

文章编号:1004-4213(2011)10-1447-5

内窥式二维光纤扫描探头及其驱动方法

李广平,高鹤,周爱,刘志海

(哈尔滨工程大学 理学院,哈尔滨 150001)

摘 要:基于压电换能器技术设计了一种应用于光学相干层析成像的新型内窥式二维光纤扫描探头,即利用两片压电陶瓷片和一片薄导电基片驱动光纤探头.该探头利用光纤悬臂的共振特性,通过对压电陶瓷施加等于光纤共振频率的混频信号,能同时激发光纤悬臂两正交方向上的振动,可以实现光纤悬臂的二维扫描.建立了理论模型并进行了有限元仿真分析,最后搭建了实验系统,验证并获得了扫描图样.实验结果实现了光纤悬臂的二维扫描,扫描范围达到 $(500 \times 500) \mu\text{m}$,调节驱动信号振幅幅值可以调节扫描范围.实验结果与理论分析和仿真相吻合,验证了方案的可行性.

关键词:光纤探头;二维扫描;压电陶瓷;有限元分析

中图分类号: TN247

文献标识码: A

doi: 10.3788/gzxb20114010.1447

0 引言

将光纤技术与光学扫描成像技术相结合构成的微型化光纤扫描探头与内窥镜等技术有机结合,使针对检测样品表面以下或深层组织内部的高分辨率载体实时成像成为可能.早期的内窥式扫描探头大多数方案是基于微电机技术^[1-2]、电磁效应^[3]、压电效应设计^[4]和微电子机械系统(Micro-electromechanical Systems, MEMS)技术^[5-6],但这些设计存在着结构复杂、体积较大、成本较高、成像速度不高等缺点.相比之下,基于压电效应的扫描方式存在着一系列优点,使得该技术在微型化光纤扫描探头的设计过程被研究者们广泛采用^[7-8].

1997年MIT OCT小组利用一对压电陶瓷片构成最简单的一维扫描结构,并将这种结构应用于光纤扫描探头,给研究者设计内窥式光纤扫描探头开辟了新思路^[9].2004年有学者将压电陶瓷管分割为振动方向相互正交的两对结构来驱动光纤产生谐振^[10],实现了二维内窥式光纤扫描探头.2006年研究者又研制了应用于光学相干层析(Optical Coherence Tomography, OCT)成像的二维扫描光纤探头^[11].这些扫描探头体积小、价格低廉、制作容易,而且扫描速度快.但由于这些方案存在着成像效果不均匀,内部较外部清晰,制作比较麻烦,扫描过程中存在盲点等缺点,所以不容易实现^[12].

本文设计了一种新型基于压电换能器(Piezoelectric Transducer, PZT)的内窥式扫描头,仅利用一对压电陶瓷片即可实现二维扫描的功能,从而使光纤探头的体积更小、结构更为简单,而且扫描范围大,成像质量高.这些独具的优势使其在微型化光纤扫描探头设计中具有良好的应用前景.

1 扫描探头的结构设计及原理

1.1 扫描探头结构

扫描探头结构如图1,主要由光纤悬臂、压电陶瓷和铍青铜导电基片构成.在一片铜片(薄导电基片)内侧对称平行粘接有两片压电陶瓷片($50 \text{ mm} \times 0.6 \text{ mm} \times 0.2 \text{ mm}$),并分别在压电陶瓷和导电基片的一端镀上电极.一段末端去掉涂覆层的裸光纤粘接在两片压电陶瓷片中间,并预留合适长度裸光纤作为光纤悬臂.为了方便讨论,定义压电陶瓷片长度

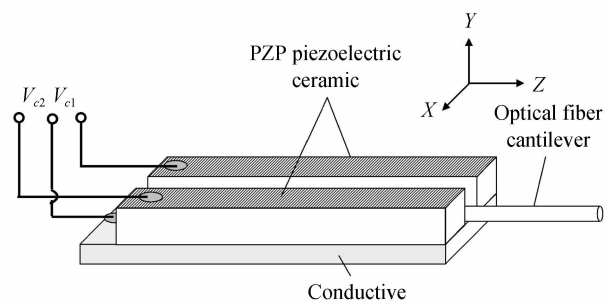


图1 扫描探头结构
Fig. 1 Structure of the scanning probe

基金项目:国家自然科学基金(No. 61077062)、中央高校基本科研业务费专项资金(No. HEUCF20111103, No. HEUCF20111130)和国家自然科学基金科学仪器基础研究专款(No. 60927008)资助

第一作者:李广平(1985—),女,硕士研究生,主要研究方向为光纤传感技术和光纤光栅技术. Email: liguangping1216@163.com

导师(通讯作者):刘志海(1977—),男,教授,主要研究方向为光纤光镊技术、光纤传感技术、光纤智能结构. Email: zhihai@vip.sina.com

收稿日期:2011-04-01; **修回日期:**2011-06-01

方向为 Z 方向,厚度方向为 Y 方向,宽度方向为 X 方向,当在压电陶瓷与薄导电基片之间施加沿 Y 方向的电场时,压电陶瓷会产生沿 Z 方向的伸长.

1.2 工作原理

图2为扫描探头的工作原理.当在两片压电陶瓷上同时施加大小相同的正电压时,通过逆压电效应,压电陶瓷片产生沿 Z 方向(长度方向)的伸长.由于薄导电基片不存在逆压电效应,在电场作用下长度不发生变化,因此整体的作用结果是使扫描探头整体产生 Y 轴方向的凸形弯曲形变,如图2(b).同理,当在两片压电陶瓷上同时施加大小相同的负电压时,扫描探头会产生凹形弯曲形变,如图2(c).如果在两片压电陶瓷上加上极性相反的两个电场,则其中一片压电陶瓷会沿 Z 方向伸长,而另一片沿 Z 方向缩短,从而使扫描探头整体产生沿 X 方向(宽度方向)产生弯曲形变,如图2(d).因此,通过控制电压驱动信号的极性,可以实现这种基于双压电陶瓷片的光纤探头的二维扫描.

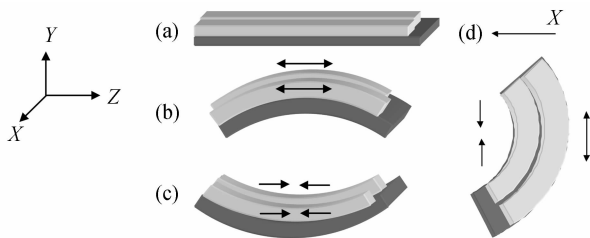


图2 扫描探头的工作原理

Fig. 2 Principle of the scanning probe

1.3 驱动方法

为使光纤扫描探头完成二维扫描动作,驱动信号需要由两部分构成:一部分作为场扫描信号,为幅值较大、频率较低的锯齿波,用式(1)表示;另一部分作为行扫描信号,为幅值较小、频率接近于光纤悬臂的机械共振频率的双极性正弦波,用式(2)表示.

$$V_1(t) = \frac{A_1}{2} - \frac{A_1}{\pi} \left(\sin \omega_1 t + \frac{1}{2} \sin 2\omega_1 t + \frac{1}{3} \sin 3\omega_1 t + \dots \right) \quad (1)$$

$$V_2(t) = A_2 \sin \omega_2 t \quad (2)$$

总体驱动信号的瞬时值为这场扫描和行扫描信号瞬时值的和,即 $V(t) = V_1(t) + V_2(t)$,信号波的波形示意图如图3.

驱动信号的锯齿波部分具有相同的幅值和相位,在同一时刻产生相同的伸长(或缩短)量,从而引起光纤悬臂端面位置的移动,完成光纤探头的场扫描动作;正弦波部分具有相同的幅值但是相位刚好相差 π ,其作用结果是在两片压电陶瓷之间产生微小的长度差,从而产生平行于薄导电基片的微小摆动.由于摆动频率刚好等于光纤悬臂的机械共振

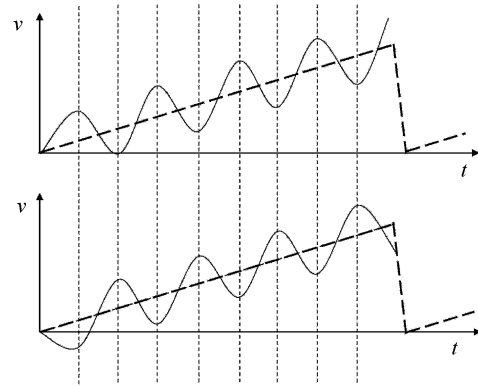


图3 驱动信号的叠加

Fig. 3 Drive signal of superposition

频率,因而光纤将产生振幅较大的共振行为,从而构成行扫描动作.根据共振理论,光纤悬臂的固有频率可以通过式(3)计算得到^[8]

$$\omega_1 = \frac{(1.875)^2}{l^2 r} \sqrt{\frac{EI}{\rho\pi}} = \frac{3.515}{l^2 r} \sqrt{\frac{EI}{\rho\pi}} \quad (3)$$

式中, l 为光纤悬臂的长度, r 为光纤半径, EI 为截面抗弯刚度, ρ 为光纤密度.光纤悬臂的固有频率与光纤悬臂的长度的平方及光纤半径成反比关系.对于确定的光纤, r 、 EI 以及 ρ 均为常量,那么光纤的固有频率只与光纤悬臂长度 l 有关,因此可以通过调节光纤悬臂的长度达到特定的扫描频率.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.

2 扫描探头有限元分析

2.1 理论分析

在施加电压的过程中,由于结构的特殊性,使整体结构在产生弯曲形变的同时也产生扭曲变形,使用解析法很难精确求解.而使用有限元分析方法,能够更加准确的仿真出驱动器的电压与位移的关系,提高计算准确度.

压电陶瓷材料是具有压电效应的多晶体,本文研究的压电陶瓷双晶片处于机械夹持、电学短路状态,属于第二类边界条件.这时,将应变 S 和电场强度 E 作为自变量,应力 T 和电位移 D 作为因变量,可以得到压电材料的基本电压方程为

$$\begin{Bmatrix} \{T\} \\ \{D\} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} [C] & [e] \\ [e]^T & -[\epsilon] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{S\} \\ -\{E\} \end{Bmatrix} \quad (4)$$

采用三维六面体有限单元方法,将压电双晶片离散成一系列,六面体单元对于任何一个单元,其机电耦合方程为

$$[M]\{\ddot{u}\} + [C]\{\dot{u}\} + [K_s]\{u\} = \{F_s\} \quad (5)$$

式(5)是压电双晶片的有限元一般模型,遵循节点处位移协调、力平衡和电势连续原则.在第二类边界条件下, $\{\ddot{u}\} = 0$, $\{\dot{u}\} = 0$, $\{F_s\} = 0$ 可求出驱动器

在某一电压下的输出位移。

2.2 建模仿真

采用 ANSYS 11.0 有限元分析软件对压电陶瓷驱动器建立模型,并进行仿真.图 4 为压电陶瓷驱动器的四种振动模式,即分别为 Y 方向和 X 方向的形变.由于薄导电基片铍青铜的影响,在产生 X 方向形变的同时会产生扭曲变形,而这个扭曲变形会影响到光纤的运动轨迹。

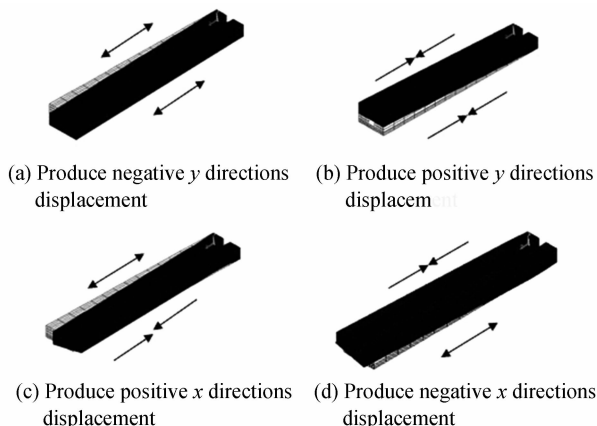


图 4 有限元仿真结果

Fig. 4 The finite element simulation results

为确定光纤扫描轨迹,在扫描探头的前端观测光纤纤芯位置的变化,得到光纤悬臂端面的场扫描和行扫描位移.仿真结果如图 5,其中图 5(a)为场扫描位移,图 5(b)为行扫描位移。

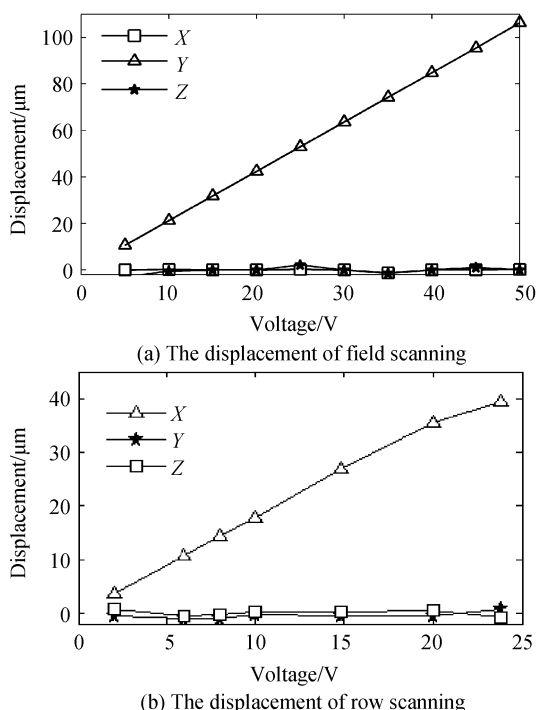


图 5 仿真位移图

Fig. 5 Picture of simulation displacement

从图 5 中可以看出,在光纤悬臂端面处,场扫描时,光纤只存在 Y 方向的位移,X、Z 方向位移为零,

能够实现精确的场扫描;行扫描时,X 方向位移存在较大位移,Y、Z 方向的位移几乎为零,可以实现精确的行扫描.因此,此方案可实现压电陶瓷光纤扫描探头的二维扫描。

3 实际系统

3.1 光纤探头实物

图 6 为完整的光纤扫描头的实物图,压电陶瓷采用 PZT5 材料,其中光纤悬臂的长度为 1 cm,扫描探头的整体厚度为 0.3 mm,宽度 0.8 mm,长度 50 mm.与一角硬币相比,可以看出探头的尺寸足够小,从而为进行人体内部组织的扫描创造了有利的条件。



图 6 完整的光纤扫描头实物图

Fig. 6 Complete fiber scan probe object

图 7 为光纤扫描头实物的前端图,下面为铍青铜导电基片,基片上面粘有两片压电陶瓷片,中间的槽放置光纤,槽的宽度约为 150 μm。

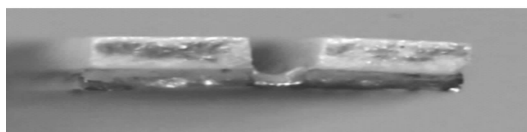


图 7 光纤扫描头实物前端图

Fig. 7 The front-end figure of the optical fiber scan probe object

3.2 实验结果和讨论

实验中所用光纤为标准的通信用单模光纤,光纤悬臂的长度选为 1 cm,驱动频率为 1.207 kHz,扫描范围可达 500 μm 以上.光纤出射光场分布为高斯分布,实验中需要在光线悬臂端面处加自聚焦透镜,通过透镜对出射光进行会聚,会聚后的光用面阵列 CCD 摄像头接收,采集到的信号送的采集卡中,经过计算机处理,得到扫描图像及数据.实际的扫描图像如图 8.扫描区域为(500×500)μm,即图中的

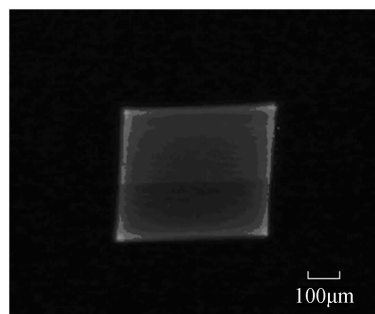


图 8 实际扫描图像

Fig. 8 The actual scan images

矩形区域,图像较好的反映了扫描的轨迹,验证了实验的正确性.但是从图像中还会看到,图像显示倾斜,这是由两片压电陶瓷的几何尺寸不严格一致造成的,可以通过改进压电陶瓷的切割工艺来提高扫描图像的质量.

为了研究探头的扫描范围与驱动信号振幅之间的关系,在不同电压下监测了扫描探头的位置变化.实验结果如图9,其中图9(a)为光纤扫描探头的场扫描范围随驱动信号振幅的变化,图9(b)为光纤扫描探头的行扫描范围随驱动信号振幅的变化.从图中可以看出,光纤悬臂端与驱动信号的振幅近似呈线性关系,因此可以通过调节电压的幅值,来调节扫描范围.

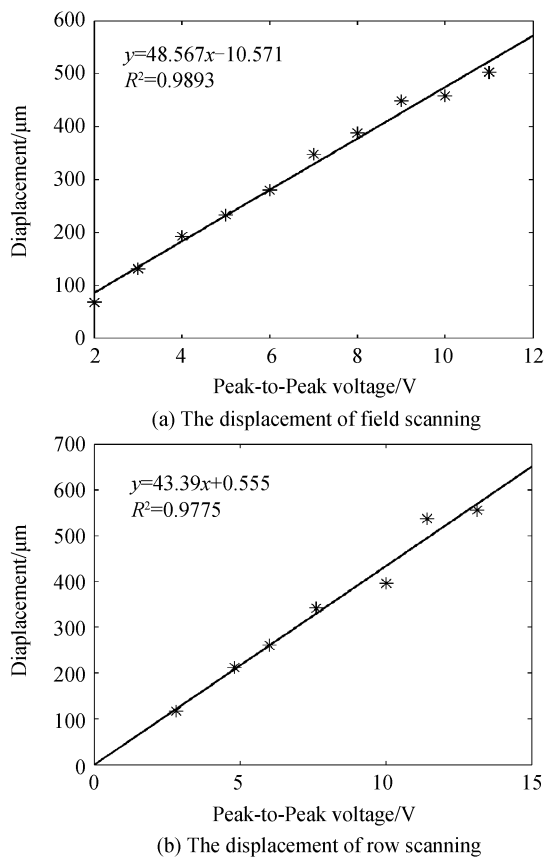


图9 扫描幅度随驱动信号振幅的变化关系

Fig.9 The relations of scan amplitude with voltage change

4 结论

设计了一种新型基于PZT的内窥式扫描头,利用两片压电陶瓷片和一片薄导电基片驱动光纤构成光纤二维扫描探头,简化了光纤扫描探头的结构,极大地缩小了光纤扫描探头的尺寸,可以深入到活体内作为内窥探头使用.驱动方法巧妙地利用了光纤的谐振特性形成行扫描,增加了光纤的行扫描范

围,同时场扫描采用了非谐振的方案,因此扫描过程不存在盲点.由于扫描轨迹与其他光学成像系统的扫描轨迹基本相同,有利于与其他成像装置配合使用,制作方法简单,成本低廉,利于推广.这些独具的优势让其在临床以及科学研究上具有良好的应用前景.

参考文献

- [1] SU Jian-ping, ZHANG Jun, YU Lin-feng, *et al.* In vivo three-dimensional microelectromechanical endoscopic swept source optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2007, **15**(16): 10390-10396.
- [2] JUNG W, TANG S, MCCORMIC D T, *et al.* Miniaturized probe based on a microelectromechanical system mirror for multiphoton microscopy[J]. *Optics Letters*, 2008, **33**(12): 1324-1326.
- [3] JACKLE S, GLADKOVA N, FELDCHTEIN F, *et al.* In vivo endoscopic optical coherence tomography of the human gastrointestinal tract-toward optical biopsy[J]. *Endoscopy*, 2000, **32**(10): 743-749.
- [4] LIU X M, COBB M J, CHEN Y H. Rapid-scanning forward-imaging miniature endoscope for real-time optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2004, **29**(15): 1763-1765.
- [5] JUNG W, MCCORMICK D T, AHN Y C, *et al.* In vivo three-dimensional spectral domain endoscopic optical coherence tomography using a micro electromechanical system mirror[J]. *Optics Letters*, 2007, **32**(22): 3239-3241.
- [6] GAO Ying-jun, JIN Chong-xing, LIN Lin, *et al.* Measurement of optical properties of highly scattering media by optical coherence tomography[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2011, **40**(1): 98-102.
高应俊,金重星,林林,等.基于光学相干层析成像技术的强散射介质光学特性测量[J].光子学报,2011,**40**(1):98-102.
- [7] FERCHER A F, DREXLER W, HITZENBERGER C K. Optical coherence tomography-principles and applications[J]. *Reports on Progress in Physics*, 2003, **66**(2): 239.
- [8] FAN Hong, ZHA Yi. Compact 10 Gb/s avalanche photodiode receiver module with a variable optical attenuator for transmission system[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2010, **39**: 92-95.
- [9] BOPPART S A, BOUMA B E, PITRIS C, *et al.* Forward-imaging instruments for optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 1997, **22**(21): 1618-1620.
- [10] LI Xing-de, CHUDIBA C, KO T, *et al.* Imaging needle for optical coherence tomography[J]. *Optics Letters*, 2000, **25**(20): 1520-1522.
- [11] HUANG Gang, DING Zhi-hua, WU Ling. Development of two dimensional scanning fiber probe excited by single actuator[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2007, **34**(3): 394-396.
黄刚,丁志华,吴凌.单驱动二维扫描光纤探头研制[J].中国激光,2007,**34**(3):394-396.
- [12] LI Wei-tao, QIAN Zhi-yu, WANG Hui-nan, *et al.* 2-layer study of near infrared optical probe's look-ahead distance[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2006, **35**(5): 712-716.
李魁韬,钱志余,王惠南,等.近红外光纤探头“视距”的组织层模型研究[J].光子学报,2006,**35**(5):712-716.

Endoscope Two Dimensional Scanning Fiber Probe and the Driving Method

LI Guang-ping, GAO He, ZHOU Ai, LIU Zhi-hai

(*Science School, Harbin Engineering University, Harbin 150001, China*)

Abstract: An endoscope scanning fiber probe was designed to perform two-dimensional (2D) scanning for optical coherence tomography based on the PZT. Two piezoelectric ceramic and a thin conductive substrate were used to drive the optical fiber probe. The probe used the cantilever resonance of optical fiber cantilever, imposed the mixing signals which closed to the resonant frequency of optical fiber on the piezoelectric ceramic, and also stimulated two orthogonal directions vibration of fiber cantilever to achieve two-dimensional scanning. Theoretical model was established and took the finite element simulation analysis was carried out. A practical model was made to carry out experiments and obtain the scan pattern. The experimental results realize the optical fiber cantilever two dimensional scanning, and the scanning scope reaches $(500 \times 500) \mu\text{m}$, adjusting drive signal amplitude can change the scanning range. The theoretical analysis and the simulation was consistent, and verified the feasibility of the scheme.

Key words: Optical fiber probe; Two dimensional scanning; Piezoelectric ceramic; Finite element analysis