、消化道、呼吸道等管腔组织内部进行成像。以较高的分辨率实现对血管、消化道等管腔组织结构的成像对于相关组织的疾病诊断有着重大的意义。

基于导管的 PS-OCT 在血管内成像中引起了更广泛的关注,常规导管 OCT 可获得动脉结构的强度图像,而导管 PS-OCT 可以提供关于冠状动脉粥样硬化斑块的额外信息<sup>[24-29]</sup>。冠状动脉疾病是一种比较致命的慢性炎症性疾病,其并发症是引发急性冠状动脉综合征(ACS)的一大原因,从长远来看会导致心力衰竭,不仅让病人承受了巨大的痛苦,同时也产生巨大的医疗负担和重大的全球经济损失<sup>[30]</sup>。然而,传统的基于强度的导管 OCT 缺乏对不同组织类型和斑块组成之间的特异性对比,阻碍了人们对导致急性冠脉综合征(ACS)的复杂机制的进一步阐明,并阻碍了人们对易破裂斑块的前瞻性鉴定。导管 PS-OCT 系统不仅能获取传统的组织强度信息,

还能够额外获取组织的偏振特性,如双折射信息。另外通过斯托克斯矢量平均能获得组织消偏信息<sup>[27]</sup>,组织消偏信息作为双折射信息的补充,也发挥着巨大的作用。2016 年 Villiger 等<sup>[24]</sup>使导管 PS-OCT 系统能真正在血管内实现临床应用。通过他们的研究发现,富含胶原蛋白和平滑肌细胞的组织表现出较强的双折射,而脂质和巨噬细胞则引起较强的光消偏效应。导管 PS-OCT 系统与传统的基于强度的 OCT 相结合,能更准确地识别血管结构、区分各种斑块<sup>[27]</sup>。

PS-OCT 系统一般使用单个或两个不同的输入偏振态进行成像<sup>[31]</sup>,单输入偏振态 PS-OCT 要求探头处出射光的偏振态保持圆偏振光。但是,当光通过旋转的光纤导管时,单模光纤(SMF)的偏振特性会快速变化,无法将光以稳定的偏振态输出,因此,基于导管的 PS-OCT 系统需要使用两个不同的输入偏振态,通过对系统引起的偏振变化进行补偿,实现对样品偏振特征的稳定成像<sup>[31]</sup>。一种补偿方法是使用频率复用来编码具有不同频率的两个输入偏振态<sup>[32-33]</sup>。但是,用于频移的电光或声光设备不仅增加了额外的系统组件,而且它们需要专用的控制设备,这也大大增加了系统的复杂性。另一种补偿方法是采用保偏光纤等无源偏振延迟单元进行深度复用<sup>[34]</sup>,该方式可为正交的两个输入偏振光引入不同的样品臂路径长度,从而能够同时检测两个人射状态的偏振信息。本课题组搭建了基于保偏光纤成像深度复用的双偏振态导管 PS-OCT 系统<sup>[35]</sup>。在该系统中,保偏光纤的两个偏振主态之间的折射率差异导致传播常数不同,因此其与参考臂的匹配程度不同,从而带来两个输入偏振态的色散系数不同的问题。传统针对强度 OCT 的单一色散系数的数值色散补偿难以实现双态 PS-OCT 系统的色散补偿。

为了解决双态导管 PS-OCT 系统的色散补偿问题,本文提出了一种双态数值色散补偿方法,通过对不同输入偏振态的色散系数进行调整,补偿由保偏光纤不同偏振主轴之间折射率差异引起的不同输入偏振态色散的差异。实验结果表明,所提出的双态数值色散补偿方法可以有效地补偿材料色散、双折射色散带来的脉冲展宽、图像模糊、偏振对比度差等问题,这保证了导管 PS-OCT 实现高质量的生物样品双折射相位延迟成像。

## 2 实验原理

### 2.1 实验装置

前期搭建了基于保偏光纤成像深度复用的双

偏振态导管 PS-OCT 系统<sup>[35]</sup>。基于导管的 PS-OCT 系统的示意图如图 1 所示。光源是高速扫频激光器(HSL-20-100-M, Santec Inc., 日本)。该光源的起始波长、扫描速度和扫描范围分别为 1270 nm, 100 kHz 和 80 nm。基于导管的 PS-OCT 系统使用 18.5 m 保偏光纤(PMF)来实现深度复用,并在两个正交输入偏振态之间的空气中产生 2.5 mm 的深度间隔。基于光纤的偏振分束器可用于将信号分离到两个正交偏振通道 H(水平)和 V(垂直)。系统中的偏振控制器用于平衡两个输入偏振态中 H 和 V 通道上的探测光和参考光。波形数字采集卡(AT9350, Alazar Technologies Inc., 加拿大)的采样率和分辨率分别为 500 MSa/s 和 12 bit。光学旋转接头和标准临床导管(C7 Dragonfly 导管, St. Jude Medical Inc., 美国)经设计可实现周向扫描。导管的外径为 0.9 mm。光学旋转结的旋转速度约为 2000 r/min。基于 80 nm 的光源扫频范围估计的轴向空间分辨率为 9.5  $\mu\text{m}$ 。由于导管的旋转速度为 2000 r/min,系统的采集速度为每秒采集  $10^5$  条 A 线,因此,旋转一圈的导管包含 3000 条 A 线。帧速率约为 33 frame/s。在这里,分别对两个输入偏振态(SOP1, SOP2)进行独立的数值色散补偿,即双态数值色散补偿。

Technologies Inc., 加拿大)的采样率和分辨率分别为 500 MSa/s 和 12 bit。光学旋转接头和标准临床导管(C7 Dragonfly 导管, St. Jude Medical Inc., 美国)经设计可实现周向扫描。导管的外径为 0.9 mm。光学旋转结的旋转速度约为 2000 r/min。基于 80 nm 的光源扫频范围估计的轴向空间分辨率为 9.5  $\mu\text{m}$ 。由于导管的旋转速度为 2000 r/min,系统的采集速度为每秒采集  $10^5$  条 A 线,因此,旋转一圈的导管包含 3000 条 A 线。帧速率约为 33 frame/s。在这里,分别对两个输入偏振态(SOP1, SOP2)进行独立的数值色散补偿,即双态数值色散补偿。

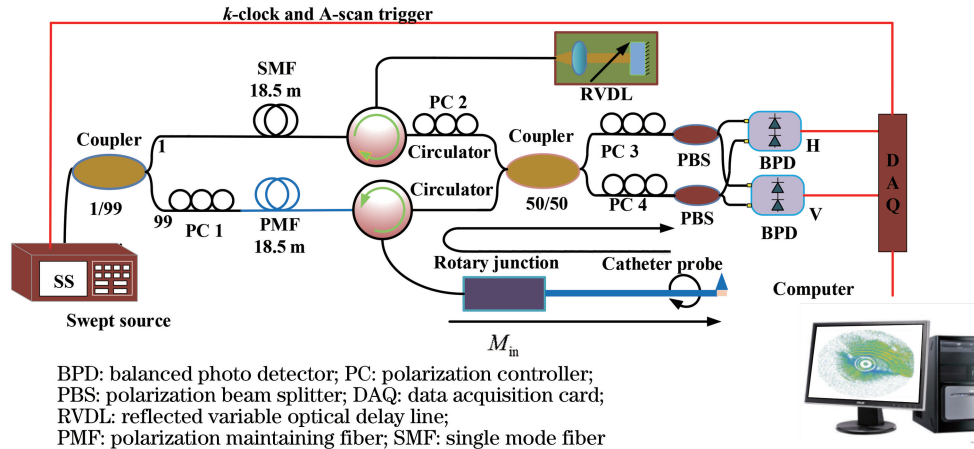


图 1 基于导管的 PS-OCT 系统示意图

Fig. 1 Schematic diagram of catheter based PS-OCT system

### 2.2 双态数值色散补偿原理

在 OCT 系统中,来自样品不同深度、对应于不同延迟的背向反射信号与来自参考路径的光发生干涉,产生条纹,这些条纹会由平衡探测器进行检测。来自样品的反射光的相位延迟和幅度大小可以通过对干涉信号的傅里叶变换来检测。为了应用傅里叶变换将轴向扫描重建为距离( $z$ )的函数,应在共轭变量波数域( $k$ )中均匀采样。检测到的干涉信号强度与波数  $k$  的关系为

$$S(k) = S_1(k) + S_2(k), \quad (1)$$

$$S_1(k) = 2\text{Re} \left\{ \sum_n \sqrt{I_n(k)I_r(k)} \exp[i(kz_n + \beta_1(k)l)] \right\}, \quad (2)$$

$$S_2(k) = 2\text{Re} \left\{ \sum_n \sqrt{I_n(k)I_r(k)} \exp[i(kz_n + \beta_2(k)l)] \right\}, \quad (3)$$

式中: $S(k)$ 为光源发出波数为  $k$  的光时检测到的干

涉信号总和; $S_1(k)$ 、 $S_2(k)$ 分别为第一个偏振态和第二个偏振态的干涉信号,它们是由物体内部不同深度界面处反射的光与参考臂反射的光的干涉而产生的条纹总和; $I_n(k)$ 为对应样品中第  $n$  层反射的光强度; $I_r(k)$ 为从参考臂反射的光的强度; $\beta_1(k)$ 、 $\beta_2(k)$ 为光纤中两个偏振态的传播常数; $l$ 是保偏光纤的长度; $z_n$ 是样品中第  $n$  层的深度。

频域 OCT 需要较大的光谱带宽,这使得 OCT 系统对于色散更加敏感,因此必须使用相同长度的相同光学材料来匹配干涉仪样品和参考臂中的色散,以防图像分辨率下降。光波通过的干涉仪中样品臂和参考臂的材料或长度不匹配将导致色散,此色散会产生与波数  $k$  有关的相移。样品本身也会引起色散,产生一个与轴向距离  $z_n$  有关的相移。但是在大多数 OCT 系统中,成像的轴向范围很短。因此,在轴向图像范围内的色散变化通常可以忽略不计,并且色散主要由 PS-OCT 系统内部光纤引起。因此主要讨论光纤引起的色散进而引起的相位偏振,即(2)、(3)式中的  $\beta_1(k)l$  和  $\beta_2(k)l$ ,并且由于

两个偏振态传播常数不同,二者的色散也不同,无法同时去除两个偏振态的色散。

将波数  $\beta_1(k)$ 、 $\beta_2(k)$  分别在中心波数  $k_0$  处按泰勒级数进行展开:

$$\beta_1(k) = \beta_1(k_0) + \frac{d\beta_1}{dk}(k - k_0) + \frac{1}{2} \frac{d^2\beta_1}{dk^2}(k - k_0)^2 + \frac{1}{6} \frac{d^3\beta_1}{dk^3}(k - k_0)^3 + \dots, \quad (4)$$

$$\beta_2(k) = \beta_2(k_0) + \frac{d\beta_2}{dk}(k - k_0) + \frac{1}{2} \frac{d^2\beta_2}{dk^2}(k - k_0)^2 + \frac{1}{6} \frac{d^3\beta_2}{dk^3}(k - k_0)^3 + \dots, \quad (5)$$

式中:  $\beta_1(k_0)$ 、 $\beta_2(k_0)$  为两个偏振态的光在中心波数处的传播常数。最终的相位偏移为

$$\beta_1(k)l = \Phi_1(k) + a_{12}(2\pi c)^2(k - k_0)^2 + a_{13}(2\pi c)^3(k - k_0)^3 + \dots, \quad (6)$$

$$\beta_2(k)l = \Phi_2(k) + a_{22}(2\pi c)^2(k - k_0)^2 + a_{23}(2\pi c)^3(k - k_0)^3 + \dots, \quad (7)$$

式中:  $\Phi_1(k)$ 、 $\Phi_2(k)$  为两个偏振态的无色散相位;  $a_{12}$ 、 $a_{22}$  为两个偏振态的二阶色散系数;  $a_{13}$ 、 $a_{23}$  为两个偏振态的三阶色散系数。

根据上述分析,可以通过在波数  $k$  域干涉信号中减去上述相位来去除色散,理论上这种方式可以去除任意阶任意数值的色散,但是通常只对二阶以及三阶色散进行补偿就足够了。由于来自探测器的干涉信号强度值是实数,因此通过对干涉信号强度进行希尔伯特变换来生成复干涉信号的虚部<sup>[36]</sup>,组成复干涉信号,再对其相位补偿色散引起的相位变化进行补偿。色散补偿的关键在于如何确定两个色散系数。将不同数值范围的二阶与三阶色散系数分别代入(6)、(7)式中,进行遍历计算,以针对每一个色散数值求出一组关于干涉项的补偿相位,将计算所得的补偿相位以 e 指数的形式与还原的复干涉信号相乘,再对所得的结果进行快速傅里叶变换。色散系数的数值最优时功率达到最大值,以此来确定最优色散系数。

两个偏振态的色散不同主要体现在色散系数的不一致。因此,进行双态数值色散补偿时,通过图像分割分解出两个不同偏振态的信号,同时基于上述方法、不同的色散系数分别补偿不同偏振态的色散,具体的双态数值色散补偿流程如图 2 所示。

### 3 实验过程及结果

#### 3.1 双态数值色散补偿具体实验过程

所提 PS-OCT 系统使用 18.5 m 保偏光纤

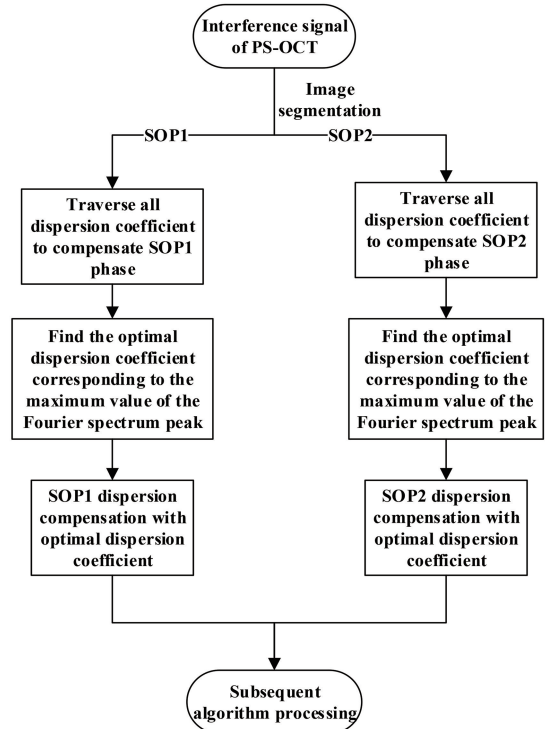


图 2 双态数值色散补偿方法流程图

Fig. 2 Flow chart of double-state numerical dispersion compensation method

(PMF)来实现深度复用,并在两个具有正交输入偏振态的光束之间的空气中产生 2.5 mm 的深度间隔。因此在干涉信号傅里叶变换的频域中,以 2.5 mm 间隔为阈值将信号图像分成两部分,分别是 SOP1 和 SOP2 的信号。由于保偏光纤具有比较大的双折射色散,因此两个偏振态的色散大小有所不同,必须使用两套色散系数进行双态数值色散补偿。

在本文实验中,由于 PS-OCT 系统成像的轴向范围很短,在轴向图像范围内的色散变化通常可以忽略不计,因此对于同一个偏振态的 A 线扫描,使用同一套色散系数进行色散补偿。由于光纤导管表面反射信号强度较高且稳定,针对每一个偏振态进行数值色散补偿时均选择光纤导管探针包裹层的外表面区域作为参考,在所选择的参考区域中依次遍历两个二阶和三阶色散系数的数值大小。在遍历过程中,寻找干涉信号经傅里叶变换后的频谱中峰值的最大值,这个最大值所对应的两个色散系数的数值大小就是所求的最优色散系数。随机取一个 A 线的数据,二阶、三阶色散系数的光纤导管表面反射信号强度遍历结果如图 3 所示,最终的色散系数  $(a_{12}, a_{13}, a_{22}, a_{23})$  确定为:对于 SOP1,  $a_{12} = -410 \times 10^{-29} \text{ s}^2$ ,  $a_{13} = 280 \times 10^{-43} \text{ s}^3$ ; 对于 SOP2,  $a_{22} = -700 \times 10^{-29} \text{ s}^2$ ,  $a_{23} = -150 \times 10^{-43} \text{ s}^3$ 。

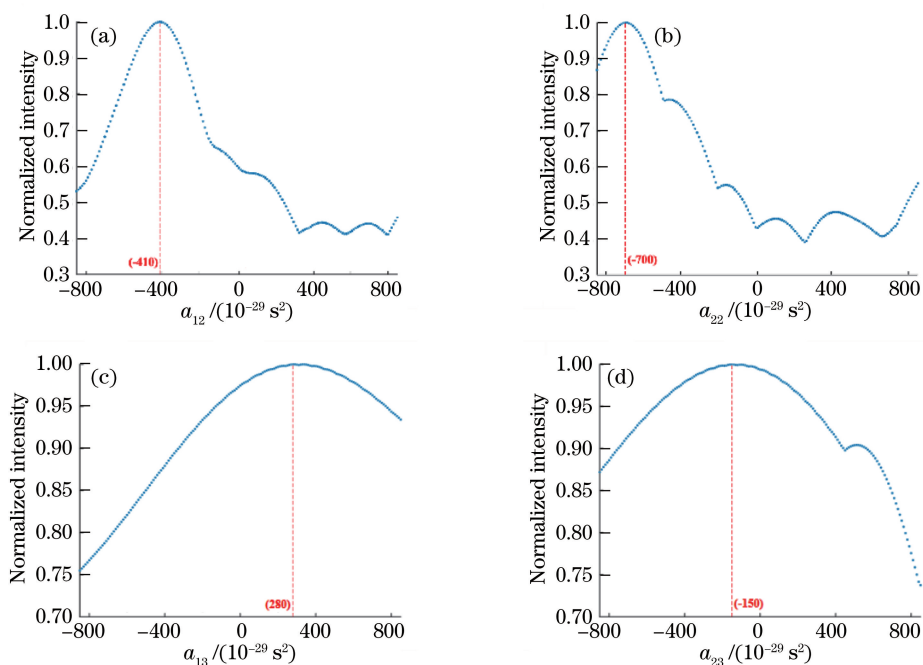


图 3 光纤导管表面反射信号强度在二阶、三阶色散系数下的遍历结果。(a) SOP1 二阶色散系数遍历结果；(b) SOP2 二阶色散系数遍历结果；(c) SOP1 三阶色散系数遍历结果；(d) SOP2 三阶色散系数遍历结果

Fig. 3 Traversal results of reflection signal intensity from fiber catheter surface under different second-order and third-order dispersion coefficients. (a) Traversal result under second-order dispersion coefficient of SOP1; (b) traversal result under second-order dispersion coefficient of SOP2; (c) traversal result under third-order dispersion coefficients of SOP1; (d) traversal result under third-order dispersion coefficient of SOP2

将上述确定的最优色散系数代入数值色散补偿方法,对所选择的 A 线数据进行数值色散补偿,处理前后的傅里叶频谱图如图 4 所示。

从图 4 中可以看出,进行双态数值色散补偿后,光功率的峰值变高了,峰值宽度变窄,说明 z 域的

能量更加集中了,色散补偿效果较好。而补偿前 z 域峰值位置处的一些旁瓣得到了很好的消除,这说明双态数值色散补偿很好地解决了图像脉冲展宽、图像模糊等问题。

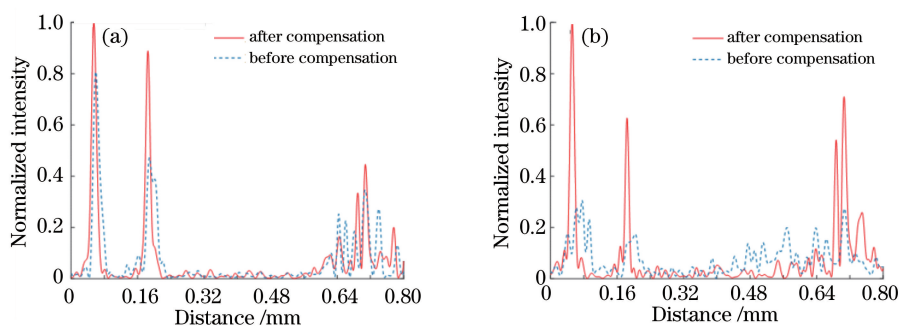


图 4 双态数值色散补偿前后 z 域频谱对比。(a) SOP1;(b) SOP2

Fig. 4 Comparison of z-domain spectra before and after two-state numerical dispersion compensation. (a) SOP1; (b) SOP2

### 3.2 双态数值色散补偿实验结果

虽然导管处光纤在高速旋转时会产生时变的双折射色散(PMD),使 H、V 通道上不同 A 线的色散有所不同,但是这个值相比保偏光纤引起的双折射色散来说通常很小,因此可以将一组色散系数应用

于整个图像中的所有 A 线。在导管旋转一周的 3000 个 A-line 中随机抽取 30 个 A-line。运用 3.1 节所述的方法求色散系数,对所得结果进行平均以获取最优解,并将其应用于整个图像。在实际处理数据的过程中,通过针对每个 A 线微调二、三阶色

散系数的数值大小,使图像更加完美。为整个图像进行双态数值色散补偿方法处理前后的手指 SOP1、SOP2 的强度图如图 5 所示,鸡小胸、指甲、

离体猪心肌、离体猪心脏血管的强度图像和组织双折射图像如图 6 所示。

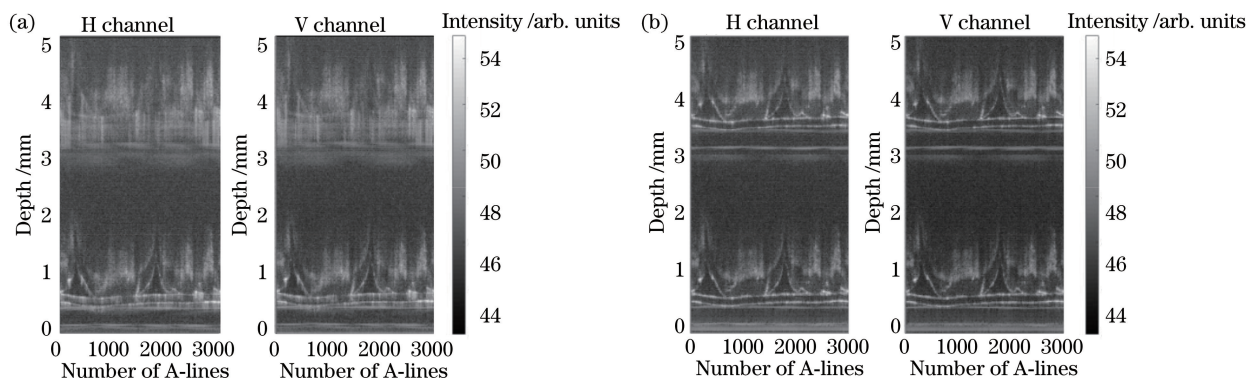


图 5 双态数值色散补偿前后组织成像结果对比图。(a)补偿前组织强度图;(b)补偿后组织强度图  
Fig. 5 Comparison of tissue imaging results before and after dual-state numerical dispersion compensation.

(a) Intensity of tissue before compensation; (b) intensity of tissue after compensation

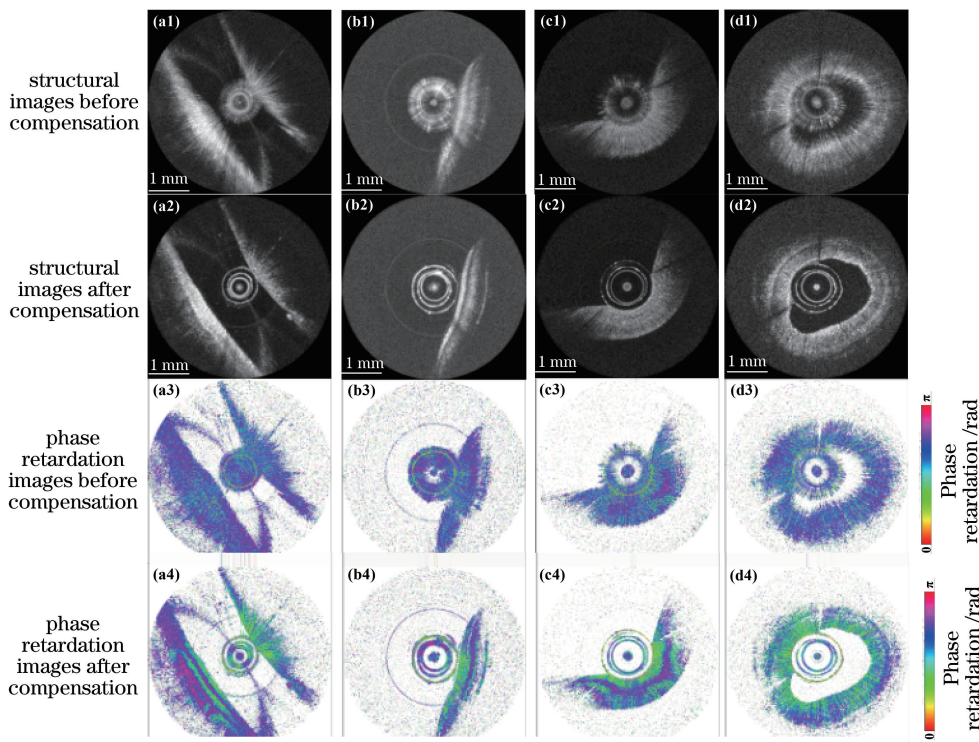


图 6 双态数值色散补偿前后组织成像对比图。(a1)~(a4)离体鸡胸肌的图像;(b1)~(b4)离体人类指甲的图像;  
(c1)~(c4)离体猪心肌的图像;(d1)~(d4)离体猪心脏血管的图像

Fig. 6 Comparison of tissue imaging before and after two-state numerical dispersion compensation. (a1)–(a4) Images of *ex vivo* chicken breast muscle; (b1)–(b4) images of *ex vivo* human nails; (c1)–(c4) images of *ex vivo* porcine cardiac muscle; (d1)–(d4) images of *ex vivo* porcine cardiac blood vessel

图 5 中比较了使用基于导管的 PS-OCT 系统并通过双态数值色散补偿方法处理前后的手指强度图像。图 5(a)是补偿前手指的强度图,图像上部分和下部分分别是 SOP2、SOP1 的强度图像,左图和右图依次为 H、V 通道的强度图像,每幅图像的横

坐标代表 A-line 编号,纵坐标代表深度,从下往上深度增加。将图 5(a)中上下部分的 SOP2、SOP1 的强度图像进行比较。可以看出,补偿前 SOP2 的图像非常模糊,难以辨认组织结构,这是由于 SOP2 的色散系数更大,在未进行双态数值色散补偿的情况

下时域相位非常不准确,使频域图像发生偏移,引起脉冲展宽现象,造成图像的模糊。而 SOP1 的强度图像尽管更加清晰了,但是组织的细节还是难以辨别。图 5(b)是补偿后手指强度图,将之与图 5(a)的图像进行了对比。可以看出,经双态数值色散补偿后,任何一个补偿后的图像比补偿前的图像都更加清晰了。尤其对于 SOP2 这个色散系数更大的通道,其产生的图像从一个模糊的图像变成了一个细节清晰的图像。即使在 SOP1 通道,图像质量也有了明显的提升,主要体现在导管外表面、手指边界等区域。因此,通过双态数值色散补偿可得到图像的具体细节,解决脉冲展宽、图像模糊等问题。

图 6 中比较了使用基于导管的 PS-OCT 系统、通过双态数值色散补偿方法处理前后的鸡胸肌、指甲、离体猪心肌、离体猪心脏血管的强度图像和相位图像。首先对双态数值色散补偿前后的强度图像进行比较。图 6(a1)、(b1)、(c1)、(d1)是色散补偿前的强度图像,图 6(a2)、(b2)、(c2)、(d2)是色散补偿后的强度图像。可以看出,在双态数值色散补偿前的强度图像[图 6(a1)、(b1)、(c1)、(d1)]中,由于没有进行色散补偿,频域图像发生偏移引起的脉冲展宽、图像模糊的现象非常明显。对比色散补偿后的图像[图 6(a2)、(b2)、(c2)、(d2)],补偿前的图像在导管区域明显体现出细节不足的问题,在不存在组织的区域,在补偿前色散引起能量扩散,使得相关组织成像强度低,这也是引起图像模糊的原因。最后,将双态数值色散补偿前后的累加相位图像进行比较。在这里,选择导管探针护套的外表面作为参考表面,因为该表面的信号稳定且每条 A 线的信噪比最高。利用前期提出的相似穆勒矩阵方法计算了样品双折射相位延迟图像<sup>[35]</sup>,并对比了补偿前和补偿后的结果。图 6(a3)、(b3)、(c3)、(d3)是色散补偿前的相位图像,图 6(a4)、(b4)、(c4)、(d4)是色散补偿后的相位图像。具有各向同性的蛋白质或生物大分子物质结构,比如胶原蛋白和肌动蛋白等<sup>[37]</sup>,在不同的方向上具有不同的折射率,从而能够使入射光波的偏振态发生一定的改变,并产生一定的可定量分析的双折射相位延迟。因此,含有这些蛋白物质的鸡肉、指甲、心肌等组织会使光的偏振特性发生变化,产生双折射现象。理论上来说,它们的累积往返相位延迟会从 0 周期性地更改为  $\pi$ ,条纹的颜色也会相应地发生周期变化,从而在圆周扫描图像中生成圆形周期性条纹。可以看出,在双态数值色散补偿前,条纹非常模糊,偏振对比度不高,这说明未

进行双态数值色散补偿时相位计算中的噪声加大。而在色散补偿后的图像中,每一幅图像都清晰地呈现了颜色相间的条纹,偏振对比度比补偿前更高。这说明双态数值色散补偿方法不仅使强度图更加清晰、组织结构变得层次分明,也解决了色散引起的脉冲展宽、图像模糊等问题,使偏振图像的条纹对比度有了显著的提高,从而有利于更好地分析组织双折射特性。

## 4 结 论

为了解决基于保偏光纤成像深度复用的双偏振态导管 PS-OCT 系统的色散补偿问题,提出了一种双态数值色散补偿方法,通过使用两套不同的色散系数来补偿两个不同偏振态的色散。该方法通过图像分割将两个偏振态分离,选择光纤导管的外表面区域作为参考,通过遍历色散系数使傅里叶频谱中峰值达到最大值,以选取最优色散系数。对比了双态数值色散补偿前、后组织的强度图与相位图,发现补偿后的图像更优。因此,所提出的双态数值色散补偿方法可以有效地补偿材料色散、双折射色散带来的强度图脉冲展宽、图像模糊以及相位图偏振对比度差等问题,保证了导管 PS-OCT 实现高质量的生物样品双折射相位延迟成像。导管处光纤在高速旋转时会产生时变的双折射色散,这可以通过对每幅图像每个 A 线的色散系数进行微调来补偿。在将来的研究中,需探索一种双态数值色散补偿自动校准方法,实现每一个 A 线的色散系数的自动微调,以获得更完美的图像。

## 参 考 文 献

- [1] Huang D, Swanson E, Lin C, et al. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [2] Fercher A F, Hitzinger C K, Kamp G, et al. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry [J]. *Optics Communications*, 1995, 117(1/2): 43-48.
- [3] Gao Y, Li Z L, Zhang J H, et al. Automatic measurement method for corneal thickness of optical coherence tomography images [J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(3): 0311003.  
高阳, 李中梁, 张建华, 等. 光学相干层析成像图像中角膜厚度的自动测量方法[J]. *光学学报*, 2019, 39(3): 0311003.
- [4] Hou F, Yang Z H, Gu W Q, et al. Intraoperative three-dimensional imaging of neck tissues based on

- optical coherence tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(1): 0117001.
- 侯方, 杨子晗, 谷文青, 等. 基于光学相干层析技术的术中颈部组织三维成像[J]. *光学学报*, 2019, 39(1): 0117001.
- [5] Shen R Q, Wang L, Xu M E, et al. Characterization of cell distribution based on optical coherence tomography scattering [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207039.
- 沈仁强, 王玲, 徐铭恩, 等. 基于光学相干层析成像散射量化表征细胞分布的研究[J]. *中国激光*, 2020, 47(2): 0207039.
- [6] Ha Usler G, Lindner M W. "Coherence radar" and "spectral radar": new tools for dermatological diagnosis[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 1998, 3(1): 21-31.
- [7] 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.
- [8] Nassif N A, Cense B, Park B H, et al. *In vivo* high-resolution video-rate spectral-domain optical coherence tomography of the human retina and optic nerve[J]. *Optics Express*, 2004, 12(3): 367-376.
- [9] Chinn S R, Swanson E A, Fujimoto J G. Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source[J]. *Optics Letters*, 1997, 22(5): 340-342.
- [10] Golubovic B, Bouma B E, Tearney G J, et al. Optical frequency-domain reflectometry using rapid wavelength tuning of a  $\text{Cr}^{4+}$ : Forsterite laser [J]. *Optics Letters*, 1997, 22(22): 1704-1706.
- [11] Yun S H, Tearney G J, de Boer J F, et al. High-speed optical frequency-domain imaging [J]. *Optics Express*, 2003, 11(22): 2953-2963.
- [12] Bouma B, Tearney G J, Boppart S A, et al. High-resolution optical coherence tomographic imaging using a mode-locked  $\text{Ti}:\text{Al}_2\text{O}_3$  laser source [J]. *Optics Letters*, 1995, 20(13): 1486-1488.
- [13] Drexler W, Morgner U, Kärtner F X, et al. *In vivo* ultrahigh-resolution optical coherence tomography [J]. *Optics Letters*, 1999, 24(17): 1221-1223.
- [14] Drexler W, Morgner U, Ghanta R K, et al. Ultrahigh-resolution ophthalmic optical coherence tomography[J]. *Nature Medicine*, 2001, 7(4): 502-507.
- [15] Tearney G J, Bouma B E, Fujimoto J G. High-speed phase- and group-delay scanning with a grating-based phase control delay line[J]. *Optics Letters*, 1997, 22(23): 1811-1813.
- [16] Iyer S, Coen S, Vanholsbeeck F. Dual-fiber stretcher as a tunable dispersion compensator for an all-fiber optical coherence tomography system [J]. *Optics Letters*, 2009, 34(19): 2903-2905.
- [17] Wojtkowski M, Srinivasan V J, Ko T H, et al. Ultrahigh-resolution, high-speed, Fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation[J]. *Optics Express*, 2004, 12(11): 2404-2422.
- [18] Tearney G J, Boppart S A, Bouma B E, et al. Scanning single-mode fiber optic catheter-endoscope for optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 1996, 21(7): 543-545.
- [19] Tearney G J, Brezinski M E, Boppart S A, et al. Images in cardiovascular medicine. Catheter-based optical imaging of a human coronary artery [J]. *Circulation*, 1996, 94(11): 3013.
- [20] Tearney G J. *In vivo* endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography[J]. *Science*, 1997, 276(5321): 2037-2039.
- [21] Fujimoto J G, Boppart S A, Tearney G J, et al. High resolution *in vivo* intra-arterial imaging with optical coherence tomography[J]. *Heart*, 1999, 82(2): 128-133.
- [22] Bouma B E, Tearney G J, Compton C C, et al. High-resolution imaging of the human esophagus and stomach *in vivo* using optical coherence tomography [J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2000, 51(4): 467-474.
- [23] Jang I K, Bouma B E, Kang D H, et al. Visualization of coronary atherosclerotic plaques in patients using optical coherence tomography: comparison with intravascular ultrasound[J]. *Journal of the American College of Cardiology*, 2002, 39(4): 604-609.
- [24] Villiger M, Karanasos A, Ren J, et al. First clinical pilot study with intravascular polarization sensitive optical coherence tomography [J]. *Proceedings of SPIE*, 2016, 9689: 96892O.
- [25] van der Sijde J N, Karanasos A, Villiger M, et al. First-in-man assessment of plaque rupture by polarization-sensitive optical frequency domain imaging *in vivo* [J]. *European Heart Journal*, 2016, 37(24): 1932.
- [26] Bouma B E, Villiger M, Otsuka K, et al. Intravascular optical coherence tomography [J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8(5): 2660-2686.
- [27] Villiger M, Otsuka K, Karanasos A, et al. Coronary plaque microstructure and composition modify optical polarization: a new endogenous contrast mechanism for optical frequency domain imaging [J]. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 2018, 11(11): 1666-1676.



- [28] Villiger M, Otsuka K, Karanasos A, et al. Repeatability assessment of intravascular polarimetry in patients [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2018, 37(7): 1618-1625.
- [29] Otsuka K, Villiger M, Karanasos A, et al. Intravascular polarimetry characterizes plaque composition and instability in patients with coronary artery disease[J]. *Journal of the American College of Cardiology*, 2019, 73(9): 72.
- [30] Libby P. Mechanisms of acute coronary syndromes and their implications for therapy [J]. *The New England Journal of Medicine*, 2013, 368(21): 2004-2013.
- [31] de Boer J F, Hitzenberger C K, Yasuno Y. Polarization sensitive optical coherence tomography: a review[J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8(3): 1838-1873.
- [32] Oh W Y, Yun S H, Vakoc B J, et al. High-speed polarization sensitive optical frequency domain imaging with frequency multiplexing [J]. *Optics Express*, 2008, 16(2): 1096-1103.
- [33] Guo S G, Zhang J, Jung W, et al. Depth-resolved birefringence and differential optical axis orientation measurements using fiber-based polarization-sensitive optical coherence tomography [J]. *Proceedings of SPIE*, 2004, 5316: 285-290.
- [34] Baumann B, Choi W, Potsaid B, et al. Swept source/Fourier domain polarization sensitive optical coherence tomography with a passive polarization delay unit[J]. *Optics Express*, 2012, 20(9): 10229-10241.
- [35] Tao K Y, Sun K L, Ding Z Y, et al. Catheter-based polarization sensitive optical coherence tomography using similar mueller matrix method [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2020, 67(1): 60-68.
- [36] Naganuma K, Mogi K, Yamada H. Group-delay measurement using the Fourier transform of an interferometric cross correlation generated by white light[J]. *Optics Letters*, 1990, 15(7): 393-395.
- [37] Villiger M, Karanasos A, Ren J, et al. Intravascular polarization sensitive optical coherence tomography in human patients[C]//2016 Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO), June 5-10, 2016, San Jose, CA, USA. New York: IEEE Press, 2016: 1-2.