

文章编号: 0258-7025(2009)10-2543-05

# 基于透射式 RSOD 的平衡探测型 OCT 系统

徐 磊 丁志华 陈明惠 王 凯 孟 婕 吴 彤

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

**摘要** 报道了一种适用于平衡探测型光学相干层析(OCT)成像系统的透射式快速扫描光学延迟线(RSOD)。该透射式 RSOD 主要由反射型闪耀光栅、傅里叶透镜、快速扫描振镜、直角棱镜和反射镜组成,具备了反射式 RSOD 同样的相位调制、轴向扫描、调节色散功能。实验表明,基于透射式 RSOD 构建的平衡探测型 OCT 系统,与基于反射式 RSOD 的非平衡探测型 OCT 系统相比,图像质量明显提高。

**关键词** 医用光学与生物技术;光学相干层析;透射式快速扫描光学延迟线;平衡探测

**中图分类号** TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL20093610.2543

## Transmissive RSOD for Balance Detection Based OCT

Xu Lei Ding Zhihua Chen Minghui Wang Kai Meng Jie Wu Tong

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

**Abstract** This paper presents a transmissive rapid scanning optical delay line (RSOD) for balance detection based optical coherence tomography (OCT). This transmissive RSOD, consisting of a reflective blazed grating, a Fourier lens, a fast-scanning galvo-mirror, a right-angle prism and a mirror, possess functions of phase modulation, axial scanning and dispersion compensation in OCT just as a reflective RSOD. The developed transmissive RSOD is implemented in OCT for balance detection. Comparison study indicates that improved quality of imaging is archived by the transmissive RSOD based OCT, in contrast to that by a conventional reflective RSOD based OCT.

**Key words** medical optics and biotechnology; optical coherence tomography; transmissive rapid scanning optical delay line; balance detection

## 1 引 言

光学相干层析(Optical Coherence Tomography, OCT)成像技术是一种具有高分辨率、非侵入、实时成像能力的医学成像手段<sup>[1,2]</sup>。近几年来,傅里叶域 OCT 由于其在成像速度和灵敏度上的优势,获得了迅猛发展,有取代时域 OCT 的趋势<sup>[3~6]</sup>。但是傅里叶域 OCT 技术也有其固有的缺陷,如复共轭镜像和自相关噪声的存在、信噪比随着成像深度的增加而下降<sup>[7,8]</sup>、无法实施动态聚焦等。因此,时域 OCT 系统仍旧具有发展的空间。在典型时域 OCT 系统中,需通过改变参考臂的光程来实现样品的深度扫描。由 MIT 小组首先提出的快速扫描光学延迟线

(RSOD)是一种基于光栅衍射效应来实现群速度控制的光学延迟线形式<sup>[9]</sup>,它具有较快的扫描速度,而且能够独立地控制群速度和相速度,具备调节色散的能力<sup>[10]</sup>,因而被广泛应用。即使在傅里叶域 OCT 系统中,RSOD 也可应用于参考臂中实施相位调制和调节色散等功能。在 OCT 系统中,采用平衡探测可以去除直流本底信号,抑制过量强度噪声,信噪比大于非平衡探测系统,对于噪声较小的探测器,平衡探测的优势更加明显<sup>[11,12]</sup>。实现 OCT 平衡探测可以利用环形器,也可采用透射式 RSOD。环形器带宽有限,且价格昂贵。透射式 RSOD 不仅可以实现平衡探测,而且可以作为参考臂,实现轴向扫描、光程匹配和色散

收稿日期: 2009-06-16; 收到修改稿日期: 2009-08-11

基金项目: 国家 863 计划(2006AA02Z4E0)和国家自然科学基金(60878057)资助课题。

作者简介: 徐 磊(1984—),男,硕士研究生,主要从事生物医学光学方面的研究。E-mail: leixu1212@gmail.com

导师简介: 丁志华(1968—),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

(通信联系人)

补偿功能。

J. A. Izatt 等<sup>[13]</sup>提出过两种透射式 RSOD 设计方案:1)利用分光棱镜实现 RSOD 返回光束方向的偏转。不过,单通的扫描设计方案导致振镜偏转前后光束的出射方向存在横向偏移,光强耦合效率低。2)利用反射型双通 RSOD 中双通反射镜的偏转,使得镜面方向不再与入射光线垂直,实现光束二次通过 RSOD 后不再与入射光束重合。但出射光束的方向与双通反射镜的方向以及 RSOD 的扫描范围有密切关系,给 RSOD 的设计和调试带来困难。Rosa 等<sup>[14]</sup>提出了一种透射式 RSOD。该透射式 RSOD 采用两个平面反射镜,单次通过 RSOD 的光束不经过光栅,直接通过透镜打在扫描振镜上,以消除振镜扫描造成的光束出射位置偏移。但这种设计结构复杂,两个平面镜位置和角度互相关联,调试困难,并且振镜的扫描范围和光谱带宽受到限制。

针对反射式双通 RSOD 用于 OCT 系统的不足和其应用于平衡探测型 OCT 系统遇到的实际困难,以及现有透射式 RSOD 设计存在出射光束偏

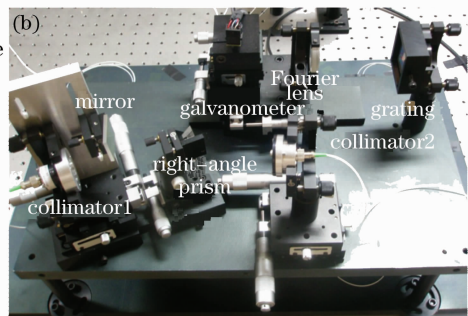
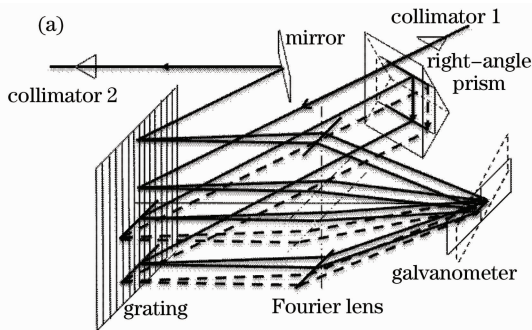


图 1 透射式 RSOD 的光路追迹(a)和实验系统(b)

Fig. 1 Three-dimensional structure of transmissive RSOD(a) and experiment system (b)

基于透射式 RSOD 构建的平衡探测型 OCT 系统,可以消去直流本底信号,而且干涉信号加倍,系统信噪比有望得到提高。基于透射式 RSOD 的时域 OCT 系统装置如图 2 所示。由宽带光源超辐射发光二极管 (SLD) (中心波长  $\lambda = 1310$  nm, 带宽  $\Delta\lambda = 65$  nm, B&W Tek.) 输出的低相干光通过 50/50 的宽带光纤耦合器 1 (FC1), 一路经偏振控制器 (PC) 至样品臂, 其中样品臂由一个光纤准直镜、一个焦距为 40 mm 的双胶合消色差透镜和电动微位移台构成, 从样品臂返回的光经光纤耦合器 1 至 50/50 宽带光纤耦合器 2 (FC2); 另一路经相位调制器 (PM) (调制频率为 500 kHz)、透射式 RSOD (T-RSOD)、偏振控制器至光纤耦合器 2。耦合器 2 出射光两臂分别进入平衡探测器 (BD) 正负输入端。

移、扫描范围受限、安装调试复杂等缺点,本文提出一种适用于平衡探测型 OCT 系统的新型透射式 RSOD,并建立了一套基于透射式 RSOD 的平衡探测型 OCT 系统。

## 2 方法与实验

透射式 RSOD 光路追迹和实验系统如图 1 所示。它由反射型闪耀光栅 (53- \* -641R, 光栅常数  $d = 1/293.53$  mm, Newport)、傅里叶透镜 (通光口径  $D = 27$  mm, 焦距  $f = 70$  mm, DHC)、高速扫描振镜 (6210 H, Cambridge)、直角棱镜、平面反射镜和两个准直镜构成。入射光经准直镜 1 入射,投射到反射型衍射光栅上,并经傅里叶透镜聚焦在扫描振镜上,反射后又投射到光栅上,折返到直角棱镜,经过直角棱镜后,再一次通过 RSOD,出射光经平面反射镜反射后由准直镜 2 接收。图 1(a)中,实线是振镜处于平衡位置时的光线追迹,虚线是振镜偏转一定角度后的光线追迹。

平衡探测器将光信号转换为电信号,经前置放大器,由数据采集卡 (NI-DAQ 6115) 接收,并由计算机进行后续处理和图像重建。

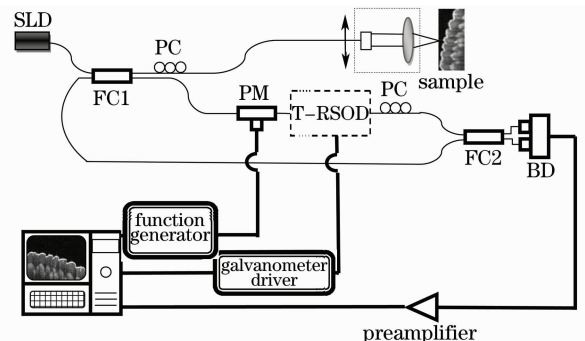


图 2 基于透射式 RSOD 构建的平衡探测型时域 OCT 系统  
Fig. 2 Schematic of balanc detection based time-domain OCT

基于图 1 的光线追迹,可得透射式 RSOD 的相延迟、群延迟以及二阶群速度色散分别为

$$l_p = 4(L - f) + 4x\gamma, \quad (1)$$

$$l_g = 4x\gamma + \frac{8\pi m f \gamma}{dk_0} + 4(L - f), \quad (2)$$

$$V_{\text{GVD}} = -16(L - f) \frac{\pi^2 m^2}{c^2 d^2 k_0^2}, \quad (3)$$

式中  $L, f, d, x, \gamma$  依次是透射式 RSOD 中扫描振镜和傅里叶透镜的距离、傅里叶透镜的焦距、光栅常数、振镜旋转中心与透镜光轴中心的横向偏离、振镜偏转角。 $k_0$  表示中心波长  $\lambda_0$  对应的波数,  $c$  表示光速。 $m$  表示光栅衍射级次, 这里采用一级衍射, 取 +1。

由(1)式可知,透射式 RSOD 可以作为相位调制器,其干涉信号中心频率为

$$f_0 = \frac{4x}{\lambda_0} \cdot \frac{d\gamma(t)}{dt}, \quad (4)$$

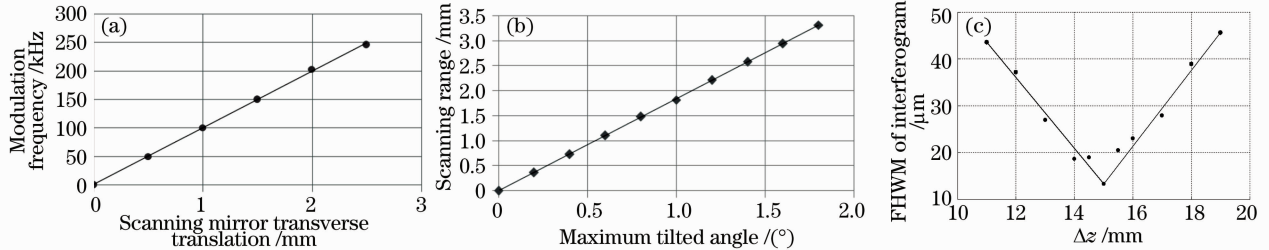


图 3 透射式 RSOD 的实验结果

Fig. 3 Experimental result of transmissive RSOD

由(2)式可知,透射式 RSOD 通过振镜振动,可以产生不同的群延迟,进而实现对样品的深度扫描。调整振镜位置,使振镜旋转中心与透镜光轴中心重合( $x=0$ ), (2)式的第一项为零,第三项是一个定值,与扫描范围无关。所以,透射式 RSOD 的最大群延迟(即轴向扫描范围)和第二项中的振镜最大偏转角成正比。为了验证透射式 RSOD 的扫描功能,数据采集卡产生不同振幅。频率为 500 Hz 的三角波到振镜驱动,扫描振镜以不同的最大偏转角进行扫描,可以得到振镜最大偏转角和扫描范围之间的关系[如图 3(b)所示],拟合斜率为 1.840 mm/(°),通过透射式 RSOD 器件的基本参数以及光源中心波长可以计算出理论斜率为 1.878 mm/(°),实验结果与理论值吻合。

由(3)式可知,透射式 RSOD 通过调节光栅离焦量  $\Delta z = L - f$ , 可以产生不同的二阶群速度色散。当光栅离焦量在 100 mm ( $\pm 50$  mm) 内变化时,透射式 RSOD 对于中心波长的理论二阶群速度色散调节量为:  $-6.85 \times 10^4 \text{ fs}^2 \leq V_{\text{GVD}} \leq 6.85 \times 10^4 \text{ fs}^2$ 。为了验证透射式 RSOD 的色散调节功能,调节不同的光栅离

式中  $\gamma(t)$  为振镜振动过程中振镜偏转角关于时间的函数。通过控制振镜旋转中心和透镜中心的偏移量  $x$ , 可以改变相位调制频率。为了验证透射式 RSOD 相位调制功能,采用多功能数据采集卡 (NI-DAQ6115, National Instruments) 形成频率为 500 Hz, 振幅为 1 V 的三角波来驱动扫描振镜,即扫描振镜以频率 500 Hz, 最大偏转角  $0.5^\circ$  进行线性扫描,并用数据采集卡记录干涉信号,通过观察干涉信号,进而得到振镜横移量和相位调制中心频率之间的关系。如图 3(a)所示,相位调制中心频率与振镜横移量呈线性关系,拟合斜率为 100.37 Hz/ $\mu\text{m}$ ,通过扫描振镜的角速度 [ $1000^\circ/\text{s}$ ] 和光源中心波长 (1310 nm) 可以计算出理论斜率为 106.53 Hz/ $\mu\text{m}$ ,与(4)式的理论预计相吻合。

焦量,采集到不同的干涉信号,测量干涉信号的半峰全宽(系统分辨率),可以得到干涉信号半峰全宽和光栅离焦量之间的关系[如图 3(c)所示],当光栅离焦量  $\Delta z$  为 15.1 mm 时,色散匹配达到最佳状态,当  $\Delta z$  远离这个值时,干涉信号半峰全宽越来越大,分辨率越来越差,验证了理论计算。

由此可见,与反射式 RSOD 一样,透射式 RSOD 用于系统样品臂,可以作为相位调制器,精确控制干涉信号的相位延迟,作为深度扫描机构,可以控制 OCT 系统深度扫描范围,同时,透射式 RSOD 可以引入足够的色散,来匹配系统样品臂和参考臂之间的色散,提高系统分辨率。

根据光源带宽和中心波长,通过  $\Delta z = \frac{2\ln 2}{\pi} \left( \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} \right)$ ,

得出理论纵向分辨率为 11.7  $\mu\text{m}$ 。以平面镜作为样品,用采集卡采集干涉信号(如图 4 所示),可以测出基于透射式 RSOD 的平衡探测 OCT 系统的实际纵向分辨率为 13.3  $\mu\text{m}$ ,与理论值基本吻合。样品臂采用焦距为 20 mm 的光线准直镜和焦距为 40 mm 的物镜,可得横向分辨率为  $\Delta x = (4\lambda/\pi) \times (f/D) = 12.8 \mu\text{m}$ 。纵向分

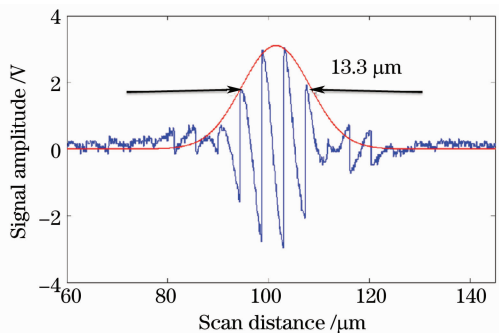


图 4 基于透射式 RSOD 的 OCT 系统分辨率

Fig. 4 Resolution of OCT system based on transmissive RSOD

分辨率与横向分辨率得到了很好的匹配。

为验证基于透射式 RSOD 的平衡探测 OCT 系统的优势,进行了基于透射式 RSOD 的平衡探测型 OCT 系统与基于反射式 RSOD 的非平衡探测型 OCT 系统的对比实验。只要将透射式 RSOD 中的直角棱镜替换成平面镜,出射光就会返回准直镜 1,而准直镜 2 所在的光路被隔断。这样,基于透射式 RSOD 的平衡探测 OCT 系统就成为了基于反射式

RSOD 的非平衡探测型 OCT 系统。

首先以平面镜作为样品来测量轴向响应信号,调节样品臂返回光强,使得探测信号最大强度恰恰达到探测器的饱和值,利用希尔伯特变换提取干涉信号包络<sup>[15]</sup>,获得系统的信噪比。由此可以得到基于反射式 RSOD 的非平衡探测 OCT 系统信噪比为 53.44 dB[如图 5(a)所示],而基于透射式 RSOD 的平衡探测 OCT 系统信噪比为 68.23 dB[如图 5(b)所示],从图中比较可以看出,相对于基于透射式 RSOD 非平衡探测 OCT 系统,基于透射式 RSOD 的平衡探测 OCT 系统在信号强度相当的情况下,噪声水平明显要低,信噪比更高。

以手指作为样品,可以得到基于透射式 RSOD 的平衡探测 OCT 和基于反射式 RSOD 非平衡探测 OCT 的手指皮肤层析图像(如图 6 所示)。其中图 6(a)为非平衡探测 OCT 图像,图 6(b)为平衡探测 OCT 图像。可以看出图 6(a)中图像显示信噪比不高,图像质量一般,图 6(b)中图像信噪比有了较大提高,图像质量高。图像实际大小为 4 mm×2.5 mm。

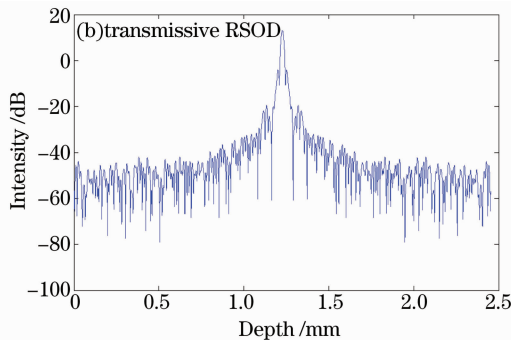
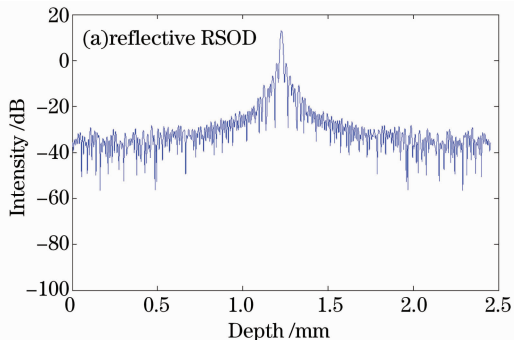


图 5 单层反射面的轴向扫描信号

Fig. 5 Axial scanning signal of single reflector

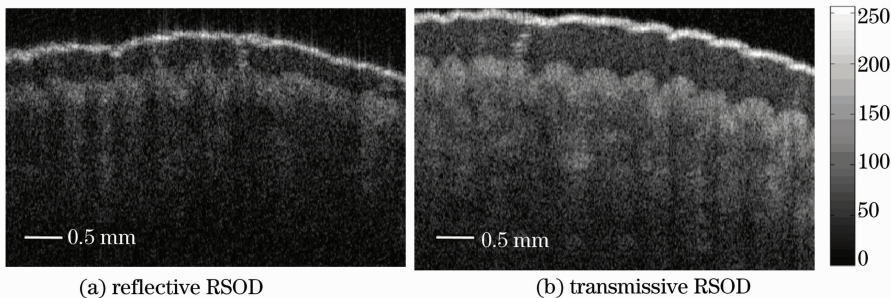


图 6 手指皮肤的 OCT 图像

Fig. 6 OCT images of human finger skin

### 3 结 论

提出并研制了新型透射式 RSOD,将其应用于平衡探测型 OCT 系统的构建。基于构建的平衡探

测型 OCT 系统,实现了系统信噪比相比于非平衡探测型 OCT 系统提高了 14.79 dB,得到了手指皮肤的二维层析图像,系统纵向分辨率为 13.3 μm,横



向分辨率为  $12.8\ \mu\text{m}$ 。透射式 RSOD 具有很强的可移植性, 可以用在傅里叶域 OCT 中, 用它来替代扫描频 OCT 系统的参考臂, 实现对样品臂色散的精确匹配, 以提高系统分辨率。

### 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 R. A. Leitgeb, W. Drexler, A. Unterhuber *et al.*. Ultrahigh resolution Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 2004, **12**(10): 2156~2165
- 4 Johannes F. de Boer, Barry Cense, B. Hyle Park *et al.*. Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 2003, **28**(21): 2067~2069
- 5 Kai Wang, Zhihua Ding. Spectral calibration in spectral domain optical coherence tomography [J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2008, **6**(12): 902~904
- 6 Wu Tong, Ding Zhihua. Development of 20 kHz swept source optical coherence tomography system [J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(2): 503~508  
吴彤, 丁志华. 20 kHz 扫频光学相干层析系统[J]. *中国激光*, 2009, **36**(2): 503~508
- 7 G. Hausler, M. W. Lindner. Coherence radar and spectral radar-new tools for dermatological diagnosis[J]. *J. Biomedical Optics*, 1998, **3**(1): 21~31
- 8 R. Leitgeb, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(8): 889~894
- 9 G. J. Tearney, B. E. Bouma, J. G. Fujimoto. High-speed phase-and group-delay scanning with a grating-based phase control delay line[J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(23): 1811~1813
- 10 Andrei V. Zvyagin, Elwyn D. J. Smith, David 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 Adrian Gh. Podoleanu. Unbalanced versus balanced operation in an optical coherence tomography system[J]. *Appl. Opt.*, 2000, **39**(1): 173~182
- 12 Zhu Xiaonong, Mao Youxin, Liang Yanmei *et al.*. Noise analyzation in optical coherence tomography (I)-theory and calculation [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, **36**(3): 452~456  
朱晓农, 毛幼馨, 梁艳梅等. 光学相干层析系统噪声分析(I)-理论与计算 [J]. *光子学报*, 2007, **36**(3): 452~456
- 13 J. A. Izatt, M. V. Sivak, A. Rollins *et al.*. Optical imaging device[P]. U S, 6,564,089, 2003-05-13
- 14 C. C. Rosa, J. Rpgers, A. G. Podoleanu. Fast scanning transmissive delay line for optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2005, **30**(24): 3263~3265
- 15 Chen Yuheng, Ding Zhihua, Yu Xiaofeng *et al.*. Signal processing and image reconstruction in optical coherence tomography based on digital hilbert transformation [J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2006, **33**(4): 31~34  
陈宇恒, 丁志华, 俞晓峰等. 基于数字希尔伯特变换的 OCT 信号处理与系统实现 [J]. *光电工程*, 2006, **33**(4): 31~34