

# 谱域光学相干层析去复共轭成像

王 凯 丁志华 吴 彤 何梓昂

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

**摘要** 提出了一种基于空间正弦相位调制来消除镜像的复谱域光学相干层析(OCT)成像的方法。在参考臂引入正弦相位调制,对得到的干涉光谱进行谐波分析,获取干涉信号的两个正交分量,以构成复数干涉信号。复数干涉信号的傅里叶变换,可以消除复共轭镜像以及自相关项和直流项。利用建立的谱域 OCT 系统对平面镜样品成像,验证了方法的可行性,复共轭抑制率可达 35 dB。通过在参考臂实施正弦相位调制同时对样品进行横向扫描,可以实现高速二维成像,而且成像深度范围扩大到原来的两倍。

**关键词** 谱域光学相干层析; 复共轭镜像消除; 正弦相位调制; 谐波分析

**中图分类号** TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS200929s1.0032

## Complex-Conjugate Resolved Spectral Domain Optical Coherence Tomography Imaging

Wang Kai Ding Zhihua Wu Tong He Zi'ang

(State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China)

**Abstract** A complex full-range spectral domain optical coherence tomography system based on spatial sinusoidal phase modulation is presented. Through sinusoidal phase modulation in the reference arm, the quadrature components of interferogram can be obtained by harmonic detecting. Then the complex-conjugate ambiguity, DC term and autocorrelation noise are eliminated by the Fourier transform of complex interferogram. A complex-conjugate rejection ratio of about 35 dB is achieved. Furthermore, in our experiment, high speed complex-conjugate resolved imaging is performed by combining the sinusoidal phase modulation and transversal scanning.

**Key words** spectral domain optical coherence tomography; complex conjugate mirror elimination; sinusoidal phase modulation; harmonic analysis

### 1 引 言

光学相干层析(OCT)成像<sup>[1,2]</sup>一种是非侵入,非接触的成像技术,利用光学相干门来获得组织内部高分辨率的层析结构。与传统的时域 OCT 相比,谱域 OCT(SD-OCT)<sup>[3]</sup>通过色散元件(光栅)和线阵 CCD 来并行探测干涉信号的光谱信息。根据维纳亨奇纳(Wiener-Khintchine)定理,自相关函数和功率谱密度互为傅里叶变换,样品在深度方向的结构信息(A-scan)可以通过对采集到的干涉光谱信号进行傅里叶变换而得到,而不需要参考臂的扫描。因此,SD-OCT 显著地提高了动态范围以及成像速

度。但是,SD-OCT 技术也有一些固有的缺点<sup>[4,5]</sup>。相干噪声和直流项降低了图像的对比度,实干涉信号的傅里叶变换引入的复共轭所对应的镜像使得成像深度减少了一半<sup>[6,7]</sup>,光谱仪的有限分辨率导致了信噪比随成像深度的增大而下降。为了避免复共轭项产生的镜像与实际图像混淆,实际操作中一般把样品置放于等效零光程位置的一侧。去除复共轭镜像可以使成像范围加倍,同时可以把样品感兴趣的位置设置在灵敏度最高的零光程处。

本文提出一种基于空间正弦相位调制来消除谱域 OCT 系统中镜像的方法。在参考臂进行正弦相

**基金项目:** 国家 863 计划(2006AA02Z4E0)、国家自然科学基金(60478040,60878057)、教育部新世纪优秀人才支持计划(NCET-04-0528)和浙江省“新世纪 151 人才工程”资助课题。

**作者简介:** 王 凯(1983—),男,博士研究生,主要从事生物医学光学方面的研究。E-mail: witchball@gmail.com

**导师简介:** 丁志华(1967—),男,研究员,博士生导师,主要从事生物医学光学方面的研究。E-mail: zh\_ding@zju.edu.cn

位调制的同时实施样品的横向扫描(B-M mode)<sup>[8]</sup>, 以实现高速成像的同时成像范围扩大到原来的两倍。该方法把单纯的正弦相位调制谐波探测构造复频谱<sup>[9,10]</sup>推广到 B-M-mode, 目的在于实现快速二维成像。

## 2 理论分析

SD-OCT 系统中, 干涉光谱被分光器件分成各个不同的光谱分量同时探测。参考臂采用正弦相位调制, 在参考镜相位调制的同时样品臂横向扫描, 对应的干涉光谱为

$$I_{\text{single}}(\omega, t) = I_R(\omega) + I_S(\omega, t) + 2[I_R(\omega)I_S(\omega, t)]^{1/2} \cos[\Delta\phi_S(\omega, t) + \phi_0(\omega, t)], \quad (1)$$

(1) 式中  $\omega$  为光频,  $t$  为时间,  $I_R(\omega)$  是参考臂的光强,  $I_S(\omega, t)$  是样品臂的光强,  $\Delta\phi_S(\omega, t)$  是样品臂和参考臂之间光程差所对应的相位。 $\phi_0(\omega, t)$  是与时间相关的相位调制量, 由参考镜的移动引入, 采用正弦调制时为

$$\phi_0(\omega, t) = a_m(\omega) \sin(\omega_m t), \quad (2)$$

式中  $\omega_m = 2\pi f_m$ ,  $f_m$  为调制频率;  $a_m(\omega)$  为调制度, 不同的光频, 对应不同的相位调制度。由于在参考臂正弦相位调制的同时样品臂进行横向扫描, 因此  $I_S(\omega, t)$  和  $\Delta\phi_S(\omega, t)$  随着横向扫描位置变化, 相比于相位调制  $\phi_0(\omega, t)$ , 可以认为是一个与时间有关的缓变量。将(2)式带入(1)式并展开

$$I_{\text{single}}(\omega, t) = I_R(\omega) + I_S(\omega, t) + 2[I_R(\omega)I_S(\omega, t)]^{1/2} \times \\ \{J_0[a_m(\omega)] - 2J_1[a_m(\omega)]\sin(\omega_m t)\sin[\Delta\phi_S(\omega, t)] + 2J_2[a_m(\omega)]\cos[2\omega_m t]\cos(\Delta\phi_S(\omega, t)) - \\ 2J_3[a_m(\omega)]\sin(3\omega_m t)\sin[\Delta\phi_S(\omega, t)] + 2J_4[a_m(\omega)]\cos(4\omega_m t)\cos[\Delta\phi_S(\omega, t)] - \dots\}, \quad (3)$$

将(3)式对时间  $t$  做傅里叶分解, 并提取出互相关项中的一次, 二次和三次谐波分量:

$$h_1(t) = -4J_1[a_m(\omega)][I_R(\omega)I_S(\omega, t)]^{1/2} \sin[\Delta\phi_S(\omega, t)]\sin(\omega_m t), \quad (4a)$$

$$h_2(t) = 4J_2[a_m(\omega)][I_R(\omega)I_S(\omega, t)]^{1/2} \cos[\Delta\phi_S(\omega, t)]\cos(2\omega_m t), \quad (4b)$$

$$h_3(t) = -4J_3[a_m(\omega)][I_R(\omega)I_S(\omega, t)]^{1/2} \sin[\Delta\phi_S(\omega, t)]\sin(3\omega_m t), \quad (4c)$$

将以上的谐波分量乘以同频率的正弦信号或余弦信号, 以实施数字同步解调技术提取出谐波分量的振幅。

$$h_1(t) \sin(\omega_m t) = H_1[\omega, \Delta\phi_S(\omega, t)] \sin(\omega_m t) \sin(\omega_m t) = \\ \frac{1}{2} H_1[\omega, \Delta\phi_S(\omega, t)] - \frac{1}{2} H_1[\omega, \Delta\phi_S(\omega, t)] \cos(2\omega_m t), \quad (5a)$$

$$h_2(t) \cos(2\omega_m t) = H_2[\omega, \Delta\phi_S(\omega, t)] \cos(2\omega_m t) \cos(2\omega_m t) = \\ \frac{1}{2} H_2[\omega, \Delta\phi_S(\omega, t)] + \frac{1}{2} H_2[\omega, \Delta\phi_S(\omega, t)] \cos(4\omega_m t), \quad (5b)$$

$$h_3(t) \cos(3\omega_m t) = H_3[\omega, \Delta\phi_S(\omega, t)] \sin(3\omega_m t) \sin(3\omega_m t) = \\ \frac{1}{2} H_3[\omega, \Delta\phi_S(\omega, t)] + \frac{1}{2} H_3[\omega, \Delta\phi_S(\omega, t)] \cos(6\omega_m t), \quad (5c)$$

用低通滤波器滤出低频成分, 反变换回去就得到谐波分量的幅值。

$$H_1[\omega, \Delta\phi_S(\omega, t)] = -4J_1[a_m(\omega)][I_R(\omega)I_S(\omega, t)]^{1/2} \sin[\Delta\phi_S(\omega, t)], \quad (6a)$$

$$H_2[\omega, \Delta\phi_S(\omega, t)] = 4J_2[a_m(\omega)][I_R(\omega)I_S(\omega, t)]^{1/2} \cos[\Delta\phi_S(\omega, t)], \quad (6b)$$

$$H_3[\omega, \Delta\phi_S(\omega, t)] = -4J_3[a_m(\omega)][I_R(\omega)I_S(\omega, t)]^{1/2} \sin[\Delta\phi_S(\omega, t)], \quad (6c)$$

可以看出, 一次谐波振幅正比于互相关谱的虚部, 二次谐波振幅正比于互相关谱的实部。

利用一次、二次谐波的振幅构造复数, 必须使  $H_1$  和  $H_2$  的幅度值一致。需要对谐波分量的幅值进行比例缩放( $\beta$ ), 使实部和虚部的模值相等。从(7)式看出, 不同的比例因子和正弦调制的调制幅度有关, 对不同光频选择不同的调制幅度。

$$\beta = \frac{J_1[a_m(\omega)]}{J_2[a_m(\omega)]}, \quad (7)$$

而调制幅度  $a_m(\omega)$  可以由  $\frac{H_3}{H_1} = \frac{J_3[a_m(\omega)]}{J_1[a_m(\omega)]}$  得到, 当  $a_m(\omega)$  确定了之后, 比例因子就可以得到。

经过比例缩放后, 再构造复频谱, 经过反傅里叶变换回样品空间:

$$f(\tau) = \mathcal{F}^{-1} \{ \beta H_2[\omega, \Delta\phi_S(\omega)] - \\ i H_1[\omega, \Delta\phi_S(\omega)] \}, \quad (8)$$

就得到去除复共轭镜像的结构图像。

### 3 实验验证

我们搭建了一套正弦相位调制结合 B-M-mode 的谱域光学相干层析成像系统,系统结构图如图 1 所示。

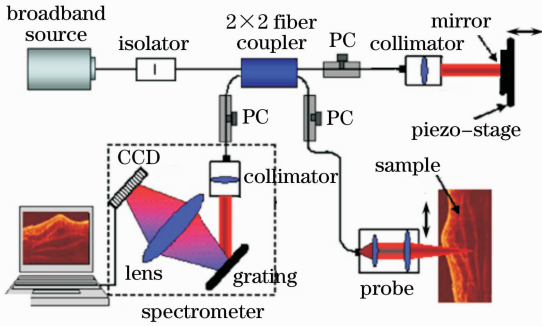


图 1 SD-OCT 系统结构图

Fig. 1 Schematic diagram of SD-OCT

宽带光源(SLD)发出的低相干光,中心波长为 830 nm,3 dB 带宽为 40 nm,对应的相干长度为 7.6  $\mu\text{m}$ 。一个光纤型的偏振无关型光隔离器放置在光源后面以防止后向反射光返回光源。光源发出的低相干光通过一个 50:50 的宽带耦合器分别进入参考臂和样品臂,参考臂的反射镜固定在一个由正弦信号驱动的 PZT 上,样品臂的横向扫描由电控步进电机来实现。从参考臂和样品臂返回的光在探测臂中被自制的光谱仪探测。其中自制光谱仪由透射式光栅(1200 lp/mm)、消色差透镜( $f=150\text{ mm}$ )、高

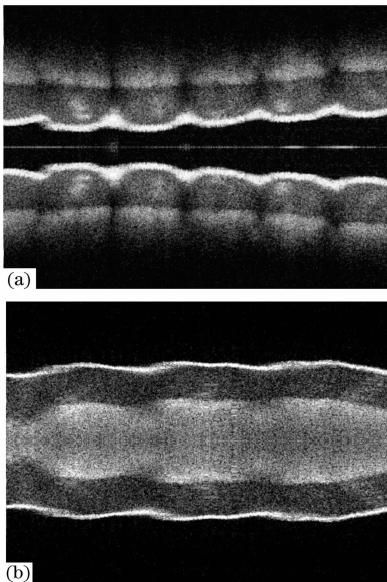


图 2 人体手指的 OCT 图像(1.8 mm $\times$ 1.1 mm)。(a)样品和共轭镜像没有混叠;(b)样品和共轭镜像发生混叠

Fig. 2 OCT image of human finger (1.8 mm $\times$ 1.1 mm).

(a) sample and mirror images without mixture;  
(b) sample and mirror images with mixture

速线阵 CCD(2048 个像素,每个像元大小 14  $\mu\text{m}\times$ 14  $\mu\text{m}$ ,最大行频 29 kHz/s)组成。光谱仪的分辨率为 0.067 nm/pixel,由光谱仪分辨率决定的最大成像深度约为 2.6 mm。搭建的 SD-OCT 系统可以实现对人体手指的清晰成像,如图 2 所示,其中 CCD 的曝光时间为 35  $\mu\text{s}$ (相应的 A-scan 速度为 29 kHz),其中图 2 (a)和图 2 (b)分别为样品和共轭镜像没有发生混叠以及混叠后的图像,从图中可以看出,由于实干涉信号的傅里叶变换是厄米共轭的,因此得到的样品结构图像还伴随着一个共轭镜像,随着零光程位置的改变,样品图像和镜像会发生混叠。因此需要构建复数形式的干涉信号,其傅里叶变换消除了共轭镜像。

为了得到复数形式的干涉信号,我们在参考臂进行正弦相位调制,如图 3 所示,参考臂的反射镜固定在一个 PZT 位移台上用作相位调制器,为了能提取出干涉信号的一次,二次和三次谐波分量,驱动 PZT 的正弦信号的各个参数必须适当选择。选用平面反射镜做验证实验,同时把自制光谱仪中线阵 CCD 的积分时间设为 100  $\mu\text{s}$ , (A-scan 速度为 10 kHz),正弦调制的频率为 800 Hz,加载在 PZT 上正弦变换电信号的幅值为 0.5 V,初始位相为零,横向采样点 1024。由于样品为平面反射镜,(1)式中的  $I_s(\omega, t)$  和  $\Delta\phi_s(\omega, t)$  随时间的变化率为零。当样品臂的一次横向扫描结束时,CCD 上可以采得一个 2048 pixel $\times$ 1024 point 的二维干涉光谱信号,这两个维度分别是 CCD 采集光谱的波长维度和横向

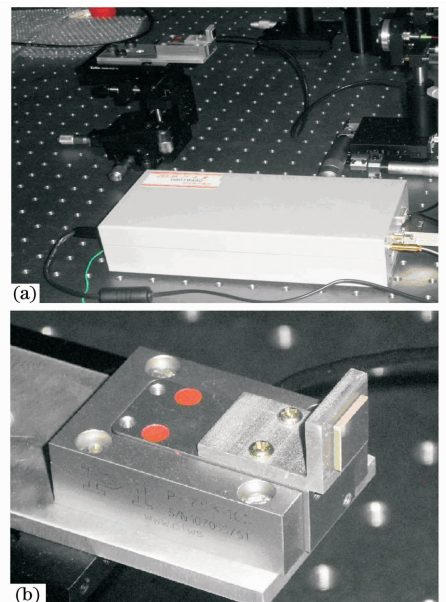


图 3 (a)参考臂;(b)由 PZT 驱动的平面反射镜  
Fig. 3 (a) Reference arm; (b) Mirror driven by PZT

扫描的时间维度。对这个二维光谱矩阵沿着横向扫描对应的时间轴进行傅里叶变换,可以得到对应于不同波长的干涉信号沿着时间轴(横向位置)的谐波分量,如图 4 所示。

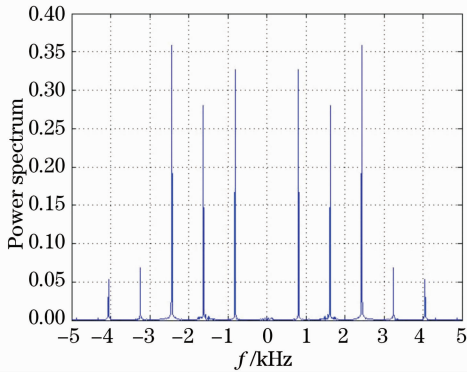


图 4 830 nm 波长对应的干涉信号关于时间的傅里叶变换

Fig. 4 Fourier transform of interference signal at 830 nm

经过(5)式的数字同步解调,可以得到干涉信号一次、二次和三次谐波的幅值。

如图 5 所示,根据三次、一次谐波模的贝塞尔函数比值求得调制度,然后由(7)式计算比例系数  $\beta$ 。根据求得的比例系数,最终通过(8)式可以构造复数干涉光谱矩阵。对这个二维光谱矩阵对波数(波长)进行傅里叶变换,就可以得到消除复共轭镜像的结构图像,如图 6(a)示。

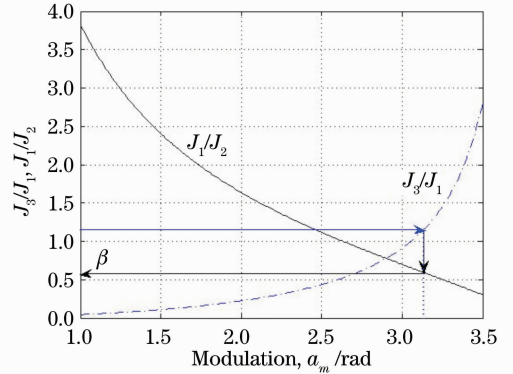


图 5 根据一次、三次谐波求比例系数  
Fig. 5 Scale coefficient calculation through 1st and 3rd harmonics

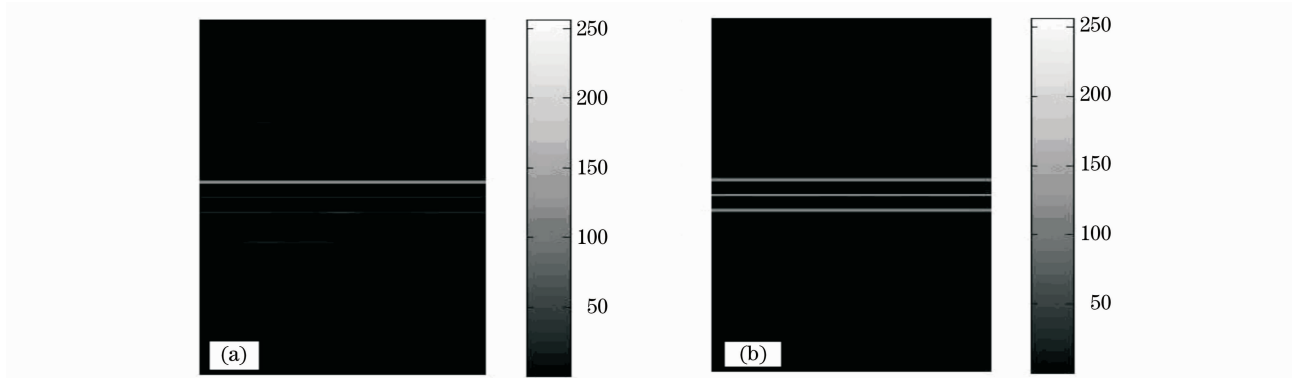


图 6 平面镜的 OCT 图。(a)去除复共轭镜像的图像;(b)包含复共轭镜像和自相关像的图像  
Fig. 6 OCT image of mirror. (a) image without complex-conjugate term and autocorrelation term; (b) image with complex-conjugate term and autocorrelation term

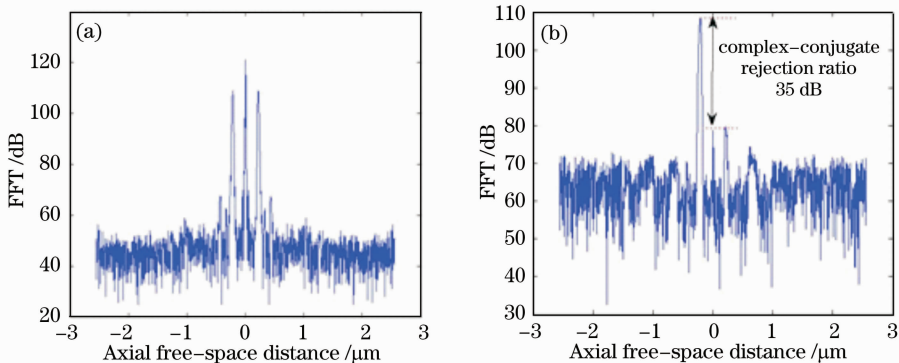


图 7 A-scan 信号值。(a)干涉信号傅里叶变换结果;(b)复频谱干涉信号傅里叶变换结果  
Fig. 7 Profile of A-scan. (a) Fourier transform of real interference signal; (b) Fourier transform of complex interference signal

作为对比,我们将实干涉光谱直接傅里叶变换得到的图像如图 6(b)所示,它存在直流项以及在零延迟两边对称分布的共轭镜像。图 7 是一次 A-scan 干涉信号的比对结果,可以看出利用本实验所采用的正弦相位调制的方法,干涉信号的复共轭抑制率可以达到 35 dB。

## 4 结 论

本文提出了一种正弦相位调制与 B-M-mode 相结合的谱域光学相干层析成像方法,通过对干涉信号进行谐波分析可以构造出复数干涉频谱。对复频谱进行傅里叶变换,可以消除谱域 OCT 成像结果中的共轭镜像,自相关项以及直流项,将成像深度扩大到传统谱域 OCT 系统的两倍,从而实现全量程的谱域光学相干成像。最后利用该方法对平面镜样品成像,得到去除复共轭镜像的实验结果,复共轭抑制率达 35 dB,验证了方法的可行性。

## 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 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
- 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
- 3 A. F. Fercher, W. Drexler, C. K. Hitzenberger *et al.*. Optical coherence tomography-principles and applications [J]. *Rep. Prog. Phys.*, 2003, **66**(2): 239~303
  - 4 R. A. Leitgeb, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher. Performance of Fourier domain versus time domain optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(8): 889~894
  - 5 M. A. Choma, M. V. Sarunic, C. Yang *et al.*. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(18): 2183~2189
  - 6 M. Wjotkowski, 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
  - 7 Andrei B. Vakhtin, Kristen A. Peterson, Daniel J. Kane. Resolving the complex conjugate ambiguity in Fourier domain OCT by harmonic lock—in detection of the spectral interferogram [J]. *Opt. Lett.*, 2006, **31**(9): 1271~1273
  - 8 Y. Yasuno, S. Makita, T. Endo *et al.*. Simultaneous B-M-mode scanning method for real-time full-range Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Appl. Opt.*, 2006, **45**(8): 1861~1865
  - 9 Andrei B. Vakhtin, Kristen A. Peterson, Daniel J. Kane. Demonstration of complex-conjugate-resolved harmonic Fourier-domain optical coherence tomography imaging of biological samples[J]. *Appl. Opt.*, 2007, **46**(18): 3870~3877
  - 10 Bu Peng, Wang Chaoyang, Qsami Sasaki. Fourier-domain optical coherence tomography based on sinusoidal phase modulation[J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(8): 1470~1474
- 步 鹏,王向朝,佐佐木修己. 正弦相位调制的频域光学相干层析成像[J]. *光学学报*, 2007, **27**(8): 1470~1474