

# 一种基于固定光程差干涉信号的光学相干层析成像光谱标定方法

王瑄<sup>1,2</sup>, 李中梁<sup>1,2</sup>, 南楠<sup>1</sup>, 步扬<sup>1,2</sup>, 曾爱军<sup>1,2</sup>, 陈艳<sup>1,2</sup>, 潘柳华<sup>1,2</sup>, 卢宇<sup>1,2</sup>, 王向朝<sup>1,2\*</sup>

<sup>1</sup>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;

<sup>2</sup>中国科学院大学, 北京 100049

**摘要** 提出了一种基于固定光程差干涉信号的光谱标定方法。在频域光学相干层析成像(OCT)系统中引入一个光程差为固定值的干涉信号,则每次采集的信号同时包含该固定光程差的干涉信号和样品的干涉信号,通过滤波的方式将该固定光程差的信号分离出来,再利用其相位实现对系统样品干涉信号的光谱标定。理论分析了该方法的可行性。在 100 kHz 扫频光源 OCT 系统中,用反射镜作为样品在不同深度位置进行了光谱标定实验,获得了不同深度位置的点扩展函数和轴向分辨率,与利用光源 clock 触发采集的波数等间隔干涉信号处理结果对比,该方法具有更好的有效性。

**关键词** 医用光学; 频域光学相干层析成像; 固定光程差; 光谱标定; 轴向分辨率

中图分类号 TN247

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201845.0607005

## A Spectral Calibration Method in Optical Coherence Tomography Based on Interference Signal with Fixed Optical Path Difference

Wang Xuan<sup>1,2</sup>, Li Zhongliang<sup>1,2</sup>, Nan Nan<sup>1</sup>, Bu Yang<sup>1,2</sup>, Zeng Aijun<sup>1,2</sup>,  
Chen Yan<sup>1,2</sup>, Pan Liuhua<sup>1,2</sup>, Lu Yu<sup>1,2</sup>, Wang Xiangzhao<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Laboratory of Information Optics and Opto-Electronic Technology, Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China;

<sup>2</sup>University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

**Abstract** A spectral calibration method for optical coherence tomography (OCT) is proposed. The method is implemented by introducing an interference signal with a fixed optical path difference (OPD) in the Fourier domain OCT system. The sample interference signal and the fixed OPD signal are acquired simultaneously. Then the fixed OPD signal is obtained from the mixed signals through a filter step, and its phases are calculated to calibrate the interference signal of the sample in the system. We theoretically analyze the feasibility of the proposed method. In a 100 kHz swept source OCT system, the spectral calibration experiments with a mirror as the sample are performed at different depth positions. The point spread functions and the axial resolutions are obtained. Compared with the results using the light source clock, the proposed method has a better effectiveness.

**Key words** medical optics; frequency domain optical coherence tomography; fixed optical path difference; spectral calibration; axial resolution

**OCIS codes** 170.0110; 170.3880

收稿日期: 2018-01-09; 收到修改稿日期: 2018-01-17

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(KFJJ2016-04)

作者简介: 王瑄(1989—),男,博士研究生,主要从事光学成像技术方面的研究。E-mail: dwwangxuan@163.com

导师简介: 曾爱军(1975—),男,研究员,博士生导师,主要从事偏振光技术与光电检测技术等方面的研究。

E-mail: aijunzeng@siom.ac.cn

\* 通信联系人。E-mail: wxz26267@siom.ac.cn

# 1 引 言

光学相干层析成像(OCT)是一种通过测量样品背向散射光或反射光获得样品横切面图像和三维图像的生物医学成像技术,具有非侵入、高分辨率和可在体成像等优点<sup>[1-3]</sup>。1991年,Huang等<sup>[4]</sup>提出了OCT的概念,并对视网膜和冠状动脉进行了离体成像。目前OCT技术已被广泛应用于眼科、皮肤科、心血管等领域的临床诊断和研究<sup>[5-9]</sup>。

OCT是一种类似超声的生物医学成像技术,可分为时域OCT(TDOCT)和频域OCT(FDOCT),FDOCT又可分为基于光谱仪的FDOCT(SDOCT)<sup>[10]</sup>和基于扫频光源的FDOCT(又称扫频光学相干层析成像)(SSOCT)<sup>[11]</sup>。在FDOCT中,样品深度和光源波数是一对傅里叶变换(FFT)对,只有当干涉信号是波数等间隔分布时,经FFT后才能获得最优的轴向分辨率和样品层析结构图像。非波数等间隔的干涉信号直接进行FFT会产生一个展宽因子,导致轴向分辨率下降,从而降低图像质量<sup>[12]</sup>。非波数等间隔的干涉信号通过处理变为波数等间隔的过程称为光谱标定,也称波数校准<sup>[13]</sup>。

为了实现光谱标定,研究人员提出了多种方法,主要分为硬件和软件两种方式。前者包括采用窄带固定波长滤波器(如光纤布拉格光栅)<sup>[14]</sup>、光纤法布里-珀罗干涉仪(FFPI)<sup>[15]</sup>和马赫-曾德尔干涉仪(MZI)<sup>[16-17]</sup>等,这种方式需要在系统中增加额外的硬件,增加了系统的成本和复杂性;后者主要是通过数据处理实现。Wu等<sup>[18]</sup>提出了基于非均匀离散FFT的方法,该方法数据处理量大、耗时长。Yasuno等<sup>[19]</sup>提出了基于反射镜干涉信号的预先标定方法,这种方法需要已知光源波长随时间的变化关系,同时认为光源至少在数月内保持稳定,且不能实时标定采集的样品干涉信号。为了实时标定干涉信号,在该预先标定方法的基础上,Wu等<sup>[20]</sup>提出了同时采集光源的MZI产生的干涉信号和系统的样品干涉信号,并利用前者标定后者实现光谱标定。该方法采集的数据量增加了1倍,而且MZI干涉信号的幅度对数据采集卡的电压范围也有一定的要求。

本文提出了一种基于固定光程差(OPD)干涉信号的光谱标定方法。在FDOCT系统中引入一个固定OPD的干涉信号,利用数据处理将该信号与样品干涉信号分离,再利用该信号的相位实现对样品干涉信号的光谱标定。在100 kHz扫频光源的SSOCT系统中,用反射镜片作为样品进行了光谱标

定实验,获得了不同深度位置的A-line图像和随深度变化的分辨率曲线,通过与利用光源clock采集波数等间隔干涉信号的处理结果对比,验证了该方法的有效性。

# 2 理论分析

以固定采样速率采集一个OPD为固定值 $d$ 的干涉信号,该干涉信号为时间等间隔分布,可以表示为

$$I(t_i) = R \cdot S(t_i) \cdot \cos[k(t_i) \cdot d], \quad i = 1, 2, \dots, N, \quad (1)$$

式中 $R$ 为一个与参考臂和样品臂功率相关的常数, $S(t_i)$ 为扫频光源的光谱密度函数, $t_i$ 为采样的时间点, $N$ 为采样点数, $k(t_i)$ 为与 $t_i$ 时刻对应的波数,随时间等间隔分布。通过FFT、滤波、逆FFT(IFFT)获得该干涉信号的相位 $\Phi(t_i)$ ,可以表示为

$$\Phi(t_i) = k(t_i)d, \quad i = 1, 2, \dots, N. \quad (2)$$

从(2)式可以看出,当OPD的 $d$ 为固定值时,相位 $\Phi(t_i)$ 与波数 $k(t_i)$ 呈线性关系。因此可以通过相位等间隔点位置求出波数等间隔采样点位置。利用相位 $\Phi(t_i)$ 的最大值 $\Phi(t_N)$ 和最小值 $\Phi(t_1)$ 将其间隔等分,获得 $M$ 个等间隔的相位点 $\Phi(k_j)$ , $j = 1, 2, \dots, M$ ,相应的等间隔波数采样点可以表示为

$$k_j = (j - 1) \frac{\Phi(t_N) - \Phi(t_1)}{(M - 1) \cdot d} + k(t_1) = (j - 1) \frac{k(t_N) - k(t_1)}{M - 1} + k(t_1), \quad j = 1, 2, \dots, M. \quad (3)$$

利用(3)式获得波数等间隔的采样点 $k_j$ ,对时间等间隔的样品干涉信号进行插值获得与波数 $k_j$ 对应的样品干涉信号,实现光谱标定。一般 $M$ 取值与 $N$ 相同或小于 $N$ 。这是因为当 $M$ 大于 $N$ 时,插值误差增大,点扩展函数的旁瓣也随之增大。因此实验中, $M$ 值一般等于或小于 $N$ 。实验过程中,由于 $k(t_i)$ 与 $\Phi(t_i)$ 、 $k_j$ 与 $\Phi(k_j)$ 均呈线性关系,为了处理方便,直接使用相位 $\Phi(t_i)$ 和 $\Phi(k_j)$ 代替 $k(t_i)$ 和 $k_j$ 进行插值。

在FDOCT系统中,引入一个固定OPD的干涉信号后,采集的干涉信号不仅包含样品的干涉信号,还包含固定OPD的干涉信号。这两个干涉信号同时采集,因此两个信号在各个时刻的波数是相同的,可以用该固定OPD的干涉信号的光谱标定样品的干涉信号。

引入OPD为固定值的干涉信号是利用上述方

法进行光谱标定的前提条件。该固定干涉信号可以由两个间距很小的光纤端面或透镜表面产生,也可以通过在参考臂中放置一个前后表面可以发生干涉的玻璃片获得。

此外,利用(3)式获得波数等间隔的采样点之前,还需要将同时采集的固定干涉信号和样品的干涉信号分离。对采集的干涉光谱信号进行FFT,然后采用滤波的方式将特定OPD的信号分离出来,再进行IFFT获得这两个信号。通过选择适当的OPD,使固定干涉信号尽量位于接近零OPD位置,避免与样品干涉信号的位置重叠。

图1是基于固定OPD干涉信号的光谱标定流程图。采集的干涉信号 $I(t_i)$ 同时包含该固定OPD干涉信号 $I(t_i, d)$ 和样品的干涉信号 $I_s(t_i)$ 。通过滤波方法可以将该固定OPD干涉信号 $I(t_i, d)$ 和样品的干涉信号 $I_s(t_i)$ 分离。对该固定OPD干涉信号进行FFT、滤波和IFFT获得其相位 $\Phi(t_i)$ ,然后找到最大值和最小值并等分,获得新的波数等间隔的相位 $\Phi(k_j)$ ( $j=1, 2, \dots, M$ )。利用 $\Phi(t_i)$ 、 $I_s(t_i)$ 和 $\Phi(k_j)$ ,插值获得 $\Phi(k_j)$ 对应的样品干涉信号 $I(k_j)$ 。最后,通过进行FFT和图像重建等数据处理,获得样品的层析结构图像。

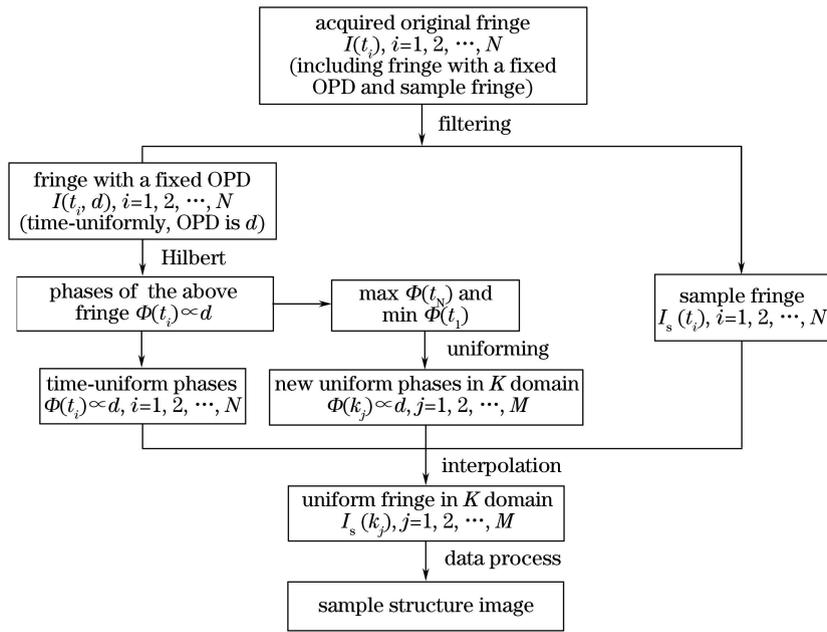


图1 基于固定OPD干涉信号的光谱标定流程图

Fig. 1 Flow chart of spectral calibration based on the interference signal with a fixed OPD

### 3 实验与结果

利用SSOCT进行实验验证,图2为SSOCT实验系统的示意图。扫频光源的扫频速率为100 kHz,中心波长为1050 nm,带宽为100 nm,占空比为48.6%。扫频光源的光经第一个耦合器后分为两路,其中20%的光进入样品臂,80%的光进入参考臂。进入样品臂的光依次经准直器、二维扫描振镜和扫描透镜后聚焦到样品,二维扫描振镜通过振镜控制板卡(NI)实现对样品的扫描。进入参考臂的光依次经过准直器、可变光阑、4f透镜系统、准直器后输出,光路中加入可变光阑是为了调节参考臂的能量。样品散射或反射的光与参考臂的光在50%:50%耦合器中发生干涉并分成两路进入平衡探测器的两个端口。高速数据采集卡(DAQ)对平

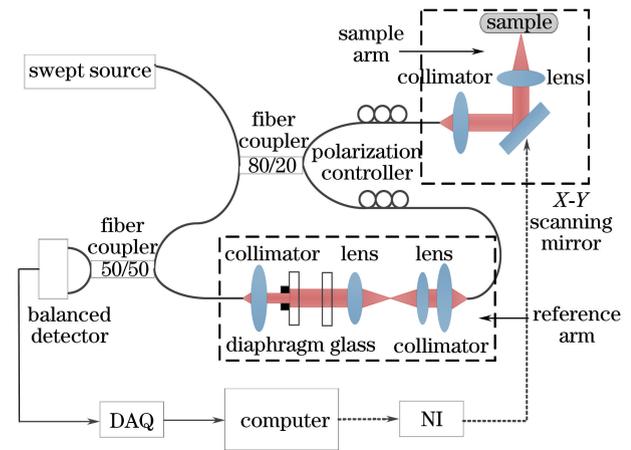


图2 SSOCT系统示意图

Fig. 2 Schematic of SSOCT system

衡探测器输出的干涉信号进行采集并传输到计算机中,经光谱标定、FFT和图像重建等数据处理后获

得样品的层析结构图像。

### 3.1 数值模拟

根据第 2 节的分析, 以上述 SSOCT 系统的相关参数为基础, 对提出的光谱标定方法进行了数值模拟。假设在波长扫描范围内波长随时间均匀分布。模拟的参数分别为: 扫频光源范围为 998.3~1092.5 nm, 半高全宽(FWHM)为 66 nm, 中心波长为 1050 nm, 系统的理论轴向分辨率为 7.37  $\mu\text{m}$ ; 波数等间隔的采样点数为 1280, 成像深度为 3.72 mm; 用于标定的固定 OPD 干涉信号的 OPD 为 0.2 mm; 样品为一个反射镜, 样品与参考臂的 OPD 分别为 0.5, 1.0, 2.0, 3.0 mm; 在模拟的单层干涉信号中引入 50 dB 的高斯噪声。利用第 2 节所述的数据处理流程对模拟的干涉信号进行处理, 获得固定干涉信号相位及等间隔插值点。然后再对样品干涉信号进

行插值及后续处理, 得到样品的层析结构图像, 结果如图 3 所示。图 3(a)~(d) 分别显示了 0.5, 1.0, 2.0, 3.0 mm 这 4 个不同深度样品的 A-line 信号, 虚线为光谱标定前的结果, 实线为光谱标定后的结果。从图 3 可以看出, 光谱标定后 A-line 信号的幅值提高, FWHM 变小, 轴向分辨率得到了有效提高。应用本文方法, 在 0.5, 1.0, 2.0, 3.0 mm 处的轴向分辨率分别为 7.96, 8.18, 8.34, 8.62  $\mu\text{m}$ 。可以看出, 应用本文方法后的分辨率明显提高, 而且与理论分辨率相差不大。4 个不同位置的 A-line 信号和分辨率表明, 提出的光谱标定方法不受样品深度位置的影响, 光谱标定后均能有效提高系统的轴向分辨率。随着成像深度的增加, 分辨率偏差增大, 层析信号的边带也逐渐提高, 这是因为标定后的波数范围与真实的波数范围存在微小偏差。

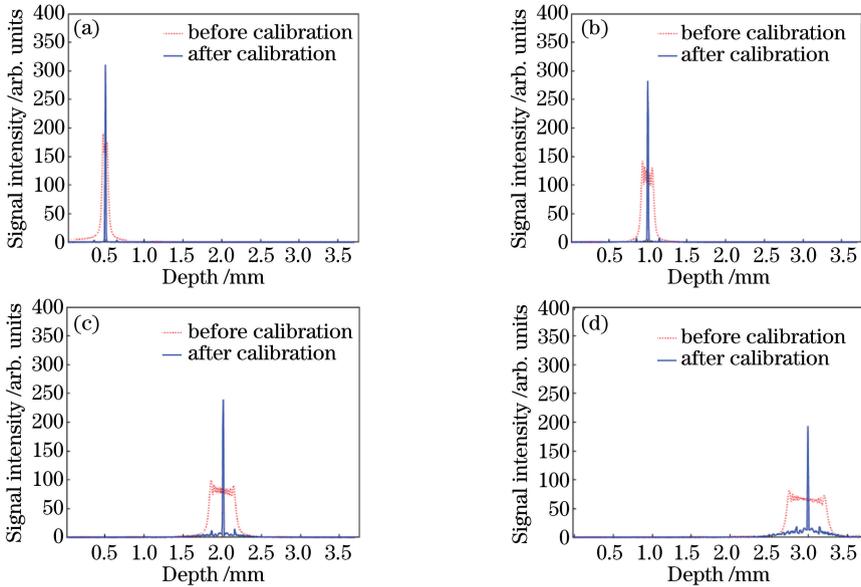


图 3 不同 OPD 条件下标定前和标定后的 A-line 信号。

(a) OPD 为 0.5 mm; (b) OPD 为 1.0 mm; (c) OPD 为 2.0 mm; (d) OPD 为 3.0 mm

Fig. 3 A-line signals for different OPD values before and after calibration.

(a) OPD is 0.5 mm; (b) OPD is 1.0 mm; (c) OPD is 2.0 mm; (d) OPD is 3.0 mm

### 3.2 实验结果

实验中, 用平面镜作为样品, 并将其置于不同的轴向位置。利用本文方法进行系统光谱标定时, 在参考臂中放入一个透明薄片, 该透明薄片前后表面反射光产生的干涉信号位于零 OPD 位置附近; 在自由采样模式下采集数据, 获得时间等间隔的干涉信号, 并按照图 1 中的流程进行光谱标定等数据处理, 获得样品的层析信号。再利用光源 clock 作为触发信号直接采集波数等间隔的干涉信号, 经 FFT 等处理后得到样品的层析信号。对比两种工作模式

下的系统轴向分辨率, 验证本文方法的有效性。

光源 clock 触发模式下, 采样点数为 1280。自由采样模式下, 数据采集卡的采样速率为 500  $\text{MS} \cdot \text{s}^{-1}$ , 在每个光源扫频周期内的采样点数为 2432。为了方便对比, 数据处理时(3)式中  $M$  值也取 1280。两种模式采集的干涉信号经数据处理后获得的 A-line 结果如图 4 所示。图 4(a)~(d) 分别显示了 0.5, 1.0, 2.0, 3.0 mm 4 个不同位置样品的 A-line 信号, 虚线为利用光源 clock 计算的结果, 实线为本文方法标定后的结果。从图 4 可以看出, 所

提方法计算的 A-line 信号的旁瓣更小,这是由于光源 clock 决定的等间隔的波数采样点存在误差,而

利用本文方法获得的波数等间隔点的位置更加准确。

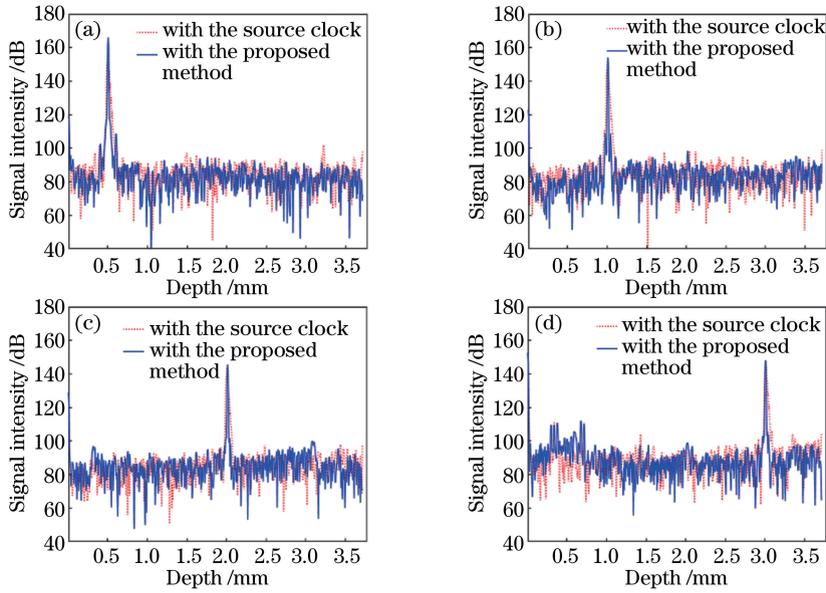


图 4 光源 clock 方法和本文方法在不同 OPD 条件下得到的 A-line 信号标定结果。

(a) OPD 为 0.5 mm; (b) OPD 为 1.0 mm; (c) OPD 为 2.0 mm; (d) OPD 为 3.0 mm

Fig. 4 A-line calibration results with the source clock and the proposed method for different OPD values.

(a) OPD is 0.5 mm; (b) OPD is 1.0 mm; (c) OPD is 2.0 mm; (d) OPD is 3.0 mm

为了进一步验证本文方法的有效性,比较了应用本文方法进行光谱标定和利用光源 clock 触发直接采集波数等间隔干涉信号处理后的轴向分辨率,测量了不同轴向位置点扩展函数的 FWHM,结果如图 5 所示。从图 5 可以看出,本文方法获得的轴向分辨率与利用光源 clock 获得的轴向分辨率基本相同。随着成像深度的增加,两种方法获得的分辨率均会降低。不同轴向位置的 A-line 图像和随深度变化的分辨率曲线说明,利用所提方法可以有效实现对 SSOCT 系统的光谱标定。

定方法。在 FDOCT 系统中引入固定 OPD 的干涉信号,同时获得该固定 OPD 干涉信号和样品干涉信号,利用前者实现对样品干涉信号的光谱标定。实验过程中,在 SSOCT 系统中用透明薄片作为固定 OPD 干涉信号的来源,并以反射镜作为样品进行光谱标定实验,获得了不同深度位置的 A-line 图像和随深度变化的轴向分辨率曲线;对比了应用本文方法进行光谱标定与光源 clock 触发采集波数等间隔干涉信号的结果,两种方法获得的轴向分辨率基本相同,验证了本文方法的有效性。该方法操作简单,易于实现,可用于 FDOCT 系统的实时标定。

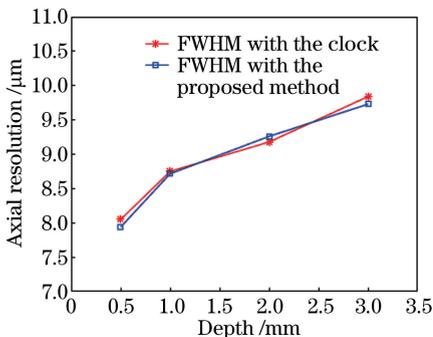


图 5 不同方法的轴向分辨率的比较

Fig. 5 Comparison of axial resolution with different methods

## 4 结 论

提出了一种基于固定 OPD 干涉信号的光谱标

## 参 考 文 献

[1] 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.

[2] Pan L H, Li Z L, Wang X Z, *et al.* Depth-dependent dispersion compensation for optical coherence tomography [J]. Acta Optica Sinica, 2017, 37(5): 0511002.  
潘柳华, 李中梁, 王向朝, 等. 光学相干层析成像随

- 深度变化的色散补偿方法[J]. 光学学报, 2017, 37(5): 0511002.
- [3] Chen Y, Li Z, Nan N, *et al.* Automatic spectral calibration for polarization-sensitive optical coherence tomography[J]. Optics Express, 2017, 25(20): 23605-23618.
- [4] Huang D, Swanson E, Lin C, *et al.* Optical coherence tomography [J]. Science, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [5] 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.
- [6] Park B H, Cense B, Bouma B E, *et al.* In vivo human retinal imaging by ultrahigh-speed spectral domain optical coherence tomography [J]. Optics Letters, 2004, 29(5): 480-482.
- [7] Nan N, Bu P, Guo X, *et al.* optical coherence tomography system for *in vivo* imaging of human skin [J]. Chinese Journal of 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.
- [8] Wang H, Gardecki J A, Ughi G J, *et al.* Ex vivo catheter-based imaging of coronary atherosclerosis using multimodality OCT and NIRAF excited at 633 nm[J]. Biomedical Optics Express, 2015, 6(4): 1363-1375.
- [9] Lu Y, Li Z L, Wang X Z, *et al.* Development of 50 kHz intravascular swept source optical coherence tomographic system[J]. Chinese Journal of Lasers, 2017, 44(2): 0207001.  
卢宇, 李中梁, 王向朝, 等. 50 kHz 血管内扫频光学相干层析成像系统[J]. 中国激光, 2017, 44(2): 0207001.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] Yun S, Tearney G, De B J, *et al.* High-speed optical frequency-domain imaging [J]. Optics Express, 2003, 11(22): 2953-2963.
- [13] 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.
- [14] Vakoc B, Yun S, de Boer J F, *et al.* Phase-resolved optical frequency domain imaging [J]. Optics Express, 2005, 13(14): 5483-5493.
- [15] Choma M A, Hsu K, Izatt J A. Swept source optical coherence tomography using an all-fiber 1300-nm ring laser source[J]. Journal of Biomedical Optics, 2005, 10(4): 044009.
- [16] Huber R, Wojtkowski M, Fujimoto J G, *et al.* Three-dimensional and C-mode OCT imaging with a compact, frequency swept laser source at 1300 nm [J]. Optics Express, 2005, 13(26): 10523-10538.
- [17] Xi J, Huo L, Li J, *et al.* Generic real-time uniform K-space sampling method for high-speed swept-source optical coherence tomography [J]. Optics Express, 2010, 18(9): 9511-9517.
- [18] Wu T, Ding Z H, Wang K, *et al.* Swept source optical coherence tomography based on non-uniform discrete Fourier transform [J]. Chinese Optics Letters, 2009, 7(10): 941-944.
- [19] Yasuno Y, Madjarova V D, Makita S, *et al.* Three-dimensional and high-speed swept-source optical coherence tomography for *in vivo* investigation of human anterior eye segments [J]. Optics Express, 2005, 13(26): 10652-10664.
- [20] Wu T, Ding Z, Wang L, *et al.* Spectral phase based k-domain interpolation for uniform sampling in swept-source optical coherence tomography [J]. Optics Express, 2011, 19(19): 18430-18439.