

文章编号: 0253-2239(2007)08-1470-5

正弦相位调制的频域光学相干层析成像^{*}

步 鹏^{1,2} 王向朝^{1,2} 佐佐木修己³

{ 1 中国科学院上海光学精密机械研究所信息光学实验室, 上海 201800
2 中国科学院研究生院, 北京 100039
3 日本新潟大学工学院, 日本 新潟 950-2181 }

摘要: 提出一种基于正弦相位调制的频域光学相干层析成像, 利用正弦相位调制干涉术探测复频域干涉条纹的实部和虚部, 重建复频域干涉条纹。对该复频域干涉条纹作逆傅里叶变换后, 消除了频域光学相干层析成像中存在的复共轭镜像以及直流背景和自相干噪声。对玻璃片样品进行了层析成像实验。实验结果表明, 采用正弦相位调制的频域光学相干层析成像, 将可利用的成像深度范围扩大到原来的 2 倍, 实现了全深度探测的频域光学相干层析成像。

关键词: 医用光学与生物技术; 频域光学相干层析术; 正弦相位调制; 全深度探测

中图分类号: TN247 文献标识码: A

Fourier-Domain Optical Coherence Tomography Based on Sinusoidal Phase Modulation

Bu Peng^{1,2} Wang Xiangzhao^{1,2} Osami Sasaki³

{ 1 *Information Optics Laboratory, Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, the Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800*
2 *Graduate School of the Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039*
3 *Faculty of Engineering, Niigata University, Niigata-shi 950-2181, Japan* }

Abstract: A Fourier-domain optical coherence tomography based on sinusoidal phase modulation is presented. The complex Fourier domain interference fringe is reconstructed by detecting its real and imaginary components by sinusoidal phase modulating interferometry. After inverse Fourier transform of complex interference fringes, the complex conjugate mirror images, direct current background and self-coherent noise in the Fourier-domain optical coherence tomography are eliminated. The tomographic experiment on glass sample is carried out. The result indicates that the range of imaging depth is doubled, and the Fourier domain optical coherence tomography for full-depth detection is realized.

Key words: medical optics and biotechnology; Fourier-domain optical coherence tomography; sinusoidal phase modulation; full-depth probing

1 引 言

光学相干层析技术 (Optical coherence tomography, OCT) 得到了广泛研究^[1], 并被应用于人眼视网膜和冠状动脉壁的层析成像以及癌症的早期诊断, 成为了一种在生物成像和医学病理检测领

域有着重要应用前景的光学成像技术。

早先的光学相干层析成像系统^[2~5], 通常被称作时域光学相干层析成像系统 (Time domain OCT, TD-OCT)^[2~5], 由宽光谱光源和迈克耳孙干涉仪组成, 基于低相干光干涉原理, 通过沿光轴方向扫描干

^{*} 国家自然科学基金(60578051)、上海市科委国际合作计划项目(051107085)资助课题。

作者简介: 步 鹏(1979—), 男, 河北邯郸人, 博士研究生, 主要从事光学相干检测与层析成像技术等方面的研究。

E-mail: bupeng@siom.ac.cn

导师简介: 王向朝(1957—), 男, 辽宁凌源人, 研究员, 博士生导师, 主要从事信息光电子技术等方面的研究。

E-mail: wxz26267@siom.ac.cn

收稿日期: 2006-11-28; 收到修改稿日期: 2006-12-25

涉仪两臂之间的光程差即深度扫描,来探测生物样品内不同深度处的背向散射光,获得层析图。最近发展起来的频域光学相干层析成像系统(Fourier domain OCT, FD-OCT)^[6~8],通过对频域干涉条纹的逆傅里叶变换获得被测物体的层析图,相对时域光学相干层析成像系统,具有无需深度方向扫描、成像速度快和灵敏度高的优点,更适合生物组织的实时成像。但是,频域光学相干层析成像获得的层析图中包含着若干寄生像。这些寄生像分别是直流背景,自相干噪声和复共轲镜像。其中复共轲镜像使频域光学相干层析成像无法区分正负光程差,测量时被测物体只能置于零光程差位置的一侧,导致可利用的成像深度范围减少一半。

为了消除频域光学相干层析成像中存在的复共轲镜像等寄生像,增大层析成像的深度探测范围,A. F. Fercher等^[9,10]将移相干涉术(Phase shifting interferometry)用于频域光学相干层析成像,通过求解频域干涉条纹的相位重建复频域干涉条纹,消除了复共轲镜像等寄生像,实现了全深度探测。由于频域光学相干层析成像系统采用宽光谱光源,通过改变参考臂光程引入的相移量不是一个固定量,而是一个依赖波长的变量,这会导致色移相误差(Chromatic phase shift error),影响了复共轲镜像的消除效果。本文提出一种基于正弦相位调制的频域光学相干层析成像,利用正弦相位调制干涉术重建复频域干涉条纹,消除复共轲镜像,扩大频域光学相干层析成像深度范围为原来的2倍,实现全深度探测。该方法与前述移相法相比,不存在对波长依赖的移相误差,允许采用更宽谱宽的光源来提高层析成像的深度分辨率。计算机模拟和实验证明该方法可以有效消除复共轲镜像等寄生像,实现全深度探测的频域光学相干层析成像。

2 原 理

2.1 频域光学相干层析成像

频域光学相干层析成像系统主要由宽光谱光源、迈克尔逊干涉仪和光谱仪三部分组成。宽光谱光源发出的低相干光被分束棱镜分成两束,一束光作为参考光入射到参考镜表面。另外一束光作为探测光入射到被测样品内部,从参考镜表面反射回来的参考光与从被测样品内部不同深度处反射回来的探测光发生干涉。干涉信号被光谱仪记录,得到频域干涉条纹。沿探测器(CCD)的行方向可表示为^[7]

$$G(k) = G_{rr}(k) + \sum_n G_m(k) + 2\text{Re}\left\{\sum_{n \neq m} G_{nm}(k) \exp[-j4\pi k(z_n - z_m)]\right\} + 2\text{Re}\left\{\sum_n G_{nr}(k) \exp[-j4\pi k(z_n - z_r)]\right\}, \quad (1)$$

其中 G 为交叉谱密度函数(Cross-spectral density function), Re 表示取复数的实部, z_n 为被测样品内第 n 层反射界面的光程, z_r 为参考光反射镜位置的光程, k 为波数。(1)式等号右方前两项分别为参考镜的反射光强和样品内不同深度处反射光强的叠加项,第三项为样品内不同深度处反射光两两相干生成的自相干叠加项,第四项为参考镜反射光分别与样品内不同深度处反射光相干生成的互相干叠加项。

对(1)式作逆傅里叶变换,得

$$I(z) = \mathcal{F}_k^{-1}\{G(k)\} = \Gamma_{rr}(z) + \sum_n \Gamma_m(z) + \sum_{n \neq m} \Gamma_{nm}[z + (z_n - z_m)] + \sum_{n \neq m} \Gamma_{nm}[z - (z_n - z_m)] + \sum_n \Gamma_{nr}[z + (z_n - z_r)] + \sum_n \Gamma_{nr}[z - (z_n - z_r)] = I_0 + I_1 + I_2 + \sum_n \Gamma_{nr}[z - (z_n - z_r)], \quad (2)$$

其中 \mathcal{F}_k^{-1} 表示沿 k 轴作逆傅里叶变换运算, Γ 为一阶互相关函数(与 G 构成傅里叶变换对),

$$I_0 = \Gamma_{rr}(z) + \sum_n \Gamma_m(z)$$

为直流背景,

$$I_1 = \sum_{n \neq m} \Gamma_{nm}[z + (z_n - z_m)] + \sum_{n \neq m} \Gamma_{nm}[z - (z_n - z_m)]$$

为自相干噪声及其复共轲镜像,

$$I_2 = \sum_n \Gamma_{nr}[z + (z_n - z_r)]$$

为样品真实结构的复共轲镜像, $\sum_n \Gamma_{nr}[z - (z_n - z_r)]$

为真实反映被测样品内部结构信息的层析图。

由以上分析看出,频域光学相干层析成像除了获得反映被测样品真实结构信息的层析图以外,还生成了与其关于零光程差位置($z_n = z_r$)对称分布的复共轲镜像。当零光程差位置位于被测样品内部时,样品的真实层析图与其复共轲镜像相互重叠而无法识别,为了避免这种情况,被测样品必须放置于零光程差位置的一侧($z_n > z_r$ 或 $z_n < z_r$),这导致可利用的成像深度范围减半,同时直流分量和自相干噪声的存在也降低了成像的信噪比。

2.2 基于正弦相位调制的频域光学相干层析成像

为了消除复共轭镜像等寄生像,将正弦相位调制干涉术^[11]用于频域光学相干层析成像。通过压

电陶瓷(PZT)带动干涉仪中的参考镜作正弦振动,在频域干涉条纹中引入一个正弦相位调制项,此时光谱仪采集的频域干涉条纹可以表示如下:

$$G(k, t) = G_0 + 2 \sum_n G_w(k) \cos\{4\pi k[(z_n - z_r) + Z(t)]\}, \quad (3)$$

其中 $Z(t) = a \cos(2\pi f_c t + \theta)$, a 为正弦振动的幅度, θ 为初始相位, f_c 为正弦调制频率;

$$G_0 = G_r(k) + \sum_n G_m(k) + 2 \operatorname{Re} \left\{ \sum_{n \neq m} G_{mn}(k) \exp[-j4\pi k(z_n - z_m)] \right\},$$

不受参考镜振动的调制,为一个不随时间变化的直流分量。对(3)式沿时间轴作傅里叶变换,得

$$\begin{aligned} F(k, \omega) = \mathcal{F}_t \{G(k, t)\} = G_0 \sigma(\omega) + \\ 2 \sum_n G_w(k) \cos[4\pi k(z_n - z_r)] \times \left[\sum_{m=-\infty}^{\infty} (-1)^m A_{2m} \sigma(\omega - 2m\omega_c) \right] + \\ 2 \sum_n G_w(k) \sin[4\pi k(z_n - z_r)] \times \left\{ \sum_{m=-\infty}^{\infty} (-1)^m A_{2m-1} \sigma[\omega - (2m-1)\omega_c] \right\}, \end{aligned} \quad (4)$$

其中 \mathcal{F}_t 表示沿 t 轴作傅里叶变换运算, m 为整数, $A_m = J_m(d) \exp(jm\theta)$, J_m 是 m 阶贝塞尔函数, σ 是狄拉克函数, $d = 4\pi k a$, $\omega = 2\pi f$, $\omega_c = 2\pi f_c$ 。由(4)式,可推得

$$\begin{aligned} \sum_n G_w(k) \sin[4\pi k(z_n - z_r)] = -\operatorname{Re}\{F(k, \omega_c)\} / 2J_1(d) \cos \theta, \\ \sum_n G_w(k) \cos[4\pi k(z_n - z_r)] = -\operatorname{Re}\{F(k, 2\omega_c)\} / 2J_2(d) \cos(2\theta), \end{aligned} \quad (5)$$

其中 $F(k, \omega_c)$ 和 $F(k, 2\omega_c)$ 为 $G(k, t)$ 的傅里叶频谱的基波和倍频分量, d, θ 的值可以分别由 $|F(k, \omega_c)| / |F(k, 3\omega_c)|$ 的比值和 $F(k, \omega_c)$ 的幅角确定^[11], 其中 $|\cdot|$ 表示取复数的模, $F(k, 3\omega_c)$ 为 $G(k, t)$ 的傅里叶频谱的三倍频分量。由(5)式可重建复频域干涉条纹,其表达式如下:

$$\begin{aligned} \hat{G}(k) = \sum_n G_w(k) \cos[4\pi k(z_n - z_r)] - j \sum_n G_w(k) \sin[4\pi k(z_n - z_r)] = \\ \sum_n G_w(k) \exp\{-j[4\pi k(z_n - z_r)]\}, \end{aligned} \quad (6)$$

对(6)式作逆傅里叶变换后,并取其幅度信息得到被测物体的层析图

$$I(z) = \mathcal{F}_k^{-1} \{\hat{G}(k)\} = \sum_n \Gamma_w[z - (z_n - z_r)]. \quad (7)$$

对比(7)式和(2)式可知,通过对正弦相位调制的频域干涉条纹作傅里叶变换分析,滤出其基波和倍频分量计算得到复频域干涉条纹的实部和虚部,将实部和虚部组合得到复频域干涉条纹,并对其作逆傅里叶变换后,可以消除复共轭镜像及自相干噪声和直流背景,实现全深度探测的频域光学相干层析成像。

2.3 正弦相位调制参量的选择

利用正弦相位调制干涉术精确探测复频域干涉条纹的实部和虚部,是消除复共轭镜像,实现全深度探测的频域光学相干层析成像的关键。由(5)式可知,当正弦相位调制幅度 d 和初始相位 θ 的值已知时,复频域干涉条纹的实部和虚部可以分别由正弦相位调制干涉条纹的基波和倍频分量的幅值计算求出。在实际测量中,可以通过改变压电陶瓷正弦振

动的幅度和初始相位来调整 d 和 θ 的值的的大小,并通过探测正弦相位调制干涉条纹的基波和三倍频分量计算出 d 和 θ 的实际值。考虑到环境噪声的影响,实验中正弦相位调制幅度 d 和初始相位 θ 的测量值会存在误差,导致复频域干涉条纹的实部和虚部的计算误差,影响消除复共轭镜像的效果。理论上可以证明,当正弦相位调制幅度 d 和初始相位 θ 的取值分别为 2.63 和 0 或 π 时,由 d 和 θ 的误差导致的实部和虚部的计算误差最小^[12],因而此时成像效果最佳。随后的实验结果也验证了这一结论。当正弦相位调制参量 d 和 θ 的值调整到 2.63 和 0 或 π 附近时,复共轭镜像被很好的消除。通常,正弦相位调制频率 f_c 越大,则成像系统对低频噪声越不敏感。由于需要满足采样定律,目前正弦相位调制频率 f_c 受到电荷耦合器件(CCD)帧频 f_F 的限制。

3 模拟和实验

利用计算机模拟了一个具有三层反射界面的一维物体，三层界面与参考面的光程差分别设为 $z_1 - z_r = -200 \mu\text{m}$, $z_2 - z_r = 200 \mu\text{m}$, $z_3 - z_r = 1000 \mu\text{m}$ 。模拟的光源为一个高斯分布的宽带光源，中心波长 $\bar{\lambda} = 790 \text{ nm}$ ，带宽 $\Delta\lambda = 20 \text{ nm}$ 。图 1 显示了模拟计算得到的物体层析图，横坐标代表物体的深度，纵坐标代表物体内部反射回来光强的大小。图 1(a) 为传统频域光学相干层析成像的模拟结果，图中位于中央零光程差位置的峰值代表直流分量，其左右对称分布着代表物体三层反射界面的峰值 Z_1 、 Z_2 和 Z_3 以及它们的复共轭镜像 Z'_1 、 Z'_2 和 Z'_3 。可以看到 Z_1 和 Z_2 的镜像 Z'_2 重叠， Z_2 和 Z_1 的镜像 Z'_1 重叠。另外图中还分布着幅度较小的六个峰值，分别代着三层界面两两相干产生的自相干噪声及其镜像分量；图 1(b) 为基于正弦相位调制的频域光学相干层析成像的模拟结果。对比两图可知基于正弦相位调制的频域光学相干层析成像可以消除传统频域光学相干层析成像存在的直流分量、自相干噪声和复共轭镜像。

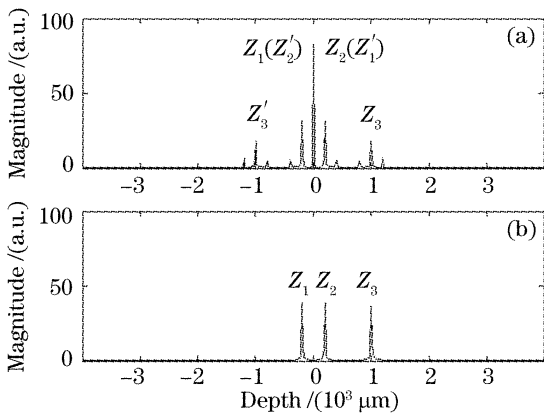


图 1 模拟计算的三层反射界面物体的层析图
Fig. 1 Simulation results of tomograms of object with three interfaces

建立了一套基于正弦相位调制的频域光学相干层析成像实验系统，如图 2 所示。利用该系统对一个具有两层反射面的玻璃片(厚度为 $160 \mu\text{m}$ ，折射率为 1.5)进行了层析成像。宽光谱光源为一个超辐射发光二极管(中心波长 $\bar{\lambda}$ 为 798 nm ，半峰全宽 $\Delta\lambda$ 为 19 nm ，功率为 5 mW)。光谱仪由一个衍射光栅(光栅密度 600 lp/mm)，一个会聚透镜(焦距 150 mm)和一个高速面阵 CCD(Sony XCHR-50，最大帧速 240 frame/s)组成。CCD 的帧频(f_F)和压电陶瓷的正弦调制频率(f_c)分别设置为 240 Hz 和 30 Hz ，并利用同步电路保证每个正弦相位调制周

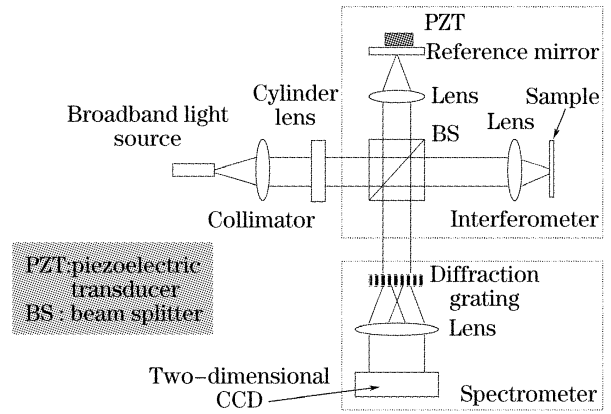


图 2 基于正弦相位调制的频域光学相干层析成像系统示意图

Fig. 2 Schematic diagram of Fourier domain optical coherence tomography based on sinusoidal phase modulation

期内依次采集 8 帧频域条纹图。在层析成像前，通过调整压电陶瓷正弦振动的幅度和初始相位，将正弦相位调制参量 d 和 θ 的值设定在 2.63 rad 和 0 rad 或 $\pi \text{ rad}$ 附近。

利用面阵 CCD 连续采集了 64 帧正弦相位调制的二维频域干涉条纹图，图 3 为其中一帧条纹图。图 4 为对应图 3 中某一点随时间变化的正弦相位调制频域干涉信号。每帧条纹图的大小为 $100 \text{ pixel} \times 512 \text{ pixel}$ 。其中纵向分布的 100 pixel 对应着被测样品 100 个测量位置，横向分布的 512 pixel 覆盖着 40 nm 的探测谱宽。通过图像采集卡获取这些条纹数据送入计算机处理，计算得到被测物体的二维层析图。

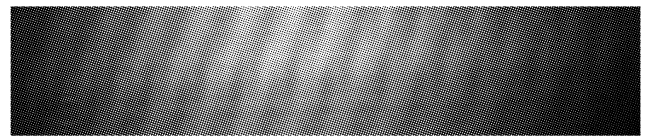


图 3 2D-CCD 采集的二维频域干涉条纹图
Fig. 3 Two-dimensional spectral interferogram captured by two-dimensional-CCD

图 5 对比了传统频域光学相干层析成像和基于正弦相位调制的频域光学相干层析成像得到的同一玻璃片的二维层析图。其中层析图用灰度图显示，暗的地方表示反射光强小，亮的地方表示反射光强大。每幅层析图的大小为 $300 \mu\text{m}$ (横向) $\times 4 \text{ mm}$ (深度)，横向表示被测物体上的测量位置，深度表示被测物体内部反射界面的深度位置。图 5(a) 为通过传统频域光学相干层析成像得到的玻璃片的二维层析图，其中玻璃片的真实结构信息由于自相干噪声以及玻璃片自身镜像的存在而无法分辨(如图 5 中标注所示)。图 5(b) 为通过基于正弦相位调制的频

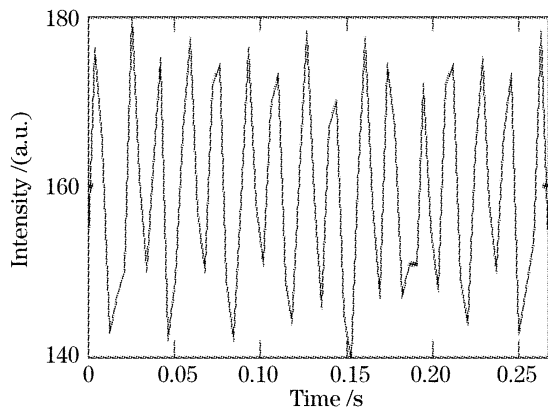


图 4 正弦相位调制的频域干涉信号

Fig. 4 Sinusoidal phase modulated spectral interferometric signal

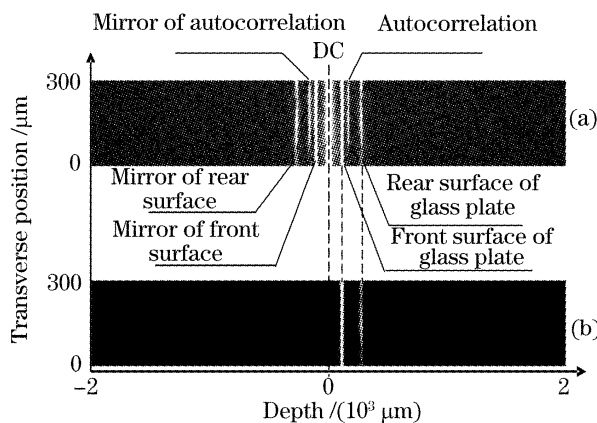


图 5 玻璃片的二维层析图

Fig. 5 Two-dimensional tomograms of glass plate

域光学相干层析成像得到的玻璃片的二维层析图,其中直流背景,自相干噪声,以及玻璃片前后表面的镜像均被消除,因而可以清楚地分辨出玻璃片的真实结构。基于正弦相位调制的频域光学相干层析成像成功的消除了复共轭镜像、自相干噪声和直流背景,将可利用的深度测量范围从原来的 2 mm 扩大到了 4 mm,实现了全深度探测的频域光学相干层析成像。该系统的深度分辨率 δz 由光源的半峰全宽 $\Delta\lambda$ 决定,通过公式 $\delta z = \frac{2\ln 2}{\pi} \left(\frac{\bar{\lambda}^2}{\Delta\lambda} \right)$ 计算约为 15 μm 。该系统的最大深度测量范围 Δz 由光谱仪的分辨率 $\delta\lambda$ 决定,通过公式 $\Delta z = \frac{1}{2} \left(\frac{\bar{\lambda}^2}{\delta\lambda} \right)$ 计算约为 4 mm。

4 结 论

提出了一种基于正弦相位调制的频域光学相干层析成像,通过将正弦相位调制干涉术用于频域光学相干层析成像,重建了复频域干涉条纹,消除了复共轭镜像及自相干噪声和直流背景,从而实现了全深度探测的频域光学相干层析成像。该方法系统简单,不存在移相误差,适用于大深度范围的层析成像,在生物医学成像领域有很好的应用前景。

参 考 文 献

- 1 David Huang, Eric A. Swanson, Charles P. Lin *et al.*. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178~1181
- 2 Song Guiju, Ren Hongwu, Zhang Lianying *et al.*. Experimental research on optical coherence tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 2000, **20**(4): 509~513 (in Chinese)
宋桂菊,任宏武,张莲英等. 光学相干层析成像的实验研究[J]. *光学学报*, 2000, **20**(4): 509~513
- 3 Song Guiju, Wang Xiangzhao, Zhang Lianying *et al.*. Optical coherent tomography about lotus root [J]. *Chin. J. Lasers*, 2000, **27**(1): 83~86 (in Chinese)
宋桂菊,王向朝,张莲英等. 藕断面光学相干层析成像[J]. *中国激光*, 2000, **27**(1): 83~86
- 4 Yuan Tao, Xue Ping, Chen Yi *et al.*. Experimental research of optical coherence tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 1999, **19**(10): 1386~1389 (in Chinese)
袁 韬,薛 平,谌 一等. 光学相干层析成像系统的实验研究[J]. *光学学报*, 1999, **19**(10): 1386~1389
- 5 Yu Xiaofeng, Ding zhihua, Chen Yuheng *et al.*. Development of fiber-based optical coherence tomographic imaging system [J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(2): 235~238 (in Chinese)
俞晓峰,丁志华,陈宇恒等. 光纤型光学相干层析成像系统的研制[J]. *光学学报*, 2006, **26**(2): 235~238
- 6 A. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, G. Kamp *et al.*. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry[J]. *Opt. Commun.*, 1995, **117**(1): 43~48
- 7 Maciej Wojtkowski, Rainer Leitgeb, Andrzej Kowalczyk *et al.*. In vivo human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2002, **7**(3): 457~463
- 8 R. Leitgeb, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography [J]. *Opt. Exp.*, 2003, **11**(8): 889~894
- 9 A. F. Fercher, R. Leitgeb, C. K. Hitzenberger *et al.*. Complex spectral interferometry OCT [C]. *Proc. SPIE*, 1999, **3564**: 173~178
- 10 M. Wojtkowski, A. Kowalczyk, R. Leitgeb *et al.*. Full range complex spectral optical coherence tomography technique in eye imaging[J]. *Opt. Lett.*, 2002, **27**(16): 1415~1417
- 11 Osami Sasaki, Hirokazu Okazaki. Sinusoidal phase modulating interferometry for surface profile measurement[J]. *Appl. Opt.*, 1986, **25**(18): 3137~3140
- 12 Osami Sasaki, Hirokazu Okazaki. Analysis of measurement accuracy in sinusoidal phase modulating interferometry [J]. *Appl. Opt.*, 1986, **25**(18): 3152~3158