

光学相干层析成像中无群延迟的空间载频消镜像方法

洪 威 丁志华 颜扬治

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

摘要 提出了一种无群速度延迟的空间载频谱域光学相干层析成像(OCT)系统消镜像方法。用一块光栅取代传统谱域 OCT 系统中参考臂内的平面反射镜,在相邻的 A-scan 之间通过相位调制引入了移项量,同时没有引入任何附加光程差。对得到的干涉光谱信号进行横向傅里叶变换,然后进行滤波,对滤波所得信号进行逆傅里叶变换,最后对得到的信号进行轴向傅里叶变换,就能获得样品消镜像后的 OCT 图像。介绍了谱域 OCT 中无群速度延迟的空间载频消镜像方法的实验原理与实验系统,实验研究了平面镜样品在不同调制频率下的成像效果,并给出了平面镜和手指样品消镜像后的 OCT 图像。

关键词 成像系统;光学相干层析;消镜像;空间载频;群延迟

中图分类号 TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201340.0804001

Full Range Optical Coherence Tomography without Additional Group Delay Based on Spatial Interferograms Modulation

Hong Wei Ding Zhihua Yan Yangzhi

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

Abstract Full range optical coherence tomography (OCT) without additional group delay based on spatial carrier frequency is developed. A grating takes place of the mirror in the reference arm of the traditional OCT system and phase difference between adjacent A-scans without additional optical path difference is introduced by using phase modulation. Spatial interferograms is obtained from the detected OCT signal by the transverse Fourier transform and filtering. For filtering signal, an inverse Fourier transform is done. A full range OCT image can be obtained after axial Fourier transform. The theory and the system based on the spatial carrier frequency are introduced. The investigation on the image quality under different modulation frequencies is experimentally conducted. The full range OCT images of mirror and finger are presented.

Key words imaging systems; optical coherence tomography; full range; spatial carrier frequency; group delay

OCIS codes 170.4500; 170.3010; 170.4090

1 引言

光学相干层析成像(OCT)是一种非侵入、非接触的成像技术,作为一种全新的、发展迅速的成像技术,具有高分辨、无损、实时成像等一系列优点^[1-3]。而

谱域 OCT(SD-OCT)系统作为第二代 OCT 技术,相比于第一代 OCT 技术(TD-OCT),在成像速度、信噪比和灵敏度等方面具有明显优势。目前 SD-OCT 系统存在的最大问题是由实函数傅里叶变换产生的复

收稿日期: 2013-01-25; 收到修改稿日期: 2013-03-07

基金项目: 国家自然科学基金(61275196,60978037)

作者简介: 洪 威(1987—),男,硕士研究生,主要从事生物医学光学方面的研究。E-mail: zjuweihong@gmail.com

导师简介: 丁志华(1967—),男,教授,博士生导师,主要从事光电成像,生物医学光学,光学相干层析成像和光学高精检测等方面的研究。E-mail: zh_ding@zju.edu.cn(通信联系人)

共轭项导致的镜像^[4-5]。在实际应用中,为了避免镜像和实际图像的混淆,一般把待测样品放置在零光程差位置的一侧,而零光程附近往往是灵敏度最高的区域,因此消除镜像,使成像深度加倍,实现全范围成像,一直都是 SD-OCT 研究的热点。

人们提出了各种方法来构建复数形式的干涉光谱信号以消除共轭项。最早得到复干涉光谱信号的方法是基于相移干涉术 (PSI) 理论^[6-7]。Wojtkowski等^[8]基于 PSI 方法,最早在 SD-OCT 系统中实现五步移项,通过计算得到干涉光谱的振幅和相位信息,从而获得复干涉光谱。而目前 SD-OCT 系统中消除复共轭镜像最常用的方法是由 Yasuno 提出的线性 B-M 方法^[9]。线性 B-M 方法可以认为是传统移项法的扩展,具有更高效的数据处理速度,同时能够抑制由色散移项误差导致的噪声。但是在线性 B-M 方法中相邻 A-scan 之间引入了移项量 $\pi/2$,如果横向扫描范围较大就会累计一个较大的光程差。SD-OCT 系统的灵敏度随着成像深度的增加而减小,因此这个累计的光程差会导致最后的图像沿着横向扫描方向信噪比下降^[10-12]。

本文提出了一种基于线性 B-M 方法的改进系统来消除 SD-OCT 系统中的复共轭镜像。用光栅取代了原来线性 B-M 方法系统中参考臂内的平面镜,在成功引入所需相速度延迟的同时,没有引入任何群速度延迟。通过实验,采集了平面镜样品和手

指样品的干涉光谱信号,并用线性 B-M 方法的数据处理流程进行了信号处理,得到的结果验证了该方法可以在完全不引入附加光程的情况下消除镜像。

2 原理分析

图 1 为简化的实验系统结构图,其中 SLD 为超辐射发光二极管。单独考虑图 1 中虚线框内的参考臂,假设入射到光栅上的光束满足立特罗条件,也就是说主光线的入射角等于衍射角,即如图 2(a)所示。参考臂中的光栅以速度 v 沿光栅面平移,将速度 v 进行分解,得到 v_x 和 v_y ,如图 2 所示,图 2(a)等效于图 2(b)和(c)。首先考虑 v_x 方向,如图 2(b)所示,当光栅以速度 v_x 向左移动时,相当于准直镜以速度 v_x 向右水平移动,那么假设经过时间 t ,准直镜从位置 1 运动到位置 2。位置 2 相对于位置 1 多引入了一段光程 z_x 。考虑光栅的相位补偿因子^[10],位置 2 相对于位置 1,相位没有发生改变,因此光程 z_x 只引入了群速度延迟,没有引入相速度延迟。接下来考虑 v_y 方向,如图 2(c)所示。速度 v_y 产生了竖直方向的运动,同样的假设经过时间 t ,那么准直镜从位置 1 移动到位置 2。位置 2 相对于位置 1 引入了一段光程 z_y 。该段光程会同时引入群速度延迟和相速度延迟,但群速度延迟刚好和图 2(b)中引入的群速度延迟相互抵消,所以整个系统最后只会引入一个 z_y 产生的相速度延迟 φ 。

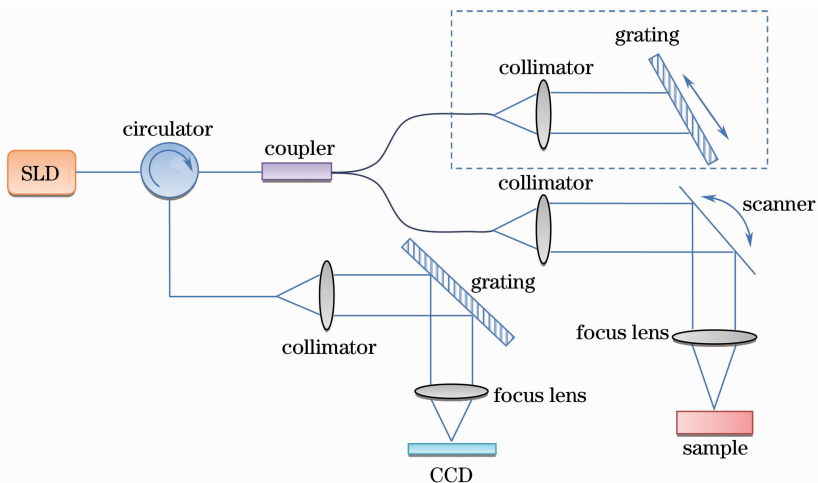


图 1 光纤型谱域 OCT 系统结构示意图

Fig.1 Schematic of the fiber based spectral-domain OCT system

谱域 OCT 系统中,成像光谱仪内 CCD 上最终采集到的一维干涉光谱可表示为

$$I(\omega) = |p(\omega)|^2 + |r(\omega)|^2 + 2|p(\omega)||r(\omega)| \times \cos[\angle p(\omega) + \varphi], \quad (1)$$

式中 ω 是光频率, $r(\omega)$ 和 $p(\omega)$ 分别是由参考臂和样品臂返回的光强, $\angle p(\omega)$ 是 $p(\omega)$ 相对于 $r(\omega)$ 的初始相位角, φ 是引入的额外调制相位。考虑横向扫描,那么二维干涉光谱可以表示为

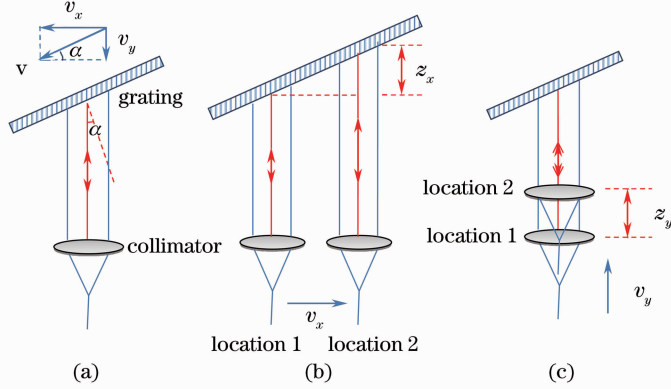


图 2 谱域 OCT 系统中(a)参考臂运动示意图及(b) v_x 和(c) v_y 方向分解图
Fig. 2 (a) Reference arm movement diagram and exploded views along (b) v_x and (c) v_y of the spectral-domain OCT system

$$I(x, \omega) = |p(x, \omega)|^2 + |r(\omega)|^2 + p(x, \omega)r^*(\omega) \times \exp[i\varphi(x)] + c. c., \quad (2)$$

其中 $c. c.$ 是(2)式中等式右边第三项的共轭项, $r^*(\omega)$ 是 $r(\omega)$ 的共轭项, x 是样品上的横向位置, 与时间 t 有关. $\varphi(x)$ 是由 z_y 引入的调制相位项, 与横向位置有关, 可以表示为与时间有关的函数, 即

$$\varphi(t) = \frac{2z_y}{\lambda} 2\pi = \frac{2v_y t}{\lambda} 2\pi = 2\pi f_m t, \quad (3)$$

式中 $f_m = \frac{2v_y}{\lambda} = \frac{2v \sin \alpha}{\lambda} = \frac{mv}{d}$ (当满足立特罗条件

时, 衍射方程为 $2d \sin \alpha = m\lambda$, d 为光栅常数, α 为入射角, m 为衍射级次), 可见调制频率 f_m 只与光栅的运动速度, 光栅常数和衍射级次有关, 与入射光的波长和入射角无关, 所以可以通过增大光栅的运动速度或者增大光栅刻线数来提高调制频率 f_m . 另外由于调制频率 f_m 与入射光的波长无关, 所以在运用该方法时, 不会因为光栅引入额外的二阶、三阶色散。

对(2)式首先沿 x 方向进行一维傅里叶变换, 可得

$$\mathcal{F}_x[I(x, \omega)] = \mathcal{F}_u\{\mathcal{F}_x[p(x, \omega)]\} + |r(\omega)|^2 \delta(u) + \mathcal{F}_x[p(x, \omega)r^*(\omega)] * \delta(u - f_m) + \mathcal{F}_x[p^*(x, \omega)r(\omega)] * \delta(u + f_m), \quad (4)$$

式中 u 和 x 为傅里叶变换对, 右边四项, 第一项、第二项分别为样品臂和参考臂的自相关项, 第三项包含了 OCT 图像的信息, 第四项为第三项的共轭项, 该四项在 u 空间的分布情况如图 3(c) 所示, 可见因为引入了调制载频 f_m 的缘故, 各项在 u 空间被分开了. 当干涉信号空间频谱自身的展宽 e 远远小于调制载频 f_m 时, (4)式中第三项和第四项能够被完全分开, 那么就可以通过开窗只滤出(4)式中的第三项, 该项包含了完整的 OCT 图像的信息. 对滤出的信号进行逆傅里叶变换, 得到复数形式的二维干涉光谱信号, 即

$$I(x, \omega) = p(x, \omega)r^*(\omega) \exp[i\varphi(x)]. \quad (5)$$

然后沿 ω 方向进行傅里叶变换, 就能得到消镜像的 OCT 图像了. 上述处理流程如图 3 所示(各图均为示意图, 非实际结果), 图 3(a) 为采集到的原始二维干涉光谱(横轴为横向位置 x , 纵轴为光频率 ω), 对

应于(2)式, 其中每行数据对应于不同横向位置的信号, 即图 3(b) 所示曲线. 对不同横向位置的信号做傅里叶变换, 得到图 3(c) 所示对应于(4)式的在 u 空间的频谱分布, 通过开窗滤波滤出虚线框内的 OCT 信号的正半轴部分, 然后对该部分进行逆傅里叶变换, 即可得到如图 3(d) 所示的复数形式的干涉信号. 不同位置的复数形式的干涉信号构成新的二维干涉光谱图, 如图 3(e) 所示. 最后对图 3(e) 所示的复数形式的干涉信号沿 y 轴方向做傅里叶变换, 就得到了消除镜像后的样品结构图样。

3 实验验证

图 4 所示为实验室实际所用的谱域 OCT 系统结构图, 与图 1 相比, 主要的区别为参考臂的结构. 因为系统使用的是宽带光源, 当满足立特罗条件照射光栅时, 由于连接准直镜的光纤纤芯直径过小, 只能耦合得到很窄的带宽, 所以将参考臂设计为图 4

中虚线框内的结构,实际得到的效果不变。

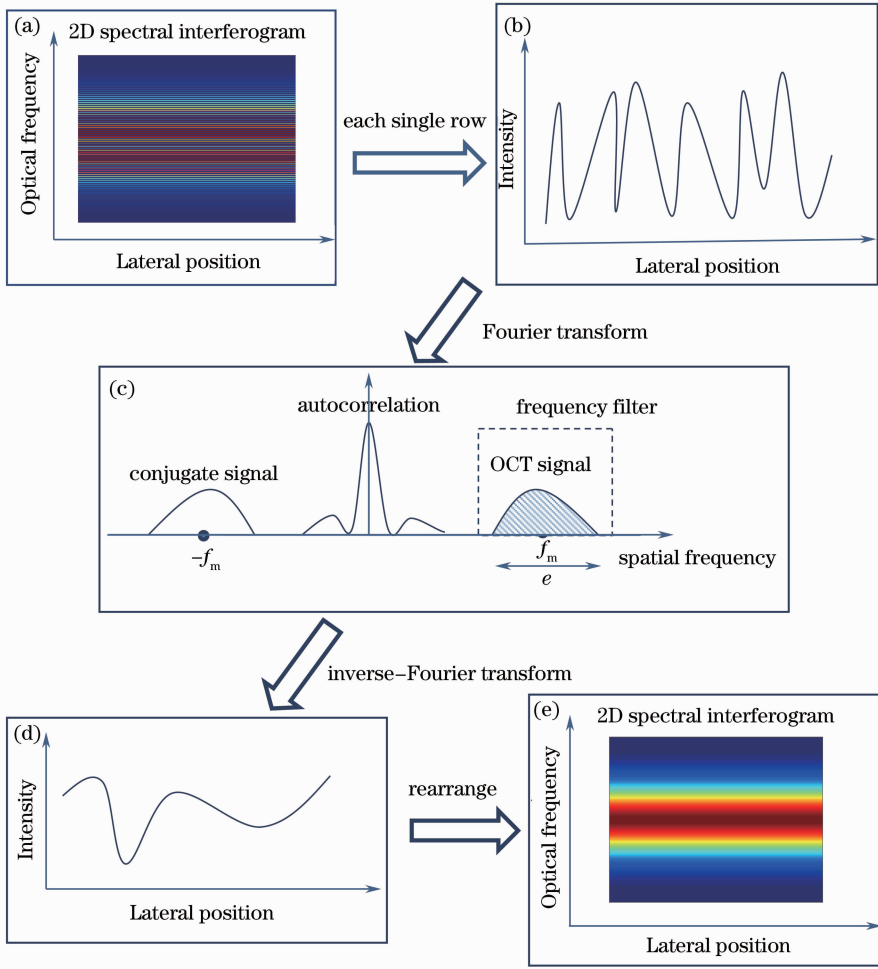


图 3 相位重建过程流程图

Fig. 3 Flow diagram of the phase-reconstruction procedure

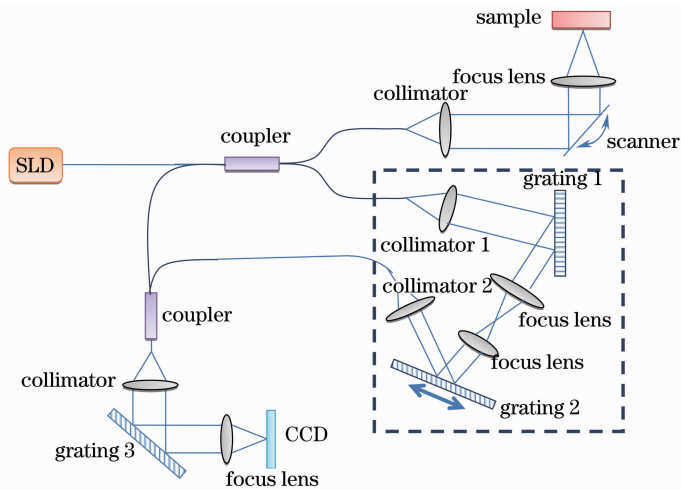


图 4 实验室所用谱域 OCT 系统结构示意图

Fig. 4 Schematic of the spectral domain OCT system in the laboratory

从宽带光源(中心波长为 835 nm,带宽为 45 nm) 出射的低相干光经过环形器和光纤耦合器后,分别进

入参考臂和样品臂。入射到样品臂的光,经过扫描振镜后会聚到样品上,经样品反射后原路返回。入射到参考臂的光首先经准直镜 1 照射在光栅 1 上,然后经过两个透镜,照射在光栅 2 上,出射的衍射光被准直镜 2 重新接收后在耦合器处和原路返回的样品光相遇,并且发生干涉,干涉信号进入光谱仪,被 CCD 采集。其中在虚线框内的参考臂中,准直镜 1 出射的平行光以 15° 入射角照射在光栅 1 上,衍射光经过两个透镜,再经过光栅 2 后重新会聚成平行光,被准直镜 2

接收,光栅 2(光栅常数为 600 lines/mm)固定在步进电机上,步进电机能够通过软件控制,设置不同的速度进行平移,从而引入调制载频。

通过控制固定光栅 2 的步进电机,可以调节光栅 2 以不同的速度平移,根据 $f_m = mv/d$,就可得到不同的调制载频 f_m 。以平面反射镜为样品,将采集到的干涉光谱信号按图 3 所示流程图处理,先对光谱信号沿横向做傅里叶变换,如图 5 所示,为获得的空间频谱图像。

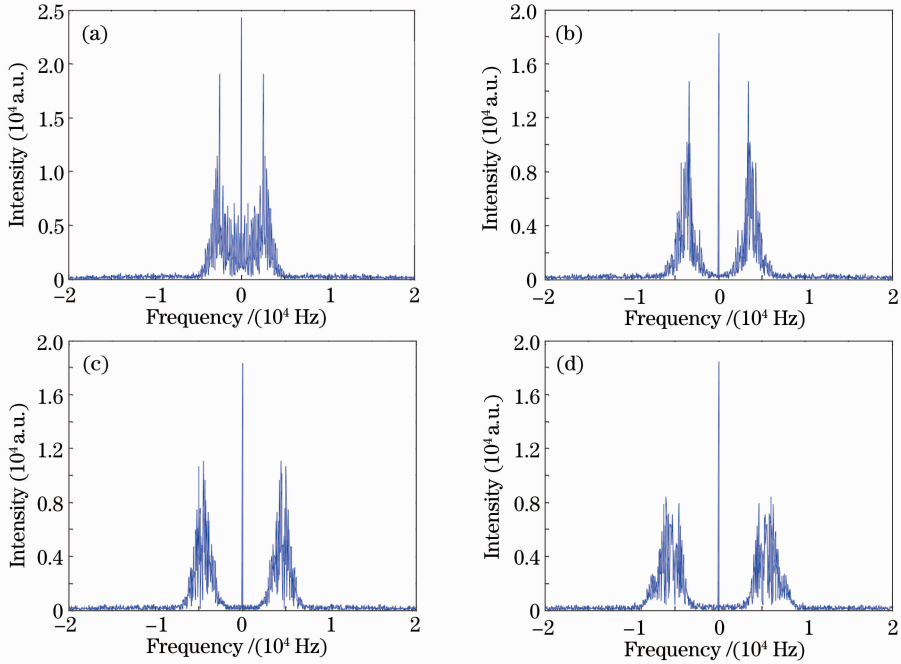


图 5 四种不同步进电机速度设置下干涉光谱信号的空间频谱图像。

(a) $v=4$ mm/s; (b) $v=6$ mm/s; (c) $v=8$ mm/s; (d) $v=10$ mm/s

Fig. 5 Spatial spectrograms of interference signal with four velocity settings of the stepper motor.

(a) $v=4$ mm/s; (b) $v=6$ mm/s; (c) $v=8$ mm/s; (d) $v=10$ mm/s

从上述频谱可以看出,随着步进电机速度的提高,调制载频 f_m 不断增大,这就更能保证横向空间频谱可以完全分离,更有利于复共轭抑制,也就更加有利于滤波消镜像的工作。而当调制载频 f_m 并不足够大时,横向空间频谱就会发生部分交叠的情况,那么在最后的结构图上就会有残余信号。单独考虑步进电机速度 $v=10$ mm/s 的情况,那么理论得到的调制载频 $f_m = \frac{v}{d} = 6000$ Hz。而图 5(d)所示的空间频谱图像中,实验所得调制载频 $f_m = 6041$ Hz,可见实验值和理论值基本符合。

将上述得到的空间频谱信号滤波,然后进行逆傅里叶变换,最后沿轴向做傅里叶变换,就得到了消

镜像后的 OCT 图像,如图 6 所示为步进电机速度为 10 mm/s 时平面镜样品消镜像前后的效果对比图。从图 6 可以看出,此方法很好地实现了对复共轭项的抑制,复共轭抑制率为 45 dB。

为了进一步评价该方法的实际应用,对手指进行了成像,结果如图 7 所示。从图 7 可以看出,对于实际的生物样品,用传统的 OCT 成像方法得到的图像中,实际图像和复镜像交叠在一起,并且有非常明显的直流项,严重影响了成像效果。采用所提出的方法后,很好地实现了对复镜像的抑制,同时消除了直流项,能够很大程度地改善成像效果。

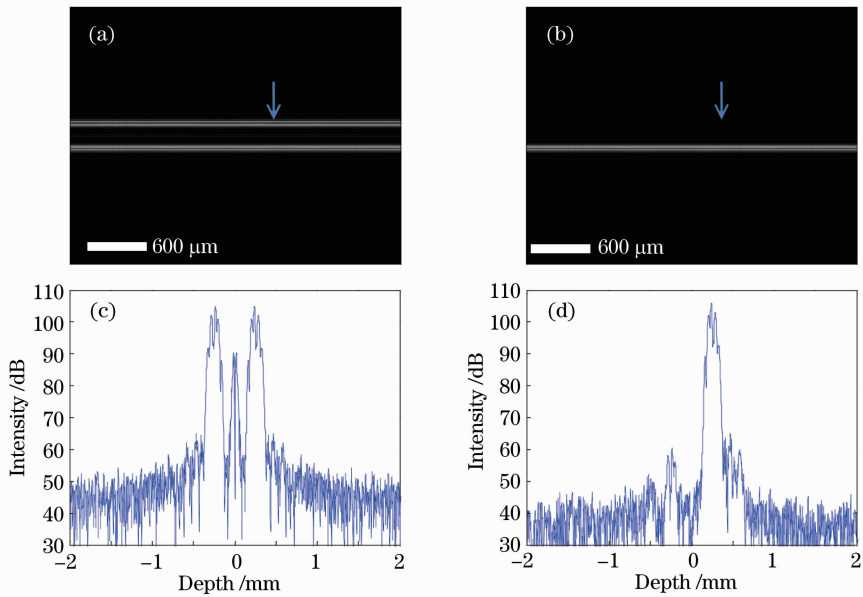


图 6 (a) 传统成像方法得到的平面镜样品的 OCT 图像; (b) $v=10$ mm/s 时消镜像后的平面镜样品的 OCT 图像; (c) 和 (d) 分别对应 (a) 和 (b) 中箭头所指位置的经过取对数之后的 A-Scan 信号
 Fig. 6 (a) OCT image of mirror using traditional method; (b) OCT image of mirror free of complex-conjugate artifact when $v=10$ mm/s; (c), (d) corresponding A-scan signal indicated by the arrows in (a) and (b) respectively

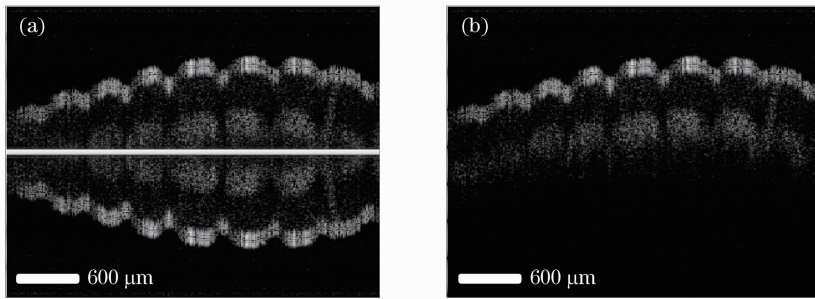


图 7 (a) 传统成像方法得到的手指样品的 OCT 图像; (b) $v=10$ mm/s 时消镜像后的手指样品的 OCT 图像
 Fig. 7 (a) OCT image of finger using traditional method; (b) OCT image of finger free of complex-conjugate artifact when $v=10$ mm/s

4 结 论

将光栅补偿因子理论与传统的线性 B-M 方法结合,提出了一种改进的 SD-OCT 系统中无群延迟的空间载频消除镜像的方法。用光栅取代了 OCT 系统中参考臂内的反射镜,在成功引入相速度延迟的同时,消除了由于附加光程引起的群速度延迟,从而解决了线性 B-M 方法中由于累计光程差导致的最后的图像沿着横向扫描方向信噪比下降的问题。并验证了实验的可行性,并且发现调制频率只与光栅常数、衍射级次和光栅的运动速度有关,所以非常便于改变调制频率的大小。以平面镜和手指为样品,通过傅里叶变换和滤波等处理,成功构建了复数

形式的干涉光谱信号,并且得到了消镜像后的 OCT 图像。通过实验发现,随着调制频率的提高,横向空间频谱可以得到更好地分离,更有利于复共轭项的抑制。

参 考 文 献

- 1 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, (2): 235-238.
- 2 Wang Ling, Ding Zhihua, Shi Guohua, *et al.*. Fiber-based optical coherence tomography imaging system with rapid scanning optical delay line as phase modulator [J]. *Chinese J Laser*, 2008, 35(3): 472-476.
 王 玲, 丁志华, 史国华, 等. 基于快速扫描延迟线相位调制的

- 光纤型光学相干层析系统[J]. 中国激光, 2008, 35(3): 472-476.
- 3 Yang Liu, Hong wei, Wang Chuan, *et al.*. Flow measurement based on speckle in optical coherence tomography[J]. Chinese J Laser, 2012, 39(5): 0504002.
杨 柳, 洪 威, 王 川, 等. 基于光学相干层析散斑的流速测量方法[J]. 中国激光, 2012, 39(5): 0504002.
- 4 Wang Kai, Ding Zhihua, Wu Tong, *et al.*. Complex-conjugate resolved spectral domain optical coherence tomography imaging [J]. Acta Optica Sinica, 2009, 29(s1): 32-36.
王 凯, 丁志华, 吴 彤, 等. 谱域光学相干层析去复共轭成像 [J]. 光学学报, 2009, 29(s1): 32-36.
- 5 Yang Liu, Wang Chuan, Ding Zhihua, *et al.*. Image reconstruction in dioptric media for spectral domain optical coherence tomography [J]. Chinese J Laser, 2011, 38(5): 0504001.
杨 柳, 王 川, 丁志华, 等. 屈光介质中谱域光学相干层析成像的重构[J]. 中国激光, 2011, 38(5): 0504001.
- 6 R Leitgeb, C Hitzenberger, A Fercher. Performance of Fourier domain versus time domain optical coherence tomography[J]. Opt Express, 2003, 11(8): 889-894.
- 7 M Wojtkowski, T Bajraszewski, P Targowski, *et al.*. Real-time in vivo imaging by high-speed spectral optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 2003, 28(19): 1745-1747.
- 8 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.
- 9 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.
- 10 A V Zvyagin, E D J Smith, D D Sampson. Delay and dispersion characteristics of a frequency-domain optical delay line for scanning interferometry[J]. J Opt Soc Am A, 2003, 20(2): 333-341.
- 11 Wang Kai, Ding Zhihua, Zeng Yan, *et al.*. Sinusoidal B-M method based spectral domain optical coherence tomography for the elimination of complex-conjugate artifact[J]. Opt Express, 2009, 17(19): 16820-16833.
- 12 Dong Jingtao, Lu Rongsheng. Dispersion compensation based on frequency domain analysis in optical coherence microscopy[J]. Chinese J Laser, 2012, 39(1): 0116003.
董敬涛, 卢荣胜. 基于频域分析的光学相干显微镜中的色散补偿 [J]. 中国激光, 2012, 39(1): 0116003.

栏目编辑: 韩 峰