

文章编号: 0258-7025(2007)03-0393-05

# 单驱动二维扫描光纤探头研制

黄 刚, 丁志华, 吴 凌

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

**摘要** 研制了应用于光学相干层析(OCT)成像的二维扫描光纤探头。该探头利用光纤悬臂的共振特性,结合光纤悬臂的结构不对称性,使光纤悬臂在正交方向具有不同的共振频率。通过对压电双晶片施加接近于上述两种共振频率的混频信号,就能同时激发光纤悬臂两正交方向上的振动,实现光纤悬臂的单驱动二维扫描。扫描采样率对成像质量至关重要,可通过驱动信号的频率选择和图像采集时间的设定来控制。在光纤悬臂固有频率曲线谐振宽度范围内细调驱动信号频率,可形成不同形状因而不同扫描覆盖率的大振幅李萨如轨迹。为实现扫描图像的正确重建,在扫描探头中引入了二维位置敏感探测器,用于扫描轨迹的同步记录。应用所研制的光纤扫描探头于已建立的光学相干层析系统,开展了典型样品的横断面扫描成像实验,在2 frame/s的采样速率获得了初期的实验结果,验证了方案的可行性。

**关键词** 光纤光学;光学相干层析;二维扫描;压电双晶片;李萨如轨迹

**中图分类号** TN 247 **文献标识码** A

## Development of Two Dimensional Scanning Fiber Probe Excited by Single Actuator

HUANG Gang, DING Zhi-hua, WU Ling

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

**Abstract** A scanning fiber probe is developed to perform two-dimensional (2D) scanning for optical coherence tomography (OCT). The probe exploits resonant oscillations of a fiber cantilever, and asymmetry geometrical structure of the fiber cantilever has two distinguished resonant frequencies along orthogonal directions. Orthogonal resonant oscillations are excited simultaneously and 2D scanning patterns are generated when it is actuated by one piece of piezoelectric bimorph through a driving signal with mixed frequencies near above mentioned resonances. The scanning sampling density crucial to imaging quality can be deliberately controlled by setting of the driving frequencies as well as fetching duration. Fine tuning the driving frequencies within the widths of intrinsic resonant curves of the designed fiber cantilever results in large scanning amplitude with different Lissajous trajectories and thus different scanning coverages are produced. For correct image reconstruction, a 2D position sensitive detector is also introduced in the developed probe to record the scanning pattern simultaneously. With the developed probe to the established OCT system, experiments on typical samples for en-face imaging are carried out at 2 frame/s. Those preliminary imaging results are presented in the paper.

**Key words** fiber optics; optical coherence tomography; two dimensional scanning; piezoelectric bimorph; Lissajous trajectory

## 1 引言

光学相干层析(OCT)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<sup>[1~3]</sup>。但由于受组织散射和吸收性质所限制,光

收稿日期:2006-10-18;收到修改稿日期:2006-10-30

基金项目:国家自然科学基金(60378041,60478040),浙江省自然科学基金(Z603003),博士点基金(20030335099),霍英东青年教师基金(91010),教育部新世纪优秀人才支持计划和浙江省“新世纪151人才工程”资助项目。

作者简介:黄刚(1983—),男,福建厦门人,硕士研究生,主要从事生物医学成像方面的研究。E-mail:biosoct@gmail.com

导师简介:丁志华(1967—),男,浙江开化人,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、光学高精检测方面的研究。E-mail:zh\_ding@zju.edu.cn

学相干层析成像深度只能达到 1~3 mm,无法进行人体内部深层结构的直接成像,这是光学相干层析技术相比于常用全身成像技术如超声(US),计算机层析成像(CT)和磁共振成像术(MRI)的重要缺陷<sup>[4]</sup>。基于微型化光纤扫描探头的光学相干层析系统,能与内窥镜、导管或针管有机结合,使得针对人体内腔表面以下或深层组织内部数毫米深度的高分辨在体成像成为可能,由此发展的“在体光学活检”在许多场合都极具诊断价值。而扫描方式和扫描速度则决定了成像的实时性。由于一些样品组织常常不是一个静止的系统,比如存在肌体的蠕动,眼球的转动,所以对于某些特定组织的扫描应该尽可能在短时间内完成。因此,开展光学相干层析小型快速扫描探头研制具有重要意义。

目前,常见的光学相干层析系统的样品扫描有以下几种方式:步进电机驱动载物台、振镜的振动、光纤的一维谐振扫描或者结合微机电系统(MEMS)技术来实现<sup>[5~10]</sup>。迅猛发展的微机电系统技术,给光学相干层析的微型化带来了希望,而且低成本低能耗也是它的一大优势。信噪比低以及制作上相对较高的要求,是目前的一个瓶颈。光纤的谐振利用压电晶体或者压电陶瓷管驱动,具有速度快、体积小的优势,但在快速振动的过程中,图像信噪比不可避免地降低。

研制的扫描探头利用光纤悬臂的共振特性,结合光纤悬臂的结构不对称性,在一个双压电晶片的驱动下,实现了单驱动的二维振动。为了得到较好的图像质量,对相关的各种参数进行了调整,以得到优化的扫描轨迹。对一系列样品进行的扫描成像实验获取了相应的样品横断面的光学相干层析图像。其结果反映了样品的横断面基本结构。

## 2 方 法

### 2.1 扫描探头和共振分析

扫描探头主要由光纤悬臂、位置敏感探测器(PSD)、耦合透镜及二向色镜等四部分组成。

图 1(a)为光纤悬臂的结构示意图。光纤悬臂振动是由其所黏附的一块双压电晶片(40 mm×8 mm×0.55 mm)所驱动。将光纤悬臂的末端剥去覆层后黏在晶片的上表面,留约 25 mm 作为振动的自由端,并在离晶片前端 8 mm 左右的光纤处拉一根刚性的支撑杆(实验中所采用的是剥去覆层以后的裸光纤)。支撑杆的另一端斜拉于晶片的下表面,使

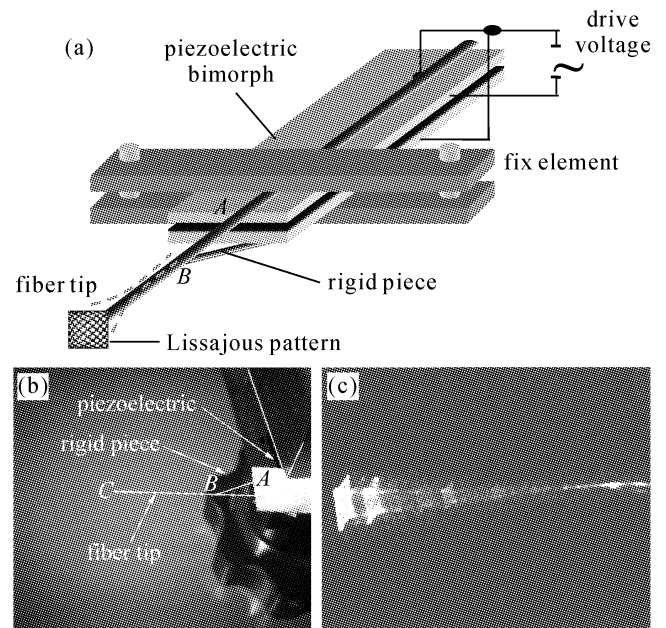


图 1 光纤悬臂的结构(a),实物图(b)和振动中的光纤悬臂(c)

Fig. 1 Configuration (a), prototype (b) and vibrating (c) of the fiber cantilever

得从正面看,支撑杆与晶片表面成 45°角。

根据振动理论,可得光纤的固有基频率<sup>[10]</sup>

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

式中  $EI$  为截面抗弯刚度,  $l$  为光纤长度,  $r$  为光纤半径,  $\rho$  为光纤的密度。固有振动频率与光纤长度的平方及光纤半径成反比关系。由于  $EI, r, \rho$  都为常量,光纤的固有频率就只和长度有关,就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。给双压电晶片施加一个周期性变化的电压,光纤将随着晶片的振动而振动。当施加的电压频率接近光纤的共振频率时,光纤的振动将达到最大,为共振状态。

在该悬臂的结构中,刚性支撑物的存在使得光纤并不仅仅存在一种共振频率。当外加的电压频率和  $BC$  段或者  $AC$  段光纤(如图 1(b)所示)的固有频率接近时,悬臂都将产生共振。由于刚性支撑物与压电晶片表面成一定角度,使得悬臂结构并不对称,因此形成两个正交的共振方向。

如果在晶片上加一个混频信号。混频信号由两个正弦信号组成,分别由两个信号发生器同步产生,叠加以后,经电压放大器放大,加在双压电晶片上面。

假设现在的驱动电压为  $V = V_1 \sin(\omega_1 t + \varphi_1) + V_2 \sin(\omega_2 t + \varphi_2)$ ,其中频率  $\omega_1$  更接近于  $AC$  段光纤的

固有频率,  $\omega_2$  更接近于光纤 BC 段的固有频率。不妨设 AC, BC 段光纤的共振方向分别为  $x_1, x_2$ 。由上面的分析可知, 由于  $\omega_2$  和光纤 AC 段的固有频率相差较大, 所以分量  $V_2 \sin(\omega_2 t + \varphi_2)$  对  $x_1$  方向上的影响可以忽略,  $x_1$  方向上的振动可由驱动电压中的分量  $V_1 \sin(\omega_1 t + \varphi_1)$  来控制, 振动稳定后, 光纤在  $x_1$  方向上的振动方程可表示为

$$x = A_x \sin[\omega_1 t + \varphi_1 + \varphi_x(\omega_1)], \quad (2)$$

其中

$$A_x = \frac{cF_x}{\sqrt{(\omega_{AC}^2 - \omega_1^2)^2 + 4\xi^2 \omega_1^2}},$$

$$\varphi_x(\omega_1) = \arctan \frac{-2\xi\omega_1}{\omega_{AC}^2 - \omega_1^2},$$

同样,  $x_2$  方向上的振动可由分量  $V_2 \sin(\omega_2 t + \varphi_2)$  来控制, 振动稳定后, 方程为

$$y = A_y \sin[\omega_2 t + \varphi_2 + \varphi_y(\omega_2)], \quad (3)$$

其中

$$A_y = \frac{cF_y}{\sqrt{(\omega_{BC}^2 - \omega_2^2)^2 + 4\xi^2 \omega_2^2}},$$

$$\varphi_y(\omega_2) = \arctan \frac{-2\xi\omega_2}{\omega_{BC}^2 - \omega_2^2},$$

式中  $\xi$  为光纤的阻尼系数,  $c$  为一常数,  $\omega_{AC}, \omega_{BC}$  分别为 AC 段光纤和 BC 段光纤的固有频率。由上述分析可知, 光纤在  $x_1, x_2$  方向的振动幅度, 由光纤振动频率和受到的力的大小决定, 也就是与压电陶瓷振动的频率和驱动电压的幅值大小有关。光纤振动的过程中还会产生一个相位差, 差值的大小和振动频率有关。实际在  $x_1, x_2$  方向上产生的相位差, 可以通过测量获得。对于图 1 中的光纤探头, 频率较高的分量控制  $x_2$  方向的振动, 频率较低的分量控制  $x_1$  方向的振动。适当地调节两正弦分量的频率比和相位差就形成了二维的李萨如 (Lissajous) 扫描图。图 1 (c) 即为振动中的悬臂。

图 2 为探头其余三部分的光学布局。快速振动的光纤悬臂发出的探测光经过透镜耦合到样品。同时, 由于扫描的轨迹是变化的李萨如图形, 为了正确地重建光学相干层析图像, 必须记录下探测光斑实时对应的横断面的位置。为此在系统中引入了一个位置敏感探测器。由于光纤型光学相干层析系统所采用的探测波长为红外波长 (1310 nm), 而位置敏感探测器的响应光谱区域小于 1100 nm, 在实验中采用的是 632.8 nm 的 He-Ne 激光。因此在探头的末端引入了一块二向色镜 (对于 1310 nm 波长的光有 95% 透射率, 对 632.8 nm 波长的光有 95% 反射

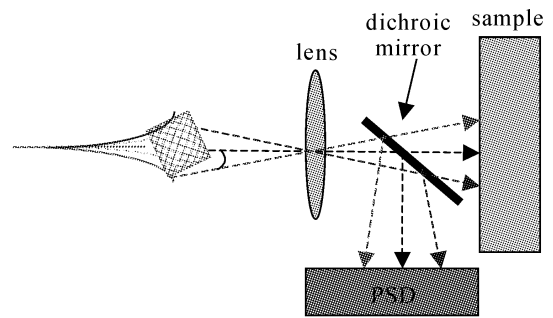


图 2 扫描探头的结构示意图

Fig. 2 Schematic diagram of the vibrating fiber probe

率)。这样位置敏感探测器实时地把位置信息传入后端处理器, 准确地重建图像。

## 2.2 扫描轨迹的调整

对一个特定的扫描区域, 均匀的高覆盖率是高质量成像的关键。在同一扫描范围内, 扫描曲线的疏密即扫描覆盖率, 代表了分辨率的高低。由前述分析知, 扫描轨迹是李萨如图形。在悬臂产生共振的前提下, 调整两个分频率的频率比、相位差, 及图像的采样周期, 可形成不同的扫描轨迹, 从中选取适宜的组合。

如图 3 所示, 当两正弦信号频率比不变, 而相位差发生变化的时候, 扫描轨迹也随之变化。这个相位差, 是信号发生器产生的两信号的相位差, 而非实际振动中光纤探头在  $x_1, x_2$  方向上的相位差, 实际的相位差可以由位置敏感探测器探测所得。因此可以根据需要, 调节相位差而获得不同的分辨率。

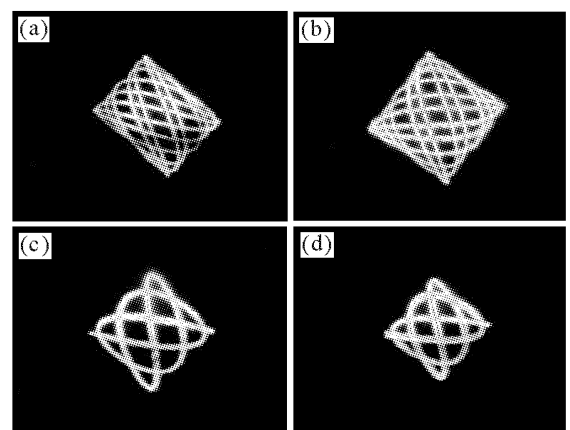


图 3 频率比为 259:185 时不同相位差的扫描轨迹图

Fig. 3 Scanning pattern under the different phase mismatch when the frequency ratio equals to 259:185

(a) 30°; (b) 60°; (c) 80°; (d) 86°

图 4 表示了不同正弦信号频率比的扫描轨迹。适当地选择合适的频率比, 可以提高扫描探头的分

分辨率。不同频率比的选择在基于光纤共振频率的基础上,使得光纤在  $x_1, x_2$  方向的振幅较大,且扫描覆盖率高。

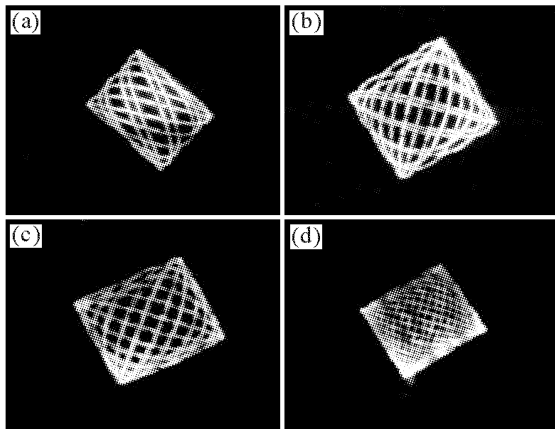


图 4 不同频率比的扫描轨迹图

Fig. 4 Scanning pattern under the different frequencies ratio

(a) 259:185; (b) 142.1:159.9;

(c) 260.9:226.1; (d) 455.95:371.53

由图 3 和图 4 可以看出,扫描探头的扫描轨迹由两正弦驱动信号的相位差和频率比来决定。其中扫描范围的大小受驱动信号的电压值的影响,电压越高,相应方向的振动就越大;也受信号的频率的影响,越接近共振频率,相同条件下,  $x_1, x_2$  方向上的振幅就越大。可以看出图 3(a), (b) 和图 4(a), (b) 的扫描轨迹图分布不均匀,这是由于相位差和频率的大小没有调精确引起的。图 3(c), (d) 虽然图像较为均匀,但由于曲线密度较小,不适合作扫描探头用,扫描轨迹较好的是图 4(c), (d), 分布比较均匀,且能达到一定分辨率的要求。

另一个关键的参数是采样周期。虽然合成李萨如图像的两个频率分量很高,但是当两个频率的比不能化简成两个小整数比时,合成的李萨如图形的实际变化周期都非常长,如表 1 所示。

表 1 频率比和周期比的关系

Table 1 Relation between the ratio of frequencies and corresponding period

$\omega_2 / \text{Hz} : \omega_1 / \text{Hz}$	Self-repeating frequency $\Delta\nu / \text{Hz}$	Period / s
200:300	100	0.01
259:185	1	1
142.1:159.9	0.1	10

为了实现快速扫描,采样周期要小于实际李萨

如的变化周期。主要体现在当采取较短的采样周期时,相邻周期所采集的图像轨迹总是变化的,并不是恒定的。但是对于最后的图像重建来说,均匀的高覆盖率才是图像质量的关键。当然,过短的采样周期也会导致覆盖率的下降。因此只要所选取的采样周期达到一定的扫描轨迹覆盖率要求即可。

图 5(a), (b), (c) 分别是采样周期为 0.05 s, 0.5 s, 1 s 所得到的轨迹图。图 5(a) 覆盖率太低。图 5(b) 基本覆盖了扫描区域,虽然有一些离散点的存在,但是可以通过图像处理的优化算法来填补这些离散点。图 5(c) 在进一步延长采样周期后,可以获得更好的图像质量。从图 5 可以看出,适当的扫描时间周期才能保证高覆盖率的扫描轨迹,得到高质量的生物样品图像。在实验中,图 5(b) 的采样速率就已经能得到较好的扫描图像。

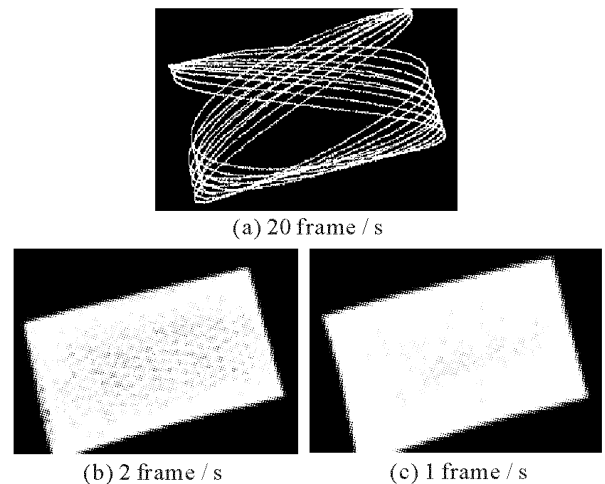


图 5 不同采样周期下的扫描轨迹

Fig. 5 Scanning pattern recorded under different frame rates

## 2.3 实验结果和讨论

利用该扫描探头,选取了一枚面值为 5 角的硬币作为样品进行了初步的实验。所制作的探头悬臂自由端 AC 段长度为 2.5 cm, BC 段长度为 1.74 cm。驱动频率为:  $\omega_1 = 197.2 \text{ Hz}$ ,  $\omega_2 = 275.5 \text{ Hz}$ 。采样速率均为 2 frame/s。

实验结果如图 6 所示。其中图 6(a) 为硬币反面的字母 H, 扫描区域  $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ , 即图中矩形区域。图 6(b) 为硬币正面的规则条纹, 扫描区域  $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ 。图像较好地反映了硬币规则区域的形态。验证了扫描和图像重建的正确性。但还应该看到, 图像的信噪比不是很高, 而且对于填补离散点的图像优化算法, 还有待进一步改进。同时, 如何有效地调节采样率、相位差、频率比 三者的组合以取

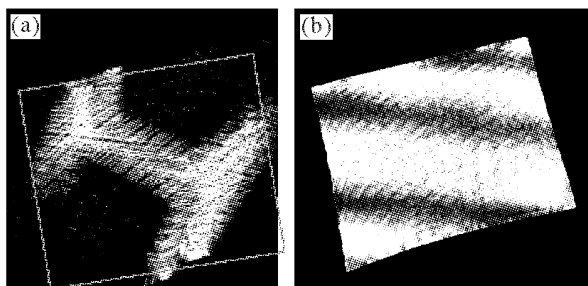


图 6 硬币表面特定区域的横断面成像图

Fig. 6 En-face images from a coin at corresponding imaging location

得更理想的扫描轨迹的相关工作也正在开展中。

### 3 结 论

该光学相干层析快速扫描探头利用双压电晶片使光纤悬臂产生二维扫描,成功实现了样品横断面的快速层析成像,为发展新型光学相干层析扫描探头技术提供了思路。该扫描探头结合谱域探测技术,有望实现光学相干层析的三维实时成像。

#### 参 考 文 献

- 1 A. F. Fercher, W. Drexler, C. K. Hitzenberger *et al.*. Optical coherence tomography-principles and applications [J]. *Reports on Progress in Physics*, 2003, **66**(2):239~303
- 2 Ding Zhihua, Ren Hongwu, Chen Zhongping *et al.*. Phase resolved polarization sensitive optical coherence tomography: imaging and quantification of tissue birefringence [J]. *Acta Laser Biology Sinica*, 2003, **12**(3):163~173
- 3 丁志华,任洪武,陈忠平等. 位相分辨偏振灵敏光学相干层析术:组织双折射特性的成像与定量分析[J]. *激光生物学报*, 2003, **12**(3):163~173
- 4 Liu Lihong, Liu Fanguang, Gu Yin. Optical coherence tomography: its application in dermatology [J]. *Chinese Journal of Laser Medicine & Surgery*, 2005, **14**(5):331~333
- 5 刘丽红,刘凡光,顾 瑛. 相干层析成像术在皮肤科的应用[J]. *中国激光医学杂志*, 2005, **14**(5):331~333
- 6 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
- 7 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
- 8 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
- 9 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
- 10 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
- 11 Yingtian Pan, Huikai Xie, Gary K. Fedder. Endoscopic optical coherence tomography based on a microelectromechanical mirror [J]. *Opt. Lett.*, 2001, **26**(24):1966~1968
- 12 Fritjof Helmchen, Michale S. Fee, David W. Tank *et al.*. A miniature head-mounted two-photon microscope; high-resolution brain imaging in freely moving animals [J]. *Neuron*, 2001, **31**(6):903~912
- 13 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