

文章编号: 0258-7025(2008)03-0472-05

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

王 玲¹ 丁志华¹ 史国华² 张雨东² 朱 瑛¹ 黄 刚¹ 何梓昂¹

(¹ 浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)
² 中国科学院光电技术研究所, 四川 成都 610209)

摘要 采用中心波长为 840 nm, 带宽为 50 nm 的宽带近红外光源, 基于低相干干涉原理和快速扫描延迟线(RSOD)相位调制的外差探测方法, 建立了单模光纤型光学相干层析(OCT)成像系统, 依此获得自然状态下活体组织的二维纵向截面成像图像。实验结果表明, 系统的轴向分辨率为 6.7 μm , 接近理论分辨率, 纵向成像范围高达 3 mm, 横向分辨率为 4.7 μm ; 入射到样品的光功率低于 300 μW , 系统探测灵敏度大于 88 dB。在保证样品入射光功率相同的情况下, 与中心波长为 1310 nm, 带宽为 65 nm 的单模光纤型光学相干层析成像系统对含水量高的新鲜橙子果肉的成像结果进行对比, 验证了该系统用于眼后段组织成像的优越性, 给出了活体动物视网膜的成像结果。

关键词 医用光学与生物技术; 光学相干层析成像; 相位调制; 分辨率; 灵敏度

中图分类号 TN 247 文献标识码 A

Fiber-Based Optical Coherence Tomography Imaging System with Rapid Scanning Optical Delay Line as Phase Modulator

Wang Ling¹ Ding Zhihua¹ Shi Guohua² Zhang Yudong²

Zhu Ying¹ Huang Gang¹ He Zi'ang¹

(¹ State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China)
² The Institute of Optics and Electronics, Chinese Academy of Sciences, Chengdu, Sichuan 610209, China)

Abstract A newly developed single-mode fiber-designed optical coherence tomography (OCT) system is built based on low coherence interferometry and optical heterodyne detection. A broadband infrared optical source centered at 840 nm with a bandwidth of 50 nm is used as the system source. A stable high carrier is generated by Fourier-domain rapid scanning optical delay line (RSOD) as phase modulator. With this developed system, two-dimensional (2D) cross sectional images of tissues *in vivo* are reconstructed. The experiment results indicate that the system has an axial resolution of 6.7 μm , approaching the ideal resolution, and transversal resolution of 4.7 μm in air. The depth imaging range is above 3 mm in air. Although less than 300 μW optical power is incident on the sample, the system sensitivity is above 88 dB. With the same incident power on the sample, an image of the same sample (fresh orange) with a 1310 nm OCT system is also provided. The qualitative comparisons between the two system at different central wavelengths demonstrate the impressive potential of 840 nm OCT system to perform eye posterior structure imaging. The image of the animal retina *in vivo* is presented.

Key words medical optics and biotechnology; optical coherence tomography; phase modulation; resolution; sensitivity

收稿日期: 2007-06-06; 收到修改稿日期: 2007-09-20

基金项目: 国家 863 计划(2006AA02Z4E0)、国家自然科学基金(60378041, 60478040)、浙江省自然科学基金(Z603003)、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”资助项目。

作者简介: 王 玲(1980—), 女, 湖北人, 博士研究生, 主要从事生物医学光学成像、光学相干层析成像的研究。

E-mail: oxsp_0@163.com

导师简介: 丁志华(1968—), 男, 浙江人, 教授, 博士生导师, 主要从事生物医学光学成像的研究。

E-mail: zh_ding@zju.edu.cn

1 引 言

光学相干层析(OCT)成像技术是一种新近发展起来的高分辨率生物医学成像手段,具有极高的信噪比和探测灵敏度,能非侵入地对活体内部的结构和功能进行可视化观测^[1~8]。

眼睛在 800 nm 附近的波段几乎是透明的,该波段的光透过眼球的吸收和散射很小,能够很容易进入眼睛的后半部,对眼底的视网膜等与人眼视力密切相关的组织成像,提供有价值的眼科诊断信息。本文建立了中心波长为 840 nm 的光纤型光学相干层析成像系统,采用基于快速扫描延迟线(RSOD)的相位调制方法提高系统的信噪比和探测灵敏度,展示了该系统对高含水量的活体植物组织的二维光相干层析成像结果,同时展示了相同样品入射光功率率情况下,中心波长为 1310 nm 的光纤型光学相干层析成像系统对含水量高的同样样品的成像结果。活体动物兔眼视网膜的成像结果可以清楚分辨兔眼视网膜的分层结构。

2 系统原理

图 1 所示为基于快速扫描延迟线相位调制的光纤型光学相干层析成像系统布局。从宽带光源(SLD-371-HP-DIL-SM-PD,中心波长为 840 nm,带宽为 50 nm,出射光功率 $P = 7.5 \text{ mW}$)出射的光经光纤型隔离器(1X-IO-F-830-FC/APC2, OFR)入射到 2×2 宽带光纤耦合器(50/50,中心波长 840 nm,带宽 $\pm 30 \text{ nm}$,上海翰宇),经耦合器分光后分别进入低相干干涉仪的参考臂和样品臂。进入参考臂的光经过偏振控制器,然后进入由准直镜、光栅、傅里

叶透镜、振镜和反射镜组成的双通快速扫描延迟线^[9]。双通快速扫描延迟线能够实现群延迟和相延迟分离控制的目标,用于系统同时实现纵向扫描和相位调制。入射到样品臂的光经准直镜、横向扫描振镜和聚焦物镜投射到待测样品,对样品实现横向扫描。从参考臂和样品臂返回的光当其光程差在光源的相干长度内时发生干涉,干涉信号经探测器和前置运放器输入到数据采集卡,并由计算机进行后续处理和图像重建。宽带光源经隔离器后出射光的光功率谱如图 2 所示。

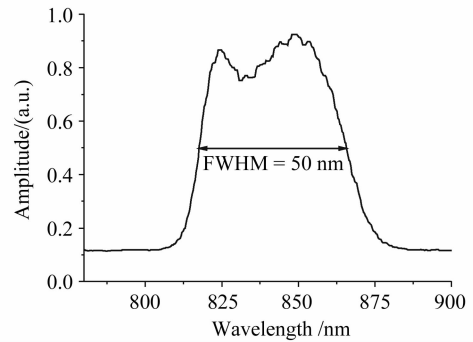


图 2 宽带光源经隔离器后的光功率谱
Fig.2 Power spectrum of the broadband optical source after the isolator

为了提高系统的信噪比和探测灵敏度,达到光量子探测极限,光学相干层析系统大多采用外差探测技术,在参考光和样品光之间引入高频相位调制,以实现干涉信号的载频。本系统采用快速扫描延迟线实现相位调制,通过改变振镜转轴相对于光轴的偏移量 x 改变系统干涉信号的中心频率。将振镜转轴相对光轴的偏移量设为 $x = 3 \text{ mm}$,则干涉信号载频为 $f_0 = 500 \text{ kHz}$ 。该频率能够保证信号与低频噪声在频率域分开,同时保证干涉信号的中心频率大于两倍的信号带宽,即确保了干涉信号包络正确解调的必要条件^[10]。利用低噪声前置运放实现电路滤波和软件处理实现数字滤波进一步提高系统的信噪比。

3 实验与结果

中心波长为 840 nm 的光学相干层析成像系统采用光纤化设计不仅结构紧凑、灵活,还能够有效减少背景光的干扰。实验所用耦合器的单模光纤(HI-780 SMF, corning fiber)与光源的尾纤型号一致。由于单模光纤内芯的椭圆率和外加压力的非对称性,以及系统其他光学元件引起的色散,系统的轴向分辨率往往会因为系统色散失配和偏振模色散大

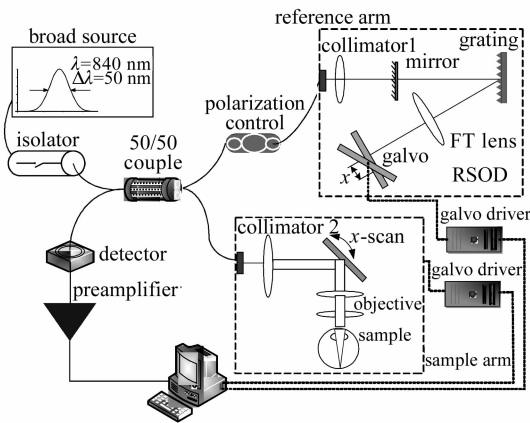


图 1 基于快速扫描延迟线相位调制的光纤型光学相干层析系统布局图
Fig.1 Schematic of fiber-based OCT system with RSOD as phase modulator

大降低。参考臂和样品臂的色散失配可以通过调节快速扫描延迟线中光栅和傅里叶透镜间的距离进行补偿；系统的偏振模色散则可以通过样品臂的偏振控制器的调整，选择单一偏振模干涉的方式改善。图 3 为光纤型光学相干层析系统处于不同调整状态下的干涉信号。图 3(a)~(c)分别为系统材料色散失配、偏振模色散展宽和理想调整状态下的干涉信号。可以看出系统的轴向分辨率在不同的调整状态下有很大的差别，色散失配的情况下信号展宽严重，轴向分辨率大大下降；系统材料色散匹配好，偏振模色散导致信号出现明显的双峰现象，同时信号展宽，信号幅度下降。图 3(c)给出系统材料色散及偏振模色散均调整到最佳状态下的干涉信号，并给出其半峰全宽(FWHM)值。系统的轴向分辨率近似为 $6.8 \mu\text{m}$ ，接近理论轴向分辨率 $\Delta z = \frac{2\ln 2}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} =$

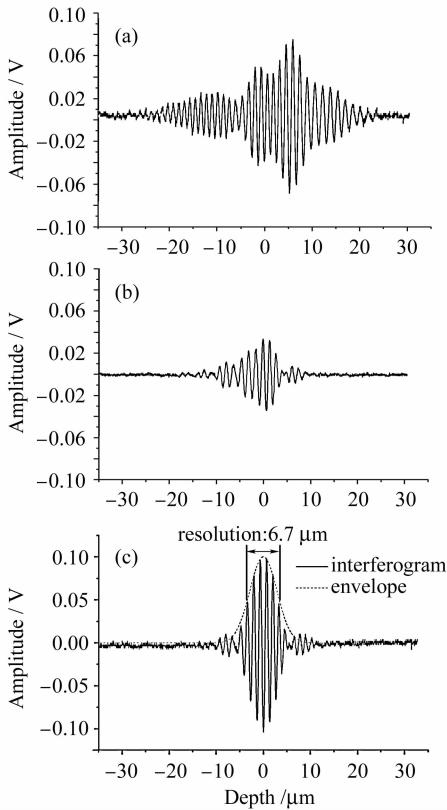


图 3 系统处于不同调整状态下的干涉信号。(a) 色散失配状态；(b) 偏振模色散状态；(c) 色散匹配的理想调整状态

Fig. 3 Typical interferograms under different adjustments in fiber-based OCT system. (a) interferograms corresponding to dispersion uncompensated in the reference arm; (b) pulse spreading caused by polarization mode dispersion; (c) relatively optimized adjustment

$6.23 \mu\text{m}$ 。系统中的横向分辨率由样品臂中的物镜决定，采用物镜的焦距为 18 mm，数值孔径为 0.11，则系统的横向分辨率为 $\Delta x = \frac{4\lambda}{\pi} \times \frac{f}{D} = 0.61\lambda/\text{NA} = 4.7 \mu\text{m}$ 。

该系统采用双通快速扫描延迟线实现相位调制，快速扫描延迟线所用光栅栅距为 $d = 1 \text{ mm}/300$ ，傅里叶透镜焦距 $f = 60 \text{ mm}$ ，振镜在光谱衍射方向的尺寸为 12 mm，振镜用频率为 500 Hz 的三角波驱动，驱动信号振幅为 $V_{pp} = 2.0 \text{ V}$ 。在参考臂和样品臂光程匹配的情况下改变振镜转轴相对光轴的偏移距离 x ，测得干涉信号的中心频率 f_0 的变化如图 4 所示。实验观察发现，当 $x > 4.880 \text{ mm}$ 时，干涉信号幅度开始下降，这是由于振镜扫描时部分光偏离振镜造成快速扫描延迟线返回的光信号能量衰减。考虑到系统探测器带宽、干涉信号强度以及系统调节的方便性，选择 $x = 3.000 \text{ mm}$ ，系统调制频率为 $f_0 = 500 \text{ kHz}$ ，此时干涉信号的频谱如图 5 所示，可以看出干涉信号的中心频率大于两倍的信号带宽。改变驱动振镜信号的振幅同时改变了干涉信号的中心频率和带宽，但中心频率和带宽的比值不变，依然能够满足信号正确解调的条件。

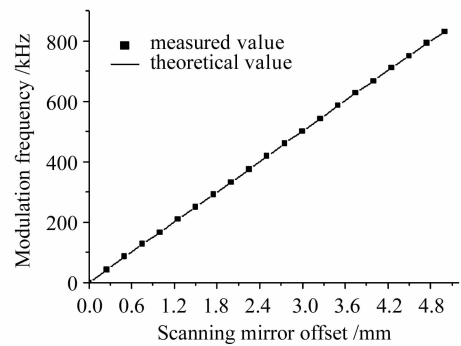


图 4 f_0 与 x 的关系

Fig. 4 f_0 versus x

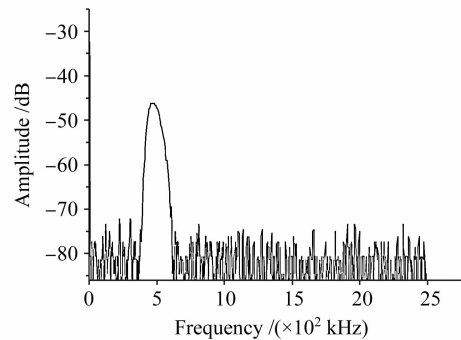


图 5 干涉信号的频谱

Fig. 5 Frequency spectrum of the interference signal

系统的纵向扫描范围由快速扫描延迟线的群延迟决定,当 $V_{pp} = 2.0$ V时,系统纵向成像范围(空气中)为2.12 mm;当 $V_{pp} = 3.0$ V时,纵向成像范围可达到3.20 mm.横向扫描范围由 x 扫描振镜的转角和物镜焦距决定,扫描角为 4° 时对应的扫描范围为1.256 mm,包含256 pixel.若取纵向采样的占空比为40%,采集一幅 $256(x)$ pixel \times $128(z)$ pixel的图像,对应的采样范围为 1.256 mm \times 0.864 mm,采样时间为0.5 s.入射到样品的光功率为 $300 \mu\text{W}$,在0.5 s的采样时间低于ANSI推荐的激光用眼安全曝光量^[11].定义反射镜(反射比为1)干涉信号幅度的平方与系统噪声的比值为系统的探测灵敏度,实验测得系统的灵敏度在88~93 dB间变化.

图6(a)为系统对新鲜的橙子果肉二维相干层析成像结果,其成像范围为 1.256 mm \times 0.864 mm,对应 $256(x)$ pixel \times $128(z)$ pixel.该系统对于含水量较高的组织成像深度比较深,新鲜橙子果肉的二维相干层析成像在成像深度大于0.7 mm时仍然能够清晰地看到橙子果肉的纤维组织结构,改变成像的聚焦位置和图像采样占空比,对橙子果肉的纵向成像范围可以进一步提高.采用实验室另一套1310 nm的光学相干层析系统^[12](光源中心波长为1310 nm,带宽为65 nm)对同一块橙子果肉成像(图6(b)),系统A-scan频率为500 Hz,系统载频500 kHz,在样品臂加入光纤型可变光功率衰减器调节入射到样品臂的光功率,同时调节参考臂快速扫描延迟线的耦合效率,使得参考臂返回的光功率

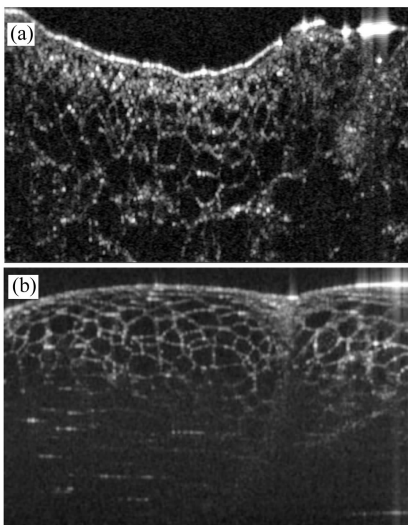


图6 840 nm(a)和1310 nm(b)光学相干层析系统新鲜橙子果肉二维相干层析成像

Fig. 6 2D 840 nm (a) and 1310 nm (b) OCT structural image of fresh orange

与840 nm光学相干层析系统的参考臂返回的光功率一致.对应的成像范围为 1.90 mm \times 1.128 mm, $200(x)$ pixel \times $80(z)$ pixel.可以看出,当成像深度大于0.5 mm时,1310 nm光学相干层析系统已经无法清晰地分辨出橙子果肉的纤维组织.这是因为水对中心波长为840 nm的光吸收较小,对1310 nm波段的光吸收强.

图7是840 nm光学相干层析系统对被麻醉的兔子视网膜成像结果.入射到兔眼的光源功率为 $500 \mu\text{W}$,调节采样范围为 6 mm \times 2.0 mm,对应 $256(x)$ pixel \times $256(z)$ pixel,采样时间为0.5 s.由于兔眼晶状体本身的视差导致系统成像的横向分辨率降低,所以横向扫描相同的像素数扫描范围增加.可以从图中清晰地看出兔眼视网膜的七个分层结构,并且能够看到视网膜色素上皮层(RPE)下的血管和脉络层.其中ILM/NFL为内界膜/神经纤维层;IPL为内丛状层;OPL为外丛状层;ONL为外颗粒层;ELM为外界膜;OS为内部感光器和外部感光器的界面;Ch为脉络膜.

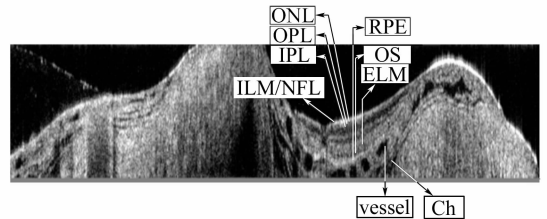


图7 840 nm光学相干层析系统在活体兔上获得的视网膜层中央凹位置处的一个纵向切面图

Fig. 7 *In vivo* OCT image of the rabbit retina around the fovea centres

4 结 论

利用中心波长为840 nm,带宽为50 nm的宽带光源,建立了基于快速扫描延迟线相位调制的光纤型光学相干层析成像系统,并成功地获得了高信噪比、高分辨率、大成像深度的植物组织成像结果以及活体动物视网膜成像结果.系统的纵向分辨率达到 $6.8 \mu\text{m}$,横向分辨率达到 $4.7 \mu\text{m}$,入射到样品上的光功率为 $300 \mu\text{W}$,探测灵敏度高于88 dB,有望用于医学眼科活检.下一步的工作是改善扫描方式(如采用谐振扫描),提高成像速度;进一步优化系统光路设计,提高样品臂的光传输效率,系统信噪比.

参 考 文 献

1 James G. Fujimoto. Optical coherence tomography for ultrahigh

- resolution in vivo imaging [J]. *Nature Biotechnology*, 2003, **21**(11):1361~1367
- 2 A. F. Fercher, W. Drexler, C. K. Hitzenberger *et al.*. Optical coherence tomography-principles and applications [R]. *Reports on Progress in Physics*, 2003, **66**:239~303
- 3 Song Guiju, Wang Xiangzhao, Zhang Lianying *et al.*. Optical coherent tomography about lotus root [J]. *Chinese J. Lasers*, 2000, **A27**(1):83~86
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, **A27**(1):83~86
- 4 Mao Yunxin, Guo Jianping, Liang Yanmei *et al.*. Analysis of noise characteristics in optical coherence tomographic system [J]. *Acta Optica Sinica*, 2005, **25**(3):324~330
毛幼馨,郭建平,梁艳梅等. 低相干光断层扫描系统的噪声分析与研究[J]. *光学学报*, 2005, **25**(3):324~330
- 5 Wolfgang Drexler, Uwe Morgner, Ravi K. Ghanta *et al.*. Ultrahigh resolution ophthalmic optical coherence tomography [J]. *Nature Medicine*, 2001, **7**(4):502~507
- 6 Wolfgang Drexler, Harald Sattmann, Boris Hermann *et al.*. Enhanced visualization of macular pathology with the use of ultrahigh-resolution optical coherence tomography [J]. *Archives of Ophthalmology*, 2003, **121**(5):695~706
- 7 Yuan Jiali, Liu Ruihua, Gao Xuan *et al.*. Preprocessing technology of retina optical coherence tomography image [J]. *Acta Optica Sinica*, 2007, **27**(3):419~423
苑佳丽,刘瑞华,高旋等. 视网膜光学相干层析图像的预处理方法[J]. *光学学报*, 2007, **27**(3):419~423
- 8 A. Unterhuber, B. Považay, B. Hermann *et al.*. In vivo retinal optical coherence tomography at 1040 nm-enhanced penetration into the choroid [J]. *Opt. Express*, 2005, **13**:3252~3258
- 9 G. J. Teaney, B. E. Bouma, J. G. Fujimoto. High speed phase- and group- delay scanning with a grating- based phasecontrol delay line [J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(23):1811~1813
- 10 Wang Ling, Ding Zhihua. Phase modulation by resonant driving of the galvo in a rapid scanning optical delay line [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008 (to be published)
王玲,丁志华. 基于快速扫描光学延迟线谐振扫描的位相调制方法[J]. *光子学报* 2008(待发表)
- 11 American National Standards Institute. American National Standard for Safe Use of Lasers [S]. 2000, ANSI Z 136-1
- 12 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