

# 基于光纤扫描探头的扫频光学相干层析实时成像系统

吴彤 丁志华 王凯 徐磊 陈明惠 王川

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

**摘要** 扫频光学相干层析技术(SSOCT)相比于传统的时域 OCT 技术(TDOCT)在系统的成像速度和灵敏度方面都有了显著的提高,已成为目前 OCT 领域的研究热点。报道了基于一维扫描光纤探头的 SSOCT 成像系统。该探头利用光纤悬臂的共振特性,通过对压电陶瓷施加接近于该共振频率的驱动信号,实现光纤悬臂的单驱动一维扫描。为了保证系统轴向分辨率,需要对干涉光谱信号进行  $k$  空间标定,系统采用基于马赫曾德尔干涉仪(MZI)的同步标定方法,轴向分辨率达到  $8.3 \mu\text{m}$ 。应用所研制的光纤扫描探头于 SSOCT 系统,在  $20 \text{ kHz}$  的 A-Scan 速率下,成像速度达  $20 \text{ frame/s}$ ,横向范围  $1 \text{ mm}$ ,横向分辨率  $10 \mu\text{m}$ ,获得初步的实验结果,验证了方案的可行性。

**关键词** 医用光学与生物技术; 光学相干层析成像; 压电双晶片; 扫频光源

**中图分类号** TN247 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS200929s1.0037

## Swept Source Optical Coherence Tomography based on Scanning Fiber Probe

Wu Tong Ding Zhihua Wang Kai Xu Lei Chen Minghui Wang Chuan

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

**Abstract** Swept source optical coherence tomography (SSOCT) technique has recently become the hot topic of investigation because of its speed and sensitivity advantage over traditional time domain optical coherence tomography (TDOCT). Based on one dimensional scanning fiber cantilever probe, a SSOCT system is developed. The probe exploits resonance of a fiber cantilever which is excited by one piece of piezoelectric bimorph through a driving signal whose frequency is near the resonant frequency of the fiber cantilever. To achieve a high system axial resolution, the interference spectrum calibration in wave number domain is necessary. We report a calibration method based on Mach-Zender interferometer (MZI), and the system axial resolution achieves  $8.3 \mu\text{m}$ . Based on the fiber cantilever probe, at  $20 \text{ kHz}$  A-Scan rate, the SSOCT system can get OCT images of sample at a frame rate of  $20 \text{ frame/s}$ , the lateral range of  $1 \text{ mm}$ , and the lateral resolution of  $10 \mu\text{m}$ . Some preliminary imaging results presented in the paper demonstrate the feasibility of the scheme.

**Key words** medical optics and biotechnology; optical coherence tomography; piezoelectric bimorph; swept source

## 1 引言

光学相干层析技术(OCT)<sup>[1]</sup>是一种新型的生物医学光学成像方式,能非侵入性地对被测样品表面以下的内部结构、生理功能进行在体的无损成像,已成为在体光学成像研究的重要手段和癌症早期诊断的潜在工具。由于其高分辨率、非侵入和无辐射等优点,OCT已经在许多领域有着广泛的应用,具有良好的发展前景<sup>[2~5]</sup>。

早期的 OCT 技术被称为时域 OCT<sup>[6]</sup>,为获取

样品深度信息,需要对参考臂中的反射镜进行机械扫描以改变光程,同时导致了时域 OCT 的低速性<sup>[2]</sup>。1995年由 Fercher 等提出了引用频谱域干涉测量技术获取散射组织深度信息的方法,被称为傅里叶域 OCT,包括两种实现方式,分别是谱域 OCT(SDOCT)和频域 OCT(或扫频 OCT,SSOCT)<sup>[7,8,10]</sup>。SDOCT 通过采用宽带光源和探测臂中的光谱仪来并行地探测光谱分辨的干涉信号,成像速度因而可以极大地提高。SSOCT 通过采用

**基金项目:** 国家 863 计划(2006AA02Z4E0)和国家自然科学基金(60478040,60878057)资助课题。

**作者简介:** 吴彤(1984—),男,博士研究生,主要从事生物医学光学方面的研究。E-mail: wutong1984@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

扫频光源和单点探测器探测时间编码的光谱信息。SSOCT 具备 SDOCT 同样的快速成像能力,同时兼有时域 OCT 的点探测优势。因此傅里叶域 OCT 技术可以极大的提高 OCT 的成像速度。在灵敏度方面,对于时域 OCT,只有样品臂中与参考臂光程差小于光源相干长度的少量后向散射光参与干涉光谱成像,而对于傅里叶域 OCT,整个样品深度范围内的所有后向散射光同时参与干涉光谱成像,能保证在高速成像的同时维持较高的信噪比<sup>[9,11]</sup>。

由于组织对光的散射和吸收作用,OCT 只能对组织 2 mm 深度左右的结构进行探测,而无法对人体内部深层结构直接进行成像,这也是 OCT 技术相比于其他常见的医学影像技术(超声、CT、MRI)的重要缺陷<sup>[12]</sup>。基于高速扫描的微型化 OCT 探头,可实现针对人体内腔或管腔表面以下数毫米深度的高分辨在体成像,并可与内窥镜、导管、针管有机结合,实现多种成像方法的协同诊断,极具医学诊断价值。因此,开展微型化 OCT 扫描探头的研制具有重要意义。

目前常用的 OCT 样品扫描方式主要有以下几种:步进电机的平移扫描、振镜的振动扫描、光纤的谐振扫描、微机电系统(MEMS)微镜扫描<sup>[2, 13~17]</sup>。其中,步进电机具有扫描范围大,精度高的优点,但由于其扫描速度慢、体积大,因而步进电机的扫描方式不适合研制微型化高速扫描探头。振镜的振动扫描具有速度快、扫描范围大、震动影响小等优点,但振镜系统过大的体积,使之不利于应用在生物内部结构的医疗诊断上。近期发展迅猛的 MEMS 技术,很适合研制微型化 OCT 探头,而且低成本、低能耗也是 MEMS 技术的一大优势;但低信噪比以及在制作工艺上相对较高的要求,是目前制约发展 MEMS 探头的瓶颈。光纤的谐振扫描方式利用压电晶体或者压电陶瓷管驱动,在快速振动的过程中,图像信噪比也不可避免的降低;但其具有速度快、体积小等优点,使其满足医学诊断中对生物组织内部结构进行快速成像的需求,因此光纤的谐振扫描方式非常适合研制高速微型化 OCT 探头。

本文所研制的基于光纤扫描探头的快速 SSOCT 系统,采用 20 kHz 的快速扫频激光光源,基于迈克尔逊干涉仪和近似平衡探测的方式,采用了基于马赫曾德尔干涉仪(MZI)的同步标定方法。利用研制的基于光纤悬臂的共振特性的光纤探头,通过对压电陶瓷施加接近于该共振频率的驱动信号,实现光纤悬臂的单驱动一维扫描。应用所研制

的系统,在 20 kHz 的 A-Scan 速率下获得了初期的实验结果,验证了方案的可行性。

## 2 系统与方法

### 2.1 光纤悬臂扫描探头的工作原理

光纤悬臂扫描探头的结构如图 1 所示。光纤悬臂扫描探头由以下几部分组成:一片压电双晶片、粘附于其上的一段去皮裸光纤、固定装置。光纤悬臂的振动由压电双晶片驱动,给压电双晶片施加一个周期性变化的信号,则将沿着横向方向上下振动,粘附其上的裸光纤段随压电双晶片上下振动。当周期性变化的信号频率接近于光纤段的共振频率时,光纤的振动将达到共振状态,振动幅度最大。根据振动理论,圆柱形悬臂的共振频率如(1)式所示:

$$\omega_1 = \frac{(1.875)^2}{l^2 r} \sqrt{\frac{EI}{\rho\pi}} = \frac{3.515}{l^2 r} \sqrt{\frac{EI}{\rho\pi}}, \quad (1)$$

式中 EI 为截面抗弯刚度,  $l$  为光纤长度,  $r$  为光纤半径,  $\rho$  为光纤密度。固有振动频率与光纤长度的平方成反比,与光纤半径成反比。本实验中的光纤,由于 EI、 $r$ 、 $\rho$  都为常量,那么光纤的固有频率就只和长度有关,因此可以设计光纤自由端的长度,以达到特定的扫描周期和频率。

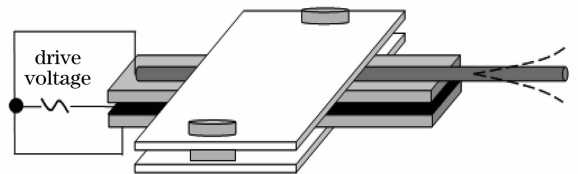


图 1 光纤悬臂扫描探头示意图

### 2.2 SSOCT 系统的结构

SSOCT 的实验装置如图 2 所示,光源部分采用高速扫描激光光源(中心波长  $\lambda = 1320$  nm, 3 dB 带宽  $\Delta\lambda = 107$  nm, HSL-2000, Santec, Inc.),光源输出的光先通过  $2 \times 1$  光纤耦合器 1(10/90, 带宽  $\pm 80$  nm),一部分输出光进入 MZI,另一部分输出光先后通过  $2 \times 1$  光纤耦合器 2(50/50, 带宽  $\pm 80$  nm)和  $2 \times 2$  光纤耦合器 3(50/50, 带宽  $\pm 80$  nm),分为两束,分别进入样品臂和参考臂,样品臂由所研制的光纤探头和聚焦透镜以及样品构成,实现聚焦光束对样品的横向扫描;参考臂光束先后经过偏振控制器(PLC)、光纤准直镜、聚焦透镜和平面反射镜(RM)。采用平衡探测器探测到的干涉光谱信号,输入数据采集卡(PCI-5122, 双通道, 14 bit 精度, NI)的一个模拟输入端口进行采集,数据采集卡的另一个模拟输入

端口采集 MZI 产生的同步标定信号,同时由扫频光源产生的一路触发信号对数据采集卡进行触发,采集到的数据通过 PCI 总线传输到电脑内存,经过数据处理、FFT 变换和图像重建得到动态显示的样品

的层析图像。根据 OCT 系统轴向分辨率公式  $\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \times \frac{\lambda^2}{\Delta \lambda}$ , 将上述系统参数代入, 可得系统理论轴向分辨率为  $7.2 \mu\text{m}$ 。

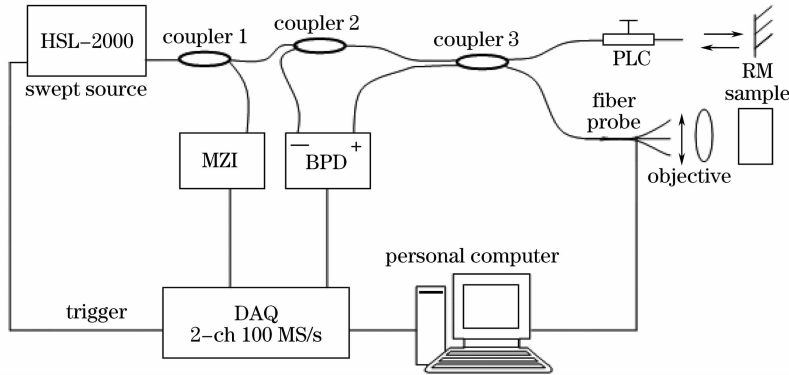


图 2 扫频 OCT 系统图

Fig. 2 Schematic of swept source optical coherence tomography system

### 2.3 基于 MZI 对 OCT 干涉光谱的实时标定方法

OCT 干涉光谱信号的互干涉项表达式如 (2) 式所示

$$I(k) = 2 \sqrt{P_r P_o} S(k) \int_{-\infty}^{+\infty} r(z) \cos[2k(t)z + \phi(z)] dz, \quad (2)$$

式中  $P_r, P_o$  分别为从参考臂和样品臂返回到探测器的光功率,  $r(z)$  和  $\phi(z)$  分别代表样品深度方向上反射系数的幅度和相位,  $S(k)$  为光源功率谱,  $k(t)$  为光源输出光的波数随时间变化的函数,  $z$  代表样品轴向方向坐标。

样品深度坐标  $z$  和光波数  $k$  是一对傅里叶变换对, 对 (2) 式进行从波数空间到深度空间的傅里叶变换, 即可获得深度分辨的样品信息。FFT 变换后的表达式如 (3) 式所示

$$\mathcal{F}^{-1}[I(k)] = \mathcal{F}^{-1} S(k) \otimes \left\{ \delta(z) + \frac{1}{2} [a(z) + a(-z)] \right\}, \quad (3)$$

由于快速傅里叶变换要求被变换的信号在该自变量域中均匀采样, 对于干涉光谱信号即对于光波数  $k$  应均匀间隔采样。而扫频光源输出激光的波数随时间非线性变化将导致对采集到的干涉光谱信号直接进行 FFT 产生一个  $\exp[i\Phi_z(t)]$  的展宽因子<sup>[18]</sup>, 引起 OCT 系统轴向分辨率的降低, 因此必须对干涉光谱信号进行  $k$  空间校准。

本方法引用 MZI 对干涉光谱信号进行实时标定。根据干涉极大值公式  $\Delta k \cdot d = 2\pi$ , 可知当光程差  $d$  恒定时, 此时产生的干涉信号的极大值之间有

恒定的波数间隔, 即  $\Delta k = 2\pi/d$ , 而相邻的极大值点和极小值点之间的间隔为  $\pi/d$ 。采用最近邻域比较算法<sup>[19]</sup> 获取 MZI 干涉条纹极大值点和极小值点对应的采样点位置, 那么这些点的位置即为等波数间隔分布的。由于 OCT 干涉光谱信号与 MZI 信号同步被数据采集卡采集, 因此这些等波数间隔分布的 MZI 干涉信号采样点对应于 OCT 干涉信号的采样点同样是等波数间隔分布的, 实现 OCT 干涉光谱信号的  $k$  空间标定。

### 3 实验与结果

为了测试系统轴向分辨率, 本实验采用平面镜作为样品, 放置在距离零光程  $510 \mu\text{m}$  处, 测量平面镜的反射信号即系统的点扩散函数, 结果如图 3 所示, 其中, 虚线为直接对采集到的原始 OCT 干涉信号进行 FFT 得到的结果, 实线为对  $k$  空间校正之后得到的 OCT 干涉信号进行 FFT 得到的结果, 可以

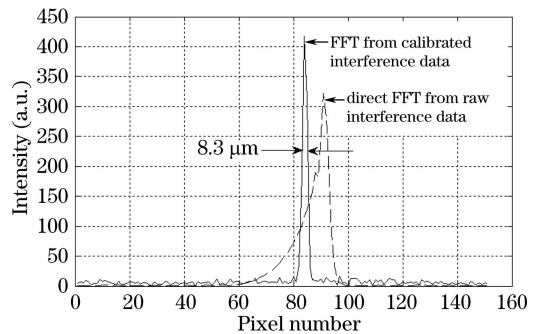


图 3 平面镜作为样品测得的系统点扩散函数示意图

Fig. 3 A representative diagram of point spread function measured using a mirror as the sample

看出校正之后,系统轴向分辨率得到大幅提高,达到  $8.3 \mu\text{m}$ ,接近于轴向分辨率的理论值  $7.2 \mu\text{m}$ 。

图 4(a)给出的是光纤悬臂扫描探头的实物图。光纤悬臂振动是由其所粘附的一块双压电晶片 ( $40 \text{ mm} \times 8 \text{ mm} \times 0.55 \text{ mm}$ )所驱动。将光纤悬臂的末端去皮后粘在晶片的上表面,留约  $25 \text{ mm}$  作为振动的自由端,其共振频率为:  $\omega = 197.2 \text{ Hz}$ 。图 4(b)为振动中的光纤探头。

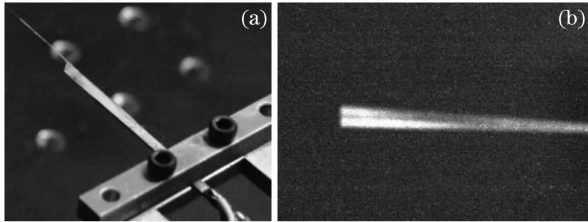


图 4 光纤悬臂扫描探头。(a)实物照片;(b)振动中的光纤

Fig. 4 Fiber probe prototype. (a) photo of the probe prototype; (b) vibrating probe

利用所研制的探头对典型样品进行了成像实验,本实验中采用玻璃片叠堆作为样品。光纤扫描探头驱动频率设定为  $\omega = 180 \text{ Hz}$ 。成像速度达到  $20 \text{ frame/s}$ ,横向成像范围为  $1 \text{ mm}$ ,横向分辨率达  $10 \mu\text{m}$  左右。实验结果如图 5 所示,图 5 为基于该光纤扫描探头的 SSOCT 系统得到的四层玻璃片叠堆的层析图像。已知每片玻璃片厚度为  $0.02 \text{ cm}$ ,由图像可以清晰分辨每一层玻璃片的位置。但是,图像中仍存在信噪比不高,并存在一定的自相关干扰信号,有待进一步的改善。

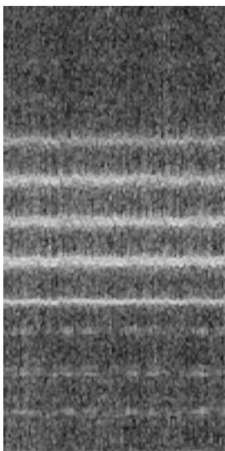


图 5 四层玻璃叠堆的 OCT 层析图像

Fig. 5 OCT image of 4 layers of glass slides

## 4 结 论

完成了自行研制的 SSOCT 系统的搭建,使用中心波长  $1310 \text{ nm}$  的扫频光源,工作在  $20 \text{ kHz}$  的

扫频速率下,采用基于 MZI 对干涉光谱进行  $k$  空间标定的方法,结合基于双压电晶片的快速扫描探头,使光纤悬臂产生一维扫描,对典型样品进行成像。成像速度达到  $20 \text{ frame/s}$ ,横向成像范围为  $1 \text{ mm}$ ,纵向分辨率达  $8.3 \mu\text{m}$ ,横向分辨率达  $10 \mu\text{m}$ 。利用此套系统,得到了玻璃片叠堆的二维层析图像,获得了初期的结果,为发展新型探头提供思路,并为 OCT 微型探头进行三维成像奠定基础。

## 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
- 3 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
- 4 Song Guiju, Ren Hongwu, Zhang Lianying *et al.*. Experimental research on optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2000, **20**(4): 509~513
- 5 宋桂菊,任宏武,张莲英等. 光学相干层析成像的实验研究[J]. *光学学报*, 2000, **20**(4): 509~513
- 6 Jiang Yu, Yao Jianquan, Wang Ruikang *et al.*. Establishment and research of optical coherence tomography[J]. *Optical Instruments*, 2003, **25**(2): 33~37
- 7 姜宇,姚建铨,王瑞康等. 光学相干层析系统的建立与研究[J]. *光学仪器*, 2003, **25**(2): 33~37
- 8 Dai Lijuan, Wang Huinan, Qian Zhiyu. An optical coherence tomography system using frequency-domain optical delay line[J]. *Chinese J. Quantum Electronics*, 2006, **23**(4): 456~460
- 9 戴丽娟,王惠南,钱志余. 采用频域光延迟线的光学相干层析成像[J]. *量子电子学报*, 2006, **23**(4): 456~460
- 10 S. Yun, G. Tearney, J. de Boer *et al.*. High-speed optical frequency-domain imaging[J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(22): 2953~2963
- 11 F. Fercher, C. K. Hitzenberger, G. Kamp *et al.*. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry[J]. *Opt. Commun.*, 1995, **117**(1~2): 443~448
- 12 G. Hausler, M. W. Lindner. Coherence radar and spectral radar-new tools for dermatological diagnosis[J]. *J. Biomed. Opt.*, 1998, **3**: 21~31
- 13 R. Leitgeb, C. Hitzenberger, A. Fercher. Performance of Fourier domain versus time domain optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(8): 889~894
- 14 S. R. Chinn, E. A. Swanson, J. G. Fujimoto. Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source[J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(5): 340~342
- 15 M. Choma, M. Sarunic, C. Yang *et al.*. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 2003, **11**(18): 2183~2189
- 16 Guillermo J. Tearney, Mark E. Brezinski, Brett E. Bouma *et al.*. In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography[J]. *Science*, 1997, **276**(5321): 2037-2039
- 17 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
- 18 Xiumei Liu, Michael J. Cobb, Yuchuan Chen *et al.*. Rapid-scanning forward-imaging miniature endoscope for real-time optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 2004, **29**(15): 1763-1765

- 15 Y. Pan, H. Xie, G. K. Fedder. Endoscopic optical coherence tomography based on a microelectromechanical mirror[J]. *Opt. Lett.*, 2001, **26**(24): 1966-1968
- 16 F. Helmchen, M. S. Fee, D. W. Tank *et al.*. A miniature head-mounted two-photon microscope: high-resolution brain imaging in freely moving animals [J]. *Neuron*, 2001, (31): 903~912
- 17 S. A. Boppart, B. E. Bouma, C. Pitris *et al.*. Forward-imaging instruments for optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(21): 1618~1620
- 18 Christophe Dorrer, Nadia Belabas, Jean-Pierre Likhforman *et al.*. Spectral resolution and sampling issues in Fourier-transform spectral interferometry [J]. *J. Opt. Soc. Am. B*, 2000, **17**(10): 1795~1802
- 19 R. Huber, M. Wojtkowski, K. Taira *et al.*. Amplified, frequency swept lasers for frequency domain reflectometry and OCT imaging: design and scaling principles[J]. *Opt. Express*, 2005, **13**(9): 3513~3528