

基于全光纤相干层析系统快速扫描探头的研制

梁 燕, 刘铁根, 王佳佳, 孟 卓, 兰寿锋, 姚晓天

(天津大学精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072)

摘 要:提出并实现了应用于光学相干层析系统(OCT)的快速扫描探头结构。该探头利用带有自聚焦透镜的光纤悬臂的共振特性,通过对压电双晶片施加共振频率下的方波电压,实现光纤悬臂的一维线性扫描。利用二维位置敏感探测器,同步记录扫描轨迹。通过软件对光纤延迟线的非线性进行校正。并将扫描探头应用于OCT系统中的玻片实验,获得清晰玻片的二维图像。该探头具有结构简单、易于控制、成本较低、精度较高、速度较快等优点。

关键词:光学相干层析;压电双晶片;自聚焦透镜;二维位置敏感探测器(PSD)

中图分类号:TH773

文献标识码:A

Implement of Fast Scanning Probe Applied to All-fiber Optical Coherence Tomography System

LIANG Yan, LIU Tie-gen, WANG Jia-jia, MENG Zhuo, LAN Shou-feng, YAO Xiao-tian

(The College of Precision Instrument and Optical Electronic Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

Abstract: A new high-speed scan probe is developed for optical coherence tomography system. The probe exploits resonant oscillations of a fiber cantilever with a gradient-lens. When it is actuated by one piece of piezoelectric bimorph through a driving signal with square voltage on resonant frequencies, it can perform one-dimensional scan for optical coherence tomography. A 2D position sensitive detector is used to record the scanning pattern simultaneously. Meanwhile, we eliminated the nonlinearity of fiber stretcher with software. With the fast scan probe used in OCT system, experiments on typical sample for en-face are carried out. Those preliminary imaging results are presented in the paper. The probe has many advantages, such as simple structure, flexible control and higher scanning rate and accuracy.

Key words: optical coherence tomography; piezoelectric bimorph; gradient-lens; PSD

1 引 言

光学相干层析技术^[1-2] (optical coherence tomography, OCT)是近十年来继超声成像、X射线、CT、MRI之后迅速发展起来的一种成像技术。它基于低相干干涉、结合超灵敏探测、精密自动控制和计算机图像处理等多项技术,能够实现对散射物体快速、非侵入性的断层成像,具有微米级的空间分辨率和大的动态范围。由于其在生物医学领域具有强大的应用价值,因此近年来得到诸多研究人员的关注。其中,基于微型化扫描探头的光学相干层析系统,能与内窥镜相结合,使其能够针对人体内腔表面以下或

深层组织内部几毫米深度的高分辨率在体成像成为可能。

目前,常见的光学相干层析系统的扫描探头有以下几种方式:振镜振动^[3]、步进电机驱动、光纤谐振扫描^[4-5]或者结合微机电系统(MEMS)技术^[6-9]来实现。其中振镜振动和步进电机驱动多用于实验

基金项目:国家科学自然基金项目(No. 30770597)资助。

作者简介:梁 燕(1984-),女,硕士,研究课题为偏振光学相干层析技术对早期龋齿诊断方法研究。E-mail: liangyan1120_0@yahoo.com.cn

收稿日期:2008-04-22; **修订日期:**2008-07-21

台上,体积较大。结合微机电系统技术成本较高。本文选用光纤谐振扫描方式,利用带有自聚焦透镜的光纤悬臂的共振特性,通过对压电双晶片施加共振频率下的方波电压,实现光纤悬臂的一维线性扫描。同时利用二维位置敏感探测器,同步记录扫描轨迹,分析探头性能。将所研制的扫描探头应用于已建立的 OCT 系统,对玻片表面进行一维扫描,获得了玻片的二维图像。

2 用于牙齿检测的全光纤 OCT 系统

光学相干层析系统利用低相干干涉原理,使用宽带光源可以获得很高的测量分辨率。其基本结构是迈克尔逊干涉仪。图 1 是改进的用于龋齿诊断的全光纤口腔 OCT 系统结构图。采用对牙齿具有很高穿透深度的 SLD 光源,中心波长 1310nm,带宽 50nm,相干长度 15 μ m。SLD 光源输出的光经过环形器 1,通过探头入射到被测样品,并利用探头中的 GRIN lens 出射端面的后向反射作为参考光。样品的后向散射光与 GRIN lens 端面后向反射参考光再次经过 GRIN lens 和环形器 1,通过环形器 2,经过耦合器分为两路,系统采用光纤拉伸器实现对被测样品的轴向光程扫描,由法拉第旋转镜反射两路信号发生干涉。系统中使用的法拉第旋光镜和双路平衡探测器可以使干涉信号获得更高的信噪比。干涉信号经过采集后进入计算机,由计算机进行解调,并完成二维图的重建。使用扫描探头可以实现对样品的二维检测。

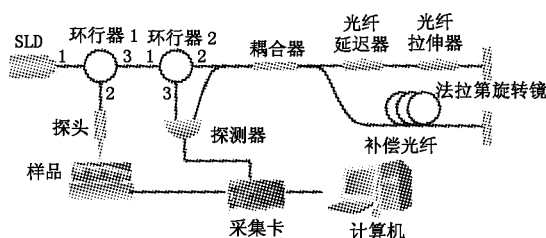


图1 全光纤口腔 OCT 系统结构图

3 扫描探头的结构及性能

3.1 扫描探头结构

扫描探头由光纤悬臂梁、压电双晶片、自聚焦透镜、保护套管三部分组成。图 2 为结构原理图。压电双晶片的尺寸是 55mm $\times$ 3mm $\times$ 0.42mm。光纤悬臂梁的总长度为 65m。选用的自聚焦透镜参数为:光斑直径为 5mm,工作距离 3mm。图 3 为探头的实物图。

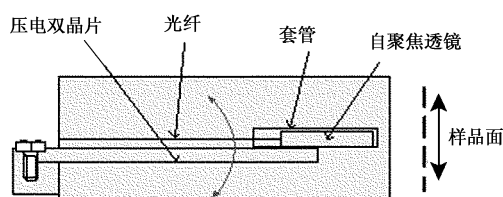


图2 扫描探头结构原理图

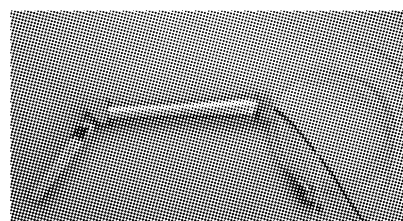


图3 扫描探头实物图

将带有自聚焦透镜的光纤悬臂梁置于压电双晶片之上。套管的作用是固定自聚焦透镜和压电双晶片,使之不发生位移变化;另一方面是保护自聚焦透镜。在压电双晶片的另一端用螺帽锁紧。当给压电双晶片施加方波电压,聚焦光束将会随着压电双晶片的形变而发生位移变化。当施加的电压频率与探头频率相等时,位移达到最大值,这也是扫描的最大范围。

3.2 应用 PSD 进行探头共振特性分析

首先在压电双晶片的表面粘贴光纤。由于压电双晶片表面的光纤质量极轻,可忽略不计。给压电双晶片提供 60V 方波电压,红光光源经过光纤末端,直射在 PSD 敏感面上。调整光纤末端距 PSD 的距离,使其处于最敏感位置。调整方波的频率,从 1Hz 到 100Hz 变化,可以获得空载时双晶片振幅随频率发生变化,所得结果如图 4 所示。

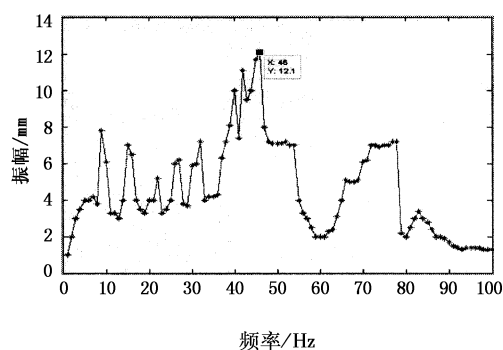


图4 压电双晶片空载时频率和振幅的关系

再者给加自聚焦透镜后的探头重复上述过程,同样可以获得频率和振幅的曲线图,结果如图 5 所示。

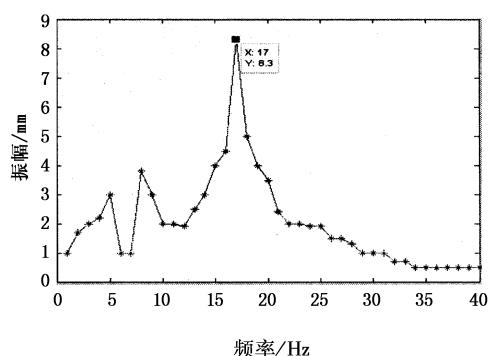


图5 扫描探头频率和振幅的关系

可知当给压电双晶片施加质量的时候,它的共振频率会减小,幅度也会略有变化。因此,要实现高速扫描,加载的质量越小越好,所以自聚焦透镜的套管材料越轻越好,同时套管固有频率要和探头整体结构频率相匹配。根据实验,可以获得探头共振频率为17Hz。

3.3 应用 PSD 对扫描探头扫描路径的系能分析

将扫描探头垂直放置,让自聚焦透镜的光斑打在二维 PSD 上,可获取的图像如图6所示。该斜线方向上的路径如图7所示。

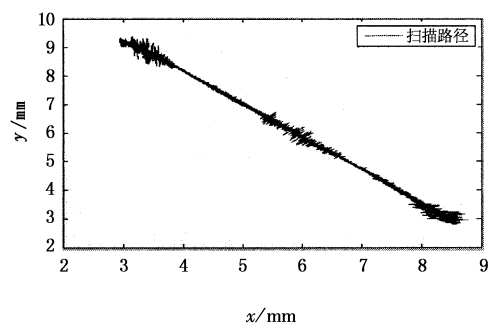


图6 扫描探头扫描路径图

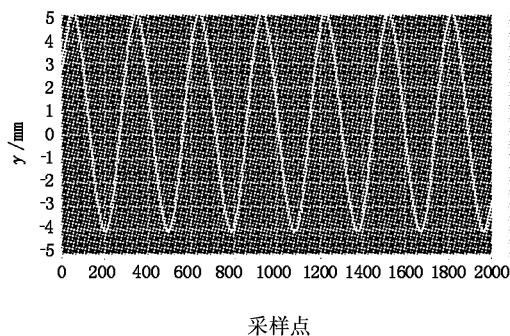


图7 斜线方向上探头扫描路径图

根据采样点获得数据,其扫描路径可能为余弦函数、二次曲线函数或者是三角函数。因此需获取每一时刻 Δy 值。若 y 为二次曲线函数, Δy 应该是

一次曲线;若 y 为三角函数, Δy 应为平行 x 轴的分段线段。设 y 为余弦函数:

$$y = a \cos(2\pi ft) \quad (1)$$

$$\Delta y = -2\pi a f \sin(2\pi ft) \quad (2)$$

其中, a 为振幅; f 为共振频率;根据实验数据可知 $a = 10\text{mm}$, $f = 17\text{Hz}$, 采样频率为 5kHz 。代入上式得:

$$y = 5 \cos(34\pi t) \quad (3)$$

$$\Delta y = -2\pi a f \sin(2\pi ft) \quad (4)$$

$$\Delta y = 0.1 \sin(2\pi ft) \quad (5)$$

所得振幅与图7相符合。因此可确定其行走是一个单摆运动,也说明压电双晶片的形变时间极短。

4 基于 OCT 系统的快速扫描探头

当计算机处理采集来的信号时,为了把时间信号转化为被测样品的深度信息,就会把采样信号中任意相邻采样的两个点默认为在空间距离上是等距离的两个点。这就要求光学层析成像的 OCT 的参考臂纵向扫描应该是匀速的,否则所得图像的深度信息将在纵向发生位置的失真。系统中使用的是光纤延迟线,其驱动波形为三角波。由于光纤延迟线本身具有线性度误差,如图8所示,当光源照在样品的固定位置时,在三角波的上升沿和下降沿获取的干涉峰并不是等距的,而且光强也有变化,产生较为严重的错位信息。同时,从图中亦可以看出三角波上升沿的第一个位置和其他三角波上升沿的第一个位置有明显的误差。可见,如果只是简单的以相同的三角波采样个数来分析,且同时选用三角波的上升沿和下降沿,将会有明显的错位信息。

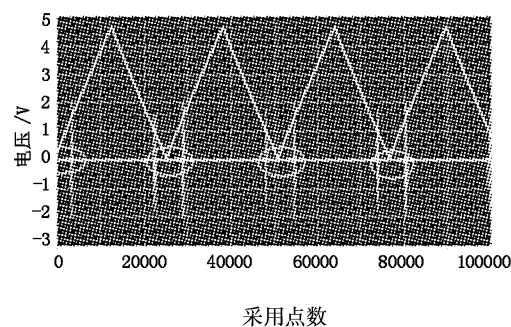


图8 三角波和干涉峰的相对位置关系

通过软件校正光纤延迟线的非线性,流程图如图9所示。将探头置于固定位置获得玻片的二维图,如图10所示。

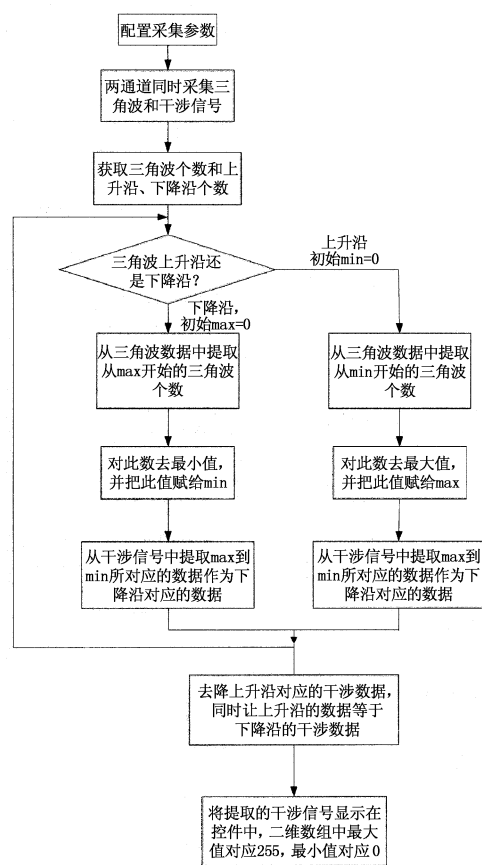


图9 校正光纤延迟线非线性流程图

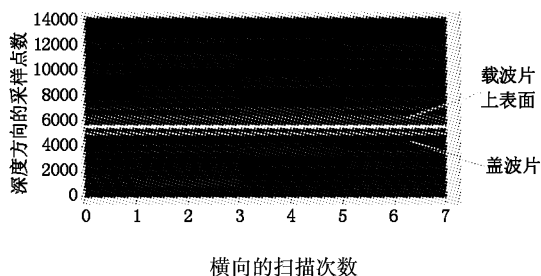


图10 基于改进方法获取的玻片二维结构图

当给探头施加 17Hz, 20V 的方波电压, 可以实现 3mm 的扫描范围。形成如图 11 所示的四层玻片的二维图像, 图中最上层为盖玻片。

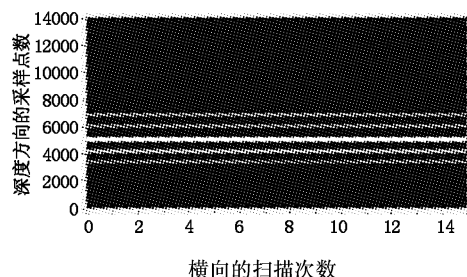


图11 应用快速扫描探头实现四层玻片 OCT 图像

通过实验证明, 利用光纤悬臂的共振特性可以实现扫描探头的快速扫描。相对其他方法而言, 成

本低廉, 工艺简单。而且通过改变双晶片的结构参数, 还能提高扫描频率。

5 结论

该扫描探头利用压电双晶片使光纤悬臂产生一维扫描, 成功实现了样品的快速层析成像, 并校正光纤延迟线的非线性, 该扫描探头体积小、电路简单, 与内窥结合有望实现光学相干层析的二维实时成像。由于其扫描范围最大可达到 10mm, 下一步工作是如何使探头在大范围扫描时能够保证成像质量。

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] 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.
- [3] Swanson E A, Izatt J A, et al. In-vivo retinal imaging by optical coherence tomography [J]. Opt. Lett., 1993, 18, 1864.
- [4] S A Boppart, B E Bouma, C Pitris, et al. Forward-imaging instruments for optical coherence tomography [J]. Optics Letters, 1997, 22(21): 1618-1620.
- [5] X D Li, X M Liu, Y C Chen, et al. Development of fast scanning miniature probe and method of dispersion management for high-resolution optical coherence tomography [J]. Proceeding of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA · September, 2004, 1(5): 5289-5291.
- [6] Yingtian Pan, Huikai Xie, Gary K Fedder. Endoscopic optical coherence tomography based on a microelectromechanical mirror [J]. Optics Letters, 2001, 26, (24): 1966-1968.
- [7] J M Zara, S Yazdanfar, K D Rao, et al. Electrostatic micromachine scanning mirror for optical coherence tomography [J]. Optics Letters, 2003, 28(8): 628-630.
- [8] Woonggyu Jung, Daniel T McCormick, Jun Zhang, et al. Three-dimensional endoscopic optical coherence tomography by use of a two-axis microelectromechanical scanning mirror [J]. Applied Physics Letters, 2006, 88: 163901.
- [9] Peter H Tran, David S Mukai, Matthew Brenner, et al. In vivo endoscopic optical coherence tomography by use of a rotational microelectromechanical system probe [J]. Optics Letters, 2004, 29(11): 1236-1238.