

适合于内窥成像的共路型光学相干层析成像系统

杨亚良 丁志华 孟婕 吴兰 何梓昂 吴彤 陈明惠

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

摘要 提出了一种采用光纤型迈克耳孙干涉仪进行光程补偿的非佐型光学相干层析成像(OCT)系统。该系统的传感探头为共路干涉结构,以解决现有内窥光学相干层析成像系统中存在的探头运动导致图像失真、以及更换使用不同探头时需进行色散和偏振态调节等问题。光程补偿和振动干扰实验结果表明,光程补偿方法正确可行,系统对环境干扰不敏感。利用研制的系统对反射镜和近红外卡进行了成像实验,验证了系统的有效性。提出的方法非常适合于内窥成像,并给出了把系统扩展为内窥光学相干层析成像系统的具体实现过程。

关键词 医用光学; 光学相干层析; 内窥成像; 非佐干涉仪; 光程补偿

中图分类号 TN247 文献标识码 A

Common Path Optical Coherence Tomographic System Suitable for Endoscopic Imaging

Yang Yaliang Ding Zhihua Meng Jie Wu Lan He Ziang Wu Tong Chen Minghui

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

Abstract A Fizeau interferometer based optical coherence tomographic (OCT) system using a fibre-based Michelson interferometer to compensate the optical path difference between the reference and sample light in the Fizeau interferometer is presented. The sensing probe of the system is a common path interferometer which can solve the problems existing in current endoscopic OCT systems, such as image distortion due to probe motion, and dispersion and polarization matching which are required when various probes are used. Experiments of path length compensation and vibration are conducted and the results demonstrate that this path length compensation method is feasible and the system can avoid environmental turbulences. Mirror and infrared card are imaged to demonstrate the performance of the proposed OCT system. This imaging approach is thus very suitable for endoscopic imaging, and the detailed method of expanding the OCT system for endoscopic OCT imaging is also presented.

Key words medical optics; optical coherence tomography; endoscopic imaging; Fizeau interferometer; path length compensation

1 引 言

光学相干层析成像(OCT)技术能非侵入地对活体组织的断层结构和生理功能进行可视化观察,它具备组织病理分析所需的高分辨力,能发挥病变早期诊断、过程监视和手术介导等临床功能^[1,2],目前已在眼科^[3]、皮肤^[4]和口腔^[5]疾病等的诊断方面获得实际应用。尤其是光学相干层析成像技术与内

窥成像技术相结合形成的内窥光学相干层析成像技术,可对生物体内部的组织器官进行成像,极大地拓展了光学相干层析成像的运用范围。为了对诸如肠胃道、呼吸道、膀胱和肺部等不同的内部器官或组织区域进行成像,已报道了许多内窥光学相干层析成像系统^[6~12]。这些系统一般采用光纤或光纤传像束作为内窥探头的传光器件,并把探头作为迈克耳

收稿日期: 2007-10-18; 收到修改稿日期: 2007-11-23

基金项目: 国家 863 计划(2006AA02Z4E0)、国家自然科学基金(60478040)、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: 杨亚良(1974—),男,云南人,博士研究生,主要从事生物医学光学方面的研究。E-mail: yangyaliang@126.com

导师简介: 丁志华(1967—),男,浙江人,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

孙(Michelson)干涉仪的样品臂使用。由于生物体内腔结构极不规则,进入其内的光纤或光纤传像束不可避免地存在着弯曲现象,致使由其传输光束的偏振态发生变化,以及使用与参考臂不同类型或不同长度光纤时引起的色散失配、温度波动引起的图像漂移、周期性生命律动引起的振动等,都会导致成像质量显著下降。因此,必须对引起图像质量下降的上述因素进行精确匹配,但这个过程较为复杂。且针对不同组织或区域成像时要求使用不同长度的探头,探头的每次更换,都需进行大行程范围的光程匹配、色散补偿和偏振态调节等操作,这些因素有时甚至会超出系统可供调节的范围而得不到满意结果。

基于菲佐(Fizeau)干涉结构的光学相干层析成像系统则能避免上述问题。目前已报道了采用马赫-曾德尔(Mach-Zehnder)干涉仪进行光程补偿并使用平衡探测技术的菲佐型光学相干层析成像系统^[13],以及使用光纤传像束的菲佐型全场光学相干层析成像系统^[14]。由于现有光学相干层析成像系统一般为迈克耳孙干涉结构,为了把菲佐干涉结构应用到现有系统里,本文提出了采用迈克耳孙干涉仪进行光程补偿的菲佐型光学相干层析成像系统。该系统的传感探头为共路干涉结构,使得系统具有对环境干扰不敏感的特点,非常适合于内窥成像。

2 系统与方法

提出的共路型光学相干层析成像系统如图1所示。超辐射发光二极管(SLD)光源(中心波长 $\lambda = 1310$ nm,带宽 $\Delta\lambda = 65$ nm)发出的低相干光,经 2×1 耦合器(50/50,带宽80 nm)进入菲佐传感干涉

仪。从单模光纤出射的光被准直镜1准直后,被宽带分光平片(BSP)分成反射光和透射光。透射光被显微物镜(放大倍率 $20 \times$,数值孔径为0.4)聚焦在样品上,样品由一个二维电动微位移台带着移动,实现聚焦光束对样品的横向扫描。由 $\Delta z = 2\lambda^2 \ln 2 / (\Delta\lambda\pi)$,得到系统的理论纵向分辨力为 $11.6 \mu\text{m}$ 。系统的横向分辨力由显微物镜决定, $\Delta x = 0.61\lambda / NA$,计算后得到系统的横向分辨力为 $2 \mu\text{m}$ 。由样品反射或后向散射的样品光 s 和被分光平片反射的参考光 r 之间存在的光程差,需由迈克耳孙干涉仪进行补偿。样品光 s 和参考光 r 经由同一光纤传输至迈克耳孙光程补偿干涉仪,经 2×2 耦合器(50/50,带宽80 nm)分光后分别进入 \hat{R} 臂和 \hat{S} 臂。为了与传感干涉仪中的样品臂和参考臂相区别,这里分别用 \hat{R} 臂和 \hat{S} 臂来表示迈克耳孙干涉仪的参考臂和样品臂。

进入 \hat{R} 臂的光经过相位调制器(PM)后,获得500 kHz的稳定载频^[15],然后进入由准直镜2、衍射光栅、傅里叶变换(FT)透镜、振镜和反射镜1组成的快速扫描光学延迟线(RSOD)^[16]。振镜的旋转中心与光轴重合,从而快速扫描光学延迟线只产生群延迟,实现对样品的纵向快速扫描。由于相位调制器的材料为电光晶体,具有较大的色散,以及其他元器件引入的色散,会使 \hat{R} 臂和 \hat{S} 臂之间存在色散失配,引起系统纵向分辨率的下降,通过调节衍射光栅和傅里叶变换透镜之间的距离,可实现对色散的补偿^[17]。进入 \hat{S} 臂的光被准直镜3准直后入射反射镜2,反射镜2由平移台带着移动,实现对 \hat{S} 臂和 \hat{R} 臂之间光程差的调节。在 \hat{S} 臂上插入偏振控制器(PC),来匹配 \hat{R} 臂和 \hat{S} 臂之间的偏振态,以提高干涉信号的对比度。

为了叙述的方便,把样品光 s 和参考光 r 被 \hat{R} 臂反射回的光分别叫做 $\hat{R}s$ 光和 $\hat{R}r$ 光,被 \hat{S} 臂反射回的则分别叫做 $\hat{S}s$ 光和 $\hat{S}r$ 光。上述四个光信号经过 2×2 耦合器后到达探测器。当光程补偿干涉仪中 \hat{R} 臂和 \hat{S} 臂之间的光程差与传感干涉仪中样品光和参考光之间的光程差接近到光源相干长度以内时,则在 2×2 耦合器处汇合时发生干涉。考虑到生物组织的反射或后向散射光信号非常微弱,以及快速扫描光学延迟线的效率只有大约30%,因此由 $\hat{R}r$ 光和 $\hat{S}s$ 光干涉得到的信号幅值理论上要比由 $\hat{R}s$ 光和 $\hat{S}r$ 光干涉得到的信号幅值高。

3 实验与结果

用反射镜作为样品,来测试系统的性能,分光平

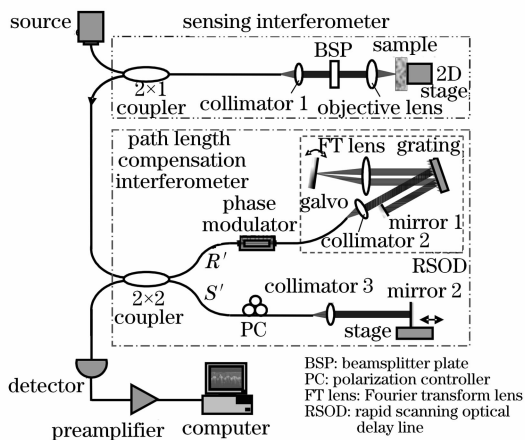


图1 采用光程外补偿方式的共路型光学相干层析成像系统示意图

Fig. 1 Schematic of the common-path optical coherence tomographic system with outside path length compensation

片的透射/反射比大约为 60/40。随着反射镜 2 沿远离准直镜 3 的方向移动,示波器上先后出现了三个干涉信号。记录下反射镜 2 移动的距离,并把三个干涉信号显示在同一图中,结果如图 2(a)所示,图中的横轴表示反射镜移动距离,纵轴表示干涉信号光电流幅值(1 mV 大约对应着 1 nW 的干涉信号功率),并把干涉信号沿横轴进行展宽以便观察其波形。图 2(a)中的信号 A 由 \dot{R}_r 光和 \dot{S}_s 光干涉形成,信号 C 由 \dot{R}_s 光和 \dot{S}_r 光干涉形成。而信号 B 则由 \dot{R}_r 光和 \dot{S}_r 光干涉、 \dot{R}_s 光和 \dot{S}_s 光干涉并叠加在一起而形成,也即是参考光或样品光自相干的结果,所以信号 B 不能用于光学相干层析成像。由图 2(a)可知,从信号 A 到信号 B、信号 B 到信号 C 时反射镜移动的距离,均为大约 135 mm,与分光平片和样品之间的实际距离相符合,表明光程补偿方法正确可行。另外,信号 A 的最大幅值为 592 mV,高于信号 C 的最大幅值 496 mV,与预测相一致,因此选择

反射镜 2 对应着信号 A 时的位置进行光学相干层析成像。进行精确的色散补偿和偏振态匹配调节后,得到如图 2(b)所示的干涉信号。取其包络的半峰全宽(FWHM)值,测得系统的轴向分辨力近似为 13.2 μm ,接近于理论值 11.6 μm 。

为了验证系统抵抗环境干扰的能力,进行了振动对比实验。在传感干涉仪和光程补偿干涉仪的一臂上各选取一段长约 300 mm 的光纤,把两端固定,手动施加振幅约 50 mm 的低频振动。当振动施加在传感干涉仪的光纤上时,观察不到干涉信号明显的展宽、漂移和变形等变化,表明系统对传感探头部分的振动不敏感。而在光程补偿干涉仪中引入振动时,干涉信号将在图 3(a)和图 3(c)所示的信号之间振荡,振荡频率与光纤振动频率相同。而且,图 3 所示三个信号的波形不再保持一致,这是由于振动时光纤弯曲引起传输光束偏振态的改变所致。

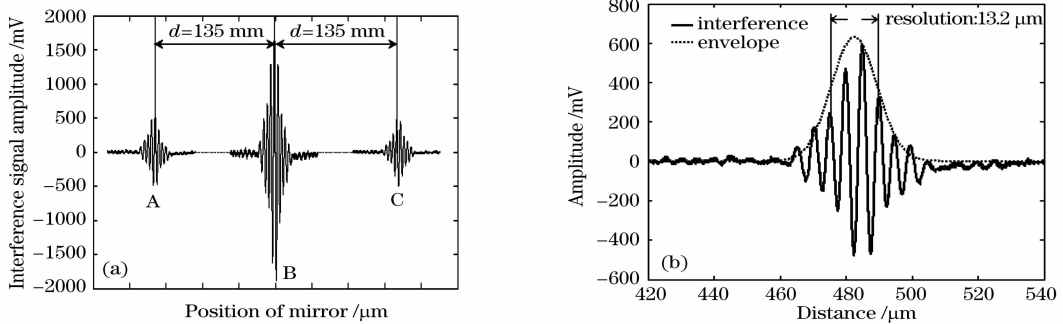


图 2 移动参考镜 2 进行光程补偿过程中观察到的三个干涉信号(a),和(a)中信号 A 的真实显示(b)

Fig. 2 (a) Three interference signals observed sequentially when moving mirror 2 to compensate the optical path length, and (b) the real display of the signal A in figure (a)

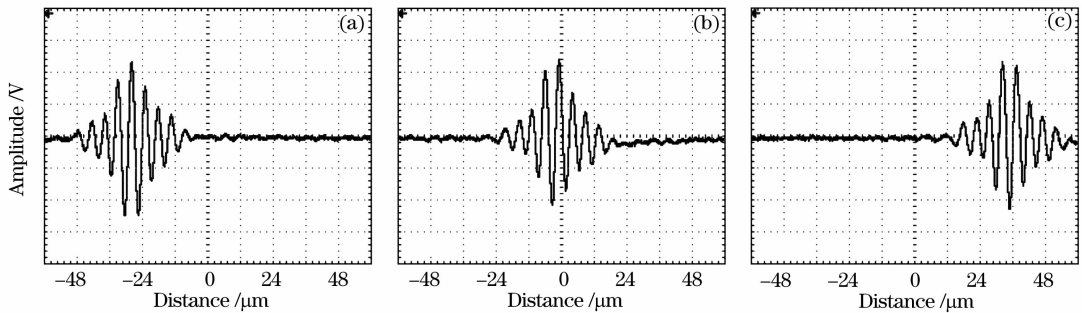


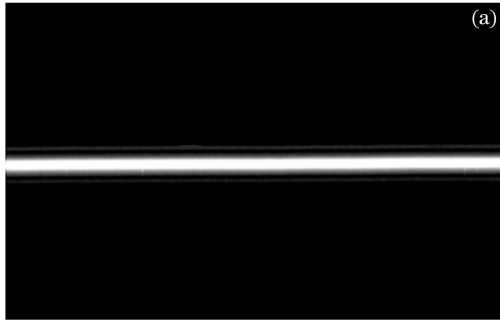
图 3 光纤处于振动的上(a)、中(b)、下(c)位置时示波器显示的干涉信号

Fig. 3 Interferential signals in oscilloscope under the vibration fibre at the top (a), middle (b) and low (c) position

用一块镀有保护银膜的反射镜作为样品,来观察振动对成像结果的影响,结果如图 4 示。图 4(a)为振动发生在传感干涉仪时得到的反射镜的光学相干层析图像,它和系统不发生任何振动时所得的图像几乎一致。而在光程补偿干涉仪中引入振动时,

得到的图像如图 4(b)所示,存在着严重的锯齿状形变,表明非共路部分的振动严重影响着成像结果。在实际应用中,可以把光程补偿干涉仪封装在盒子里,来避免光纤弯曲和各种外界干扰。上述处理既使不能完全消除外界干扰的影响,但由于它们对系

统的影响是相对恒定的,仍可通过对系统的调节来解决,而且成像过程中只需一次这样的调节即可。然而在基于迈克耳孙干涉结构的传统光学相干层析成像系统中,由于样品臂和参考臂相互分立,样品臂



光纤振动、弯曲等干扰又是随机的,因而它们对成像结果的影响很难消除。这一实验清楚表明了提出的共路型光学相干层析成像系统对振动不敏感,特别适合用于内窥成像。

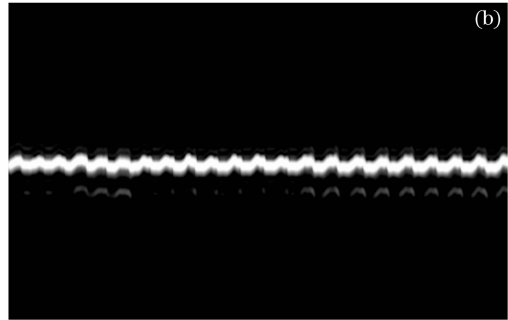


图4 在非佐传感干涉仪(a)和光程补偿干涉仪(b)中引入振动时的反射镜光学相干层析图像(1.8 mm×1.1 mm)

Fig. 4 Optical coherence tomographic images of a mirror under vibration introduced at the Fizeau sensing interferometer (a) and at the path length compensation interferometer (b) (1.8 mm × 1.1 mm)

图5所示为本系统对近红外卡进行成像时得到的光学相干层析图像。近红外卡由荧光物质和塑料外包层构成。图5清晰地显示了塑料包层的上下界面,其中上表面存在较强的镜面反射,距右侧约三分之一处有一明显的划痕,可测得塑料包层的厚度大约为160 μm。内部的荧光物质结构清晰,但其分布极不均匀。

代2×1耦合器,设计2×2耦合器的分光比以匹配参考光和样品光之间的强度,从而可得到采用迈克耳孙干涉仪进行光程外补偿的、基于光纤传像束的共路型内窥光学相干层析成像系统。

4 结 论

提出了一种基于菲佐干涉结构的共路型光学相干层析成像系统,菲佐传感干涉仪中样品光和参考光之间的光程差由一个光纤型迈克耳孙干涉仪进行补偿。光程补偿实验过程中出现的现象与理论分析结果相符合,验证了光程补偿方法的正确性。采用反射镜作为样品进行了振动干扰对比实验,结果表明,发生在传感干涉仪部分的振动对成像结果几乎没有影响,说明共路传感探头具有很强的抗干扰能力;而振动发生在光程补偿干涉仪部分时图像出现严重的锯齿状形变。但由于光程补偿干涉仪可以封装在盒子里并采用各种措施来消除外界的干扰,故整个系统仍然具有对环境干扰不敏感的特点。利用研制的系统对近红外卡进行了成像实验,得到清晰图像,证明了本系统的可行性。

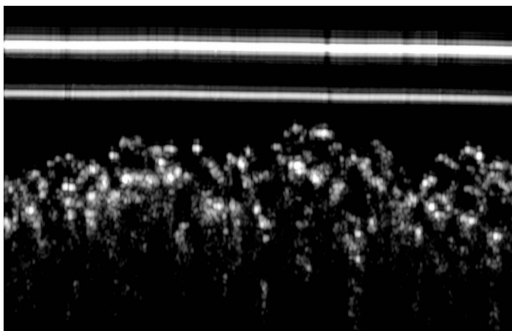


图5 近红外卡的光学相干层析图像
(1.8 mm×1.1 mm)

Fig. 5 Optical coherence tomographic image of an infrared card (1.8 mm×1.1 mm)

为把图1所示系统的工作原理应用于内窥成像,需对其进行一些改进。由于光纤传像束端面具有大约4%的反射率,可充当生物组织成像时传感干涉仪的参考面使用,并在端面上粘接格林透镜以聚焦光束在样品上,从而可在光纤传像束端面 and 样品之间形成干涉。在光纤传像束入射端面附近设置二维扫描振镜等机构,以实现主动横向扫描。另外,可通过提高系统光效率的方法来提高成像灵敏度,具体包括采用一个三端口光环行器来替

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 Zhou Lin, Ding Zhihua, Yu Xiaofeng. Axial superresolution in optical coherence tomography through the combination of apodization and coherence gating[J]. *Acta Optica Sinica*, 2005, **25**(9): 1181~1185
- 周琳,丁志华,俞晓峰. 利用变迹术和相干门相结合实现光学相干层析成像术轴向超分辨[J]. *光学学报*, 2005, **25**(9): 1181~1185

- 3 E. A. Swanson, J. A. Izatt, M. R. Hee *et al.*. In vivo retinal imaging by optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 1993, **18**(21): 1864~1866
- 4 B. Povazay, A. Unterhuber, B. Hermann *et al.*. Ultrahigh resolution optical coherence tomography of human skin [C]. *Proc. SPIE*, 2005, **5861**: 58610R-1~58610R-4
- 5 F. Feldchtein, V. Gelikonov, R. Iksanov *et al.*. In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity [J]. *Opt. Express*, 1998, **3**(6): 239~250
- 6 Y. Chen, P. R. Herz, P. L. Hsiung *et al.*. Ultrahigh resolution endoscopic optical coherence tomography for gastrointestinal imaging[C]. *Proc. SPIE*, 2005, **5690**: 4~10
- 7 G. J. Tearney, M. E. Brezinski, B. E. Bouma *et al.*. In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography[J]. *Science*, 1997, **276**: 2037~2039
- 8 A. M. Sergeev, V. M. Gelikonov, G. V. Gelikonov *et al.*. In vivo endoscopic OCT imaging of precancer and cancer states of human mucosa[J]. *Opt. Express*, 1997, **1**(13): 432~440
- 9 A. M. Rollins, R. Ung-arunyawee, A. Chak *et al.*. Real-time in vivo imaging of human gastrointestinal ultrastructure by use of endoscopic optical coherence tomography with a novel efficient interferometer design[J]. *Opt. Lett.*, 1999, **24**(19): 1358~1360
- 10 M. J. Cobb, X. Liu, X. Li. Continuous focus tracking for real-time optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2005, **30**(13): 1680~1682
- 11 T. Xie, D. Mukai, S. Guo. Fiber-optic-bundle-based optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2005, **30**(14): 1803~1805
- 12 T. Xie, S. Guo, Z. Chen. GRIN lens rod based probe for endoscopic spectral domain optical coherence tomography with fast dynamic focus tracking [J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(8): 3238~3246
- 13 P. Casaubieilh, H. D. Ford, S. W. James *et al.*. Optical coherence tomography with a Fizeau interferometer configuration [C]. *Proc. SPIE*, 2005, **5858**: 58580I-1~58580I-9
- 14 H. D. Ford, R. P. Tatam. Full-field optical coherence tomography using a fibre imaging bundle [C]. *Proc. SPIE*, 2006, **6079**: 60791H-1~60791H-9
- 15 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
- 16 Zhou Zhenming, Ding Zhihua, Yang Yaliang. Development of optical coherence tomography based projected index computed tomography system [J]. *Chin. J. Lasers*, 2007, **34**(6): 833~836
周振明, 丁志华, 杨亚良. 基于光学相干层析成像的投影折射率计算机层析成像系统研制 [J]. *中国激光*, 2007, **34**(6): 833~836
- 17 Li Dong, Ding Zhihua, Meng Jie. Double-grating rapid scanning optical delay line for dispersion compensation [J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(3): 505~509
李 栋, 丁志华, 孟 捷. 双光栅快速扫描光学延迟线的色散补偿 [J]. *光学学报*, 2007, **27**(3): 505~509