

用于内窥光学相干层析成像的小型化预标定Lissajous扫描光纤探头

吴彤 霍文麒 黄蕴智 王吉明 顾晓蓉 路元刚 赫崇君 刘友文

A miniaturized pre-calibration based Lissajous scanning fiber probe for endoscopic optical coherence tomography

Wu Tong Huo Wen-Qi Huang Yun-Zhi Wang Ji-Ming Gu Xiao-Rong Lu Yuan-Gang He Chong-Jun
Liu You-Wen

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 70, 150701 (2021) DOI: 10.7498/aps.70.20210151

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.70.20210151>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于受激辐射信号的谱域光学相干层析分子成像方法

Stimulated-emission based spectral domain optical coherence tomography for molecular contrast imaging

物理学报. 2018, 67(17): 174201 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20171738>

基于最优化线性波数光谱仪的谱域光学相干层析成像系统

Optimized linear wavenumber spectrometer based spectral-domain optical coherence tomography system

物理学报. 2018, 67(10): 104208 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20172606>

多面转镜激光器扫频光学相干层析成像系统的全光谱重采样方法

A full spectrum resampling method in polygon tunable laser-based swept-source optical coherence tomography

物理学报. 2017, 66(11): 114204 <https://doi.org/10.7498/aps.66.114204>

扫频光学相干层析角膜图像轮廓自动提取算法

Automatic contour extraction algorithm for swept-source optical coherence tomography cornea image

物理学报. 2019, 68(20): 204201 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190731>

基于谱域相位分辨光学相干层析的纳米级表面形貌成像

Nanoscale surface topography imaging using phase-resolved spectral domain optical coherence tomography

物理学报. 2017, 66(15): 154202 <https://doi.org/10.7498/aps.66.154202>

基于电阻抗层析成像的高强度聚焦超声温度监测技术

Noninvasive temperature monitoring for high intensity focused ultrasound therapy based on electrical impedance tomography

物理学报. 2017, 66(16): 164301 <https://doi.org/10.7498/aps.66.164301>

用于内窥光学相干层析成像的小型化预标定 Lissajous 扫描光纤探头*

吴彤^{1)2)†} 霍文麒¹⁾²⁾ 黄蕴智¹⁾²⁾ 王吉明²⁾ 顾晓蓉²⁾
路元刚¹⁾ 赫崇君¹⁾ 刘友文^{2)‡}

1) (南京航空航天大学空间光电探测与感知工业和信息化部重点实验室, 南京 210016)

2) (南京航空航天大学理学院应用物理系, 南京 211106)

(2021 年 1 月 22 日收到; 2021 年 3 月 2 日收到修改稿)

基于非对称光纤悬臂结构的 Lissajous 扫描光纤探头可实现低电压驱动下的大范围扫描成像. 本文研究了全封装的小型化预标定 Lissajous 扫描光纤探头. 通过优化设计与数值仿真, 选择了能实现高填充率 Lissajous 扫描的正交谐振频率, 确定了非对称光纤悬臂的结构参数. 全封装探头在 5 mm 工作距离处的焦点直径为 25 μm , 视场大小达到 1.5 mm \times 1.5 mm, 总刚性长度和外径分别为 35 mm 和 3.5 mm. 研究了全封装探头扫描轨迹的稳定性、可重复性与扫描成像的旋转稳定性. 结合实验室搭建的 50 kHz 扫描光学相干层析 (OCT) 系统, 对硬币和生物组织进行高质量成像, 验证了用于内窥 OCT 成像的小型化预标定 Lissajous 扫描光纤探头具有良好的成像性能.

关键词: 光学相干层析成像, Lissajous 扫描, 内窥成像

PACS: 07.60.-j, 42.30.Wb, 42.30.-d, 87.64.M-

DOI: 10.7498/aps.70.20210151

1 引言

光学相干层析技术 (optical coherence tomography, OCT) 是近年来快速发展起来的一种医学光学成像技术^[1-3], 内窥 OCT 能够对人体内部器官进行非侵入、高速、高分辨率的光学层析成像. 前视型探头是内窥 OCT 中的一项关键技术, 能有效指导外科手术, 在手术期间提供图像引导并且给出详细的组织结构信息^[4], 提高手术的成功率同时能够降低术后并发症及二次手术的概率, 在活体诊断等临床应用方面有着很广阔的应用前景.

前视型探头可分为两种, 即非谐振扫描内窥探

头和光纤谐振扫描内窥探头. 通过旋转一对互成一定角度的 GRIN 透镜^[5]或通过微机电系统控制反射镜或透镜^[6,7]实现非谐振扫描. 但是非谐振扫描内窥探头通常体积较大, 不利于探头的小型化. 光纤谐振扫描探头通常结构更紧凑, 更容易实现小型化. 光纤谐振扫描的扫描方式一般可分为光栅扫描^[8-10]、螺旋扫描^[11-16]和 Lissajous 扫描^[17-21]三种. 实现快速光栅扫描需要很高的驱动电压, 安全性较差. 螺旋扫描的照明密度分布不均匀, 中心区域照明密度比边缘区域更高, 容易对组织造成损伤. 与螺旋扫描相比, Lissajous 扫描能够提供更好的照明均匀性, 可避免对组织的潜在损伤^[22]. 压电陶瓷 (piezoelectric, PZT) 管或 PZT 双晶片通常

* 中央高校基本科研业务费专项资金 (批准号: NS2020067, NJ2020021) 和南京航空航天大学空间光电探测与感知工业和信息化部重点实验室开放课题 (批准号: NJ2020021-5) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: wutong@nuaa.edu.cn

‡ 通信作者. E-mail: ywliu@nuaa.edu.cn

作为光纤谐振扫描探头的驱动器. 早期, Liu 等^[11]开发了一种由 PZT 管驱动的、外径为 2.4 mm 的小型化前视型内窥探头, 能够在时域光学相干层析 (TD-OCT) 系统中实现快速横向扫描成像. 2011 年 Zhang 等^[10]开发了一种紧凑型光纤谐振扫描前视探头, 通过将光纤反向安装在 PZT 管的近端并在空心 PZT 管内进行扫描, 有效地减少了探头的总体刚性长度. 2012 年, Park 等^[7]提出了一种基于硅微结构的非对称光纤悬臂和 PZT 管驱动的 Lissajous 光纤扫描探头. 但是, PZT 管需要较高的驱动电压才能产生足够大的扫描范围, 不利于活体成像应用. Wu 等^[18]提出了基于非对称光纤悬臂和 PZT 双晶片作为驱动器的前视型光纤谐振扫描探头, 可在低电压驱动下实现足够大的扫描范围, 但是由于其尺寸较大, 无法应用于实际的内窥成像.

本文提出了一种基于非对称光纤悬臂的小型化预标定 Lissajous 扫描光纤探头. 研究了 Lissajous 扫描轨迹的填充率与波瓣数的定量关系, 提出了根据填充率选择 Lissajous 扫描正交谐振频率的方法. 对非对称光纤悬臂进行数值模拟, 确定了与正交谐振频率对应的结构参数. 对全封装的 Lissajous 扫描光纤探头进行轨迹预标定, 研究了扫描轨迹的稳定性和可重复性. 结合实验室搭建的扫频 OCT (SS-OCT) 系统, 研究了探头成像的旋转稳定性, 对生物组织进行了验证性成像实验.

2 方法

2.1 Lissajous 扫描正交谐振频率选择方法

Lissajous 扫描运动是两个正交简谐振动的合运动, 其扫描轨迹形状由两个简谐振动的振幅、频

率和初相位共同决定. Lissajous 扫描的运动方程可以描述为

$$\begin{cases} x(t) = A_x \sin(2\pi f_x t + \phi_x), \\ y(t) = A_y \sin(2\pi f_y t + \phi_y), \end{cases} \quad (1)$$

其中, A_x 和 A_y 分别表示正交方向两个简谐振动的振幅, f_x 和 f_y 分别表示两个简谐振动的频率, ϕ_x 和 ϕ_y 分别表示两个简谐振动的初相位, t 表示运动时间. $x(t)$ 和 $y(t)$ 表示了 Lissajous 扫描轨迹随时间变化的位置坐标. 根据上述方程模拟的典型 Lissajous 扫描轨迹如图 1(a) 所示. 填充率是评估 Lissajous 扫描的关键指标, 可定义为扫描填充面积与扫描区域总面积的比值. 填充率和 Lissajous 扫描的波瓣数相关. 波瓣数为扫描轨迹与 X 轴和 Y 轴的交点总数, 可由两个方向扫描频率之和除以两个扫描频率的最大公约数计算得到^[23]. 在 Lissajous 扫描轨迹中加入扫描光斑大小可以用于评估 Lissajous 扫描的填充情况, 如图 1(b) 所示. 波瓣数在 150—350 范围内的填充率变化情况如图 1(c) 所示, 随着波瓣数的增加填充率逐渐增大, 增大到 100% 后保持不变. 这一结果可用于选择波瓣数, 进而选择正交谐振频率.

2.2 非对称光纤悬臂的仿真与数值模拟

图 2(a) 为实现 Lissajous 扫描所基于的非对称光纤悬臂的结构示意图. 用于扫描成像的主光纤近端固定在 PZT 双晶片上表面的中间位置, 远端附加一段毛细金属管. 附加的毛细金属管可降低非对称光纤悬臂的谐振频率以匹配 SS-OCT 系统的成像速度. 在 PZT 双晶片下表面边缘处固定一段附加光纤, 通过连接光纤黏接到主光纤, 组成刚性

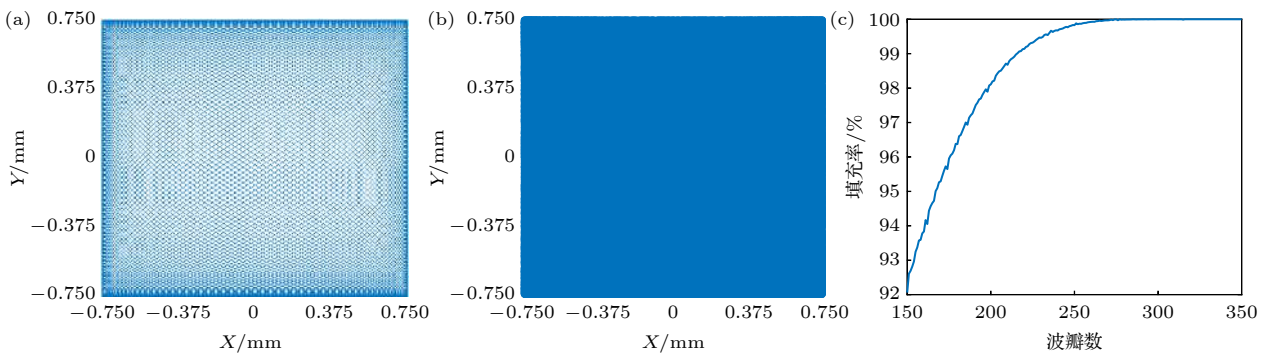


图 1 (a) 模拟的 Lissajous 扫描轨迹图; (b) 考虑光斑大小的扫描填充情况; (c) 填充率与波瓣数关系曲线

Fig. 1. (a) Simulated Lissajous scanning trajectory; (b) scanning pattern considering the spot size; (c) relation curve of filling rate vs. side-lobe number.

框架面 $BCDE$. 图 2(b) 是非对称光纤悬臂的受力分析图, PZT 双晶片提供的驱动力 F 垂直于其表面, 经非对称光纤悬臂分解为正交方向上的两个分力 F_1 和 F_2 , F_1 垂直于刚性框架面 $BCDE$, F_2 在刚性框架面内. 将对应于非对称光纤悬臂正交谐振频率的正弦信号合成 PZT 双晶片的驱动信号, 用于驱动主光纤的自由端进行 Lissajous 扫描.

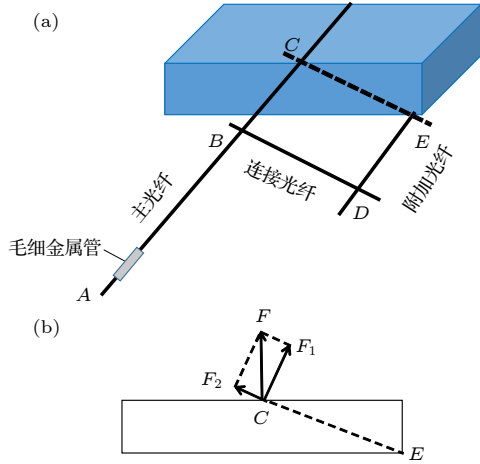


图 2 (a) 非对称光纤悬臂结构示意图; (b) 非对称光纤悬臂受力分析图

Fig. 2. (a) Schematic of the asymmetric fiber cantilever; (b) force analysis of the asymmetric fiber cantilever.

根据悬臂谐振理论, 单根光纤悬臂的谐振频率可由公式 $f = \frac{\beta}{4\pi} \cdot \frac{r}{l^2} \cdot \sqrt{\frac{E}{\rho}}$ 确定 [11]. 其中, E 表示光纤截面的刚性抗度; l 表示光纤悬臂长度; r 表示光纤半径; ρ 表示光纤纤芯密度; β 为零阶振动模式对应的常数, 取值为 3.52. 光纤的谐振频率与光纤悬臂长度 l 的平方成反比, 与光纤半径 r 成正比. 光纤的 E, ρ, r 都是常量, 因此通过选择合适的悬臂长度就能得到预期的谐振频率. 根据图 1(c) 的结果, 当波瓣数为 291 时填充率可达到 100%, 因此选择 122 和 169 Hz 作为正交谐振频率. 为了精确确定非对称光纤悬臂的结构参数, 基于 COMSOL 仿真与数值模拟研究了非对称光纤悬臂的正交谐振频率与其结构参数的关系. 图 3(a) 展示了在 COMSOL 中模拟的探头结构, 主光纤前端的毛细金属管长度设定为 2 mm, 主光纤长度取值范围设定为 14—17 mm, 附加光纤取值范围设定为 3—5 mm. 数值模拟得到的主光纤和附加光纤长度与正交谐振频率的依赖关系如图 3(b) 所示. 曲线上的红线和黑线分别代表了选取的正交谐振频率

122 Hz 和 169 Hz 的等值线, 两条等值线投影的交点对应着可实现相应正交谐振频率的非对称光纤悬臂结构参数, 即主光纤长度为 15.94 mm, 附加光纤长度为 4.49 mm.

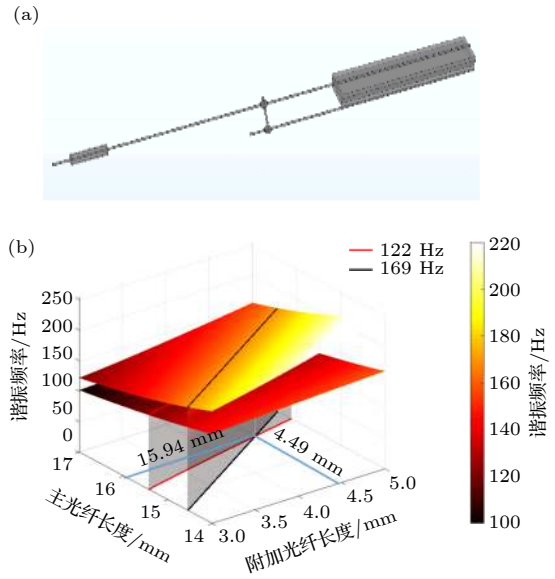


图 3 (a) COMSOL 中仿真的非对称光纤悬臂结构示意图; (b) 主光纤和附加光纤长度与正交谐振频率的关系图

Fig. 3. (a) Simulated probe structure in COMSOL; (b) the relationship between the length of the main fiber and the auxiliary fiber and the orthogonal resonance frequency.

3 实验

全封装的 Lissajous 扫描光纤探头的结构示意图如图 4(a) 所示, 各部分使用紫外固化胶黏结固定. 使用 0.25 节距的 GRIN 透镜用于聚焦从主光纤出射的成像光束. 非对称光纤悬臂及 GRIN 透镜封装在外径为 3.5 mm 的金属管内, 探头总刚性长度为 35 mm. 图 4(b) 是全封装探头的实物照片. 探头的驱动信号由频率分别为 122 和 169 Hz 的两个正弦信号组成.

为了对 Lissajous 扫描轨迹进行预标定, 搭建了基于位置敏感探测器 (position sensitive detector, PSD) 的 Lissajous 扫描轨迹预标定系统, 使用 He-Ne 激光器将出射的激光耦合进光纤探头, 通过探头前端的 GRIN 透镜聚焦到 PSD 上. 由 PSD 输出的 Lissajous 扫描轨迹位置信息被数据采集卡采集. 通过计算机对采集到的位置信息数据进行预标定. 基于预标定后的位置信息可以将采集到的 OCT 轴向信息对应到正确的横向扫描位置处, 实现 Lissajous 扫描的图像重建.

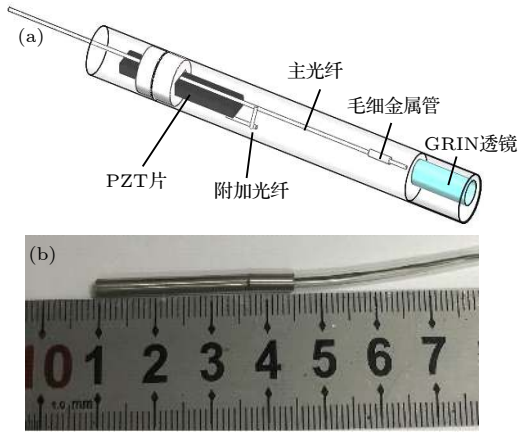


图 4 (a) 全封装的 Lissajous 扫描光纤探头结构示意图; (b) 全封装探头的实物照片
Fig. 4. (a) Schematic of the fully packaged Lissajous scanning fiber probe; (b) photograph of the fully packaged probe.

内窥 SS-OCT 系统示意图如图 5 所示. 扫频光源 (Axsun technology) 的中心波长为 1310 nm, 扫描速率为 50 kHz, 扫描谱宽为 135 nm. 系统实测的轴向分辨率为 10.3 μm , 成像帧速率为 1 帧/s, 最大信噪比为 110 dB. 由光源发出的扫频激光经分光比 90/10 的光纤耦合器 1 分为两路, 分别进入样品臂和参考臂. 进入样品臂的光经内窥探头照射样品, 进入参考臂的光经准直镜照射到平面镜上. 从样品臂和参考臂返回的干涉光在被平衡探测器探测后, 由数据采集卡采集并传输至计算机进行后续处理.

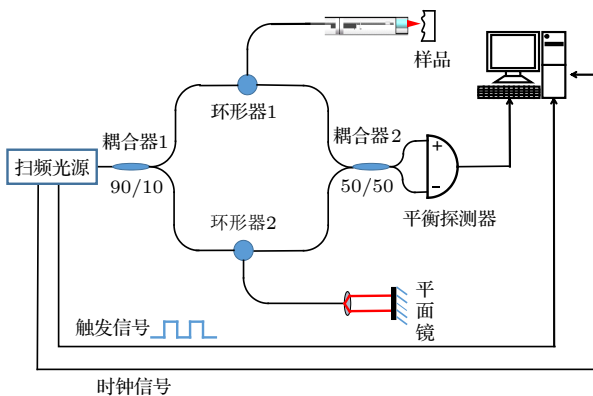


图 5 内窥 SS-OCT 系统示意图
Fig. 5. Schematic of the endoscopic SS-OCT system.

4 结果

经实验测量, 全封装 Lissajous 扫描光纤探头的工作距离为 5 mm, 焦点直径为 25 μm . 图 6(a)

展示了实测的振幅频率响应曲线, 正交谐振频率分别为 122 和 169 Hz, 与模拟值一致. 驱动信号的电压为 1 V 时, 预标定的 Lissajous 扫描轨迹重建结果如图 6(b) 所示. 经 GRIN 透镜聚焦后的光学扫描范围为 1.76 mm \times 1.67 mm, 探头的光学放大率为 2.7 倍, 主光纤末端的扫描范围为 651 μm \times 618 μm .

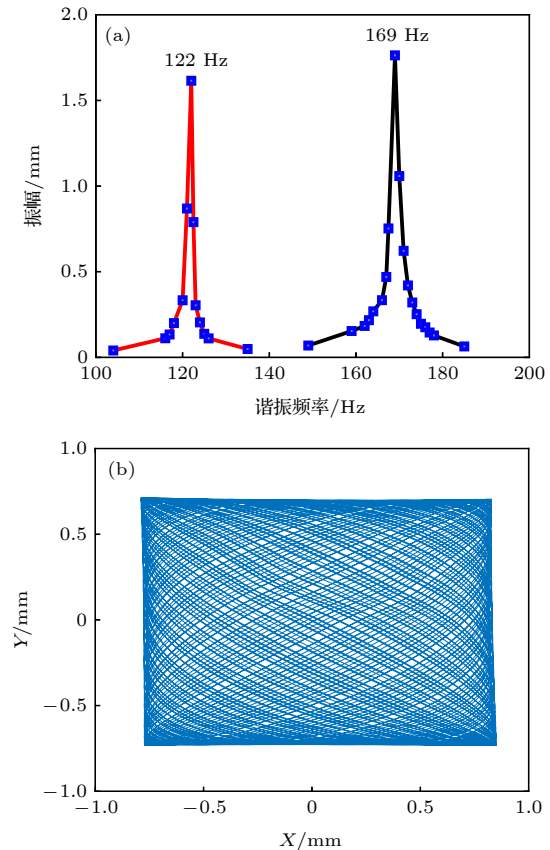


图 6 (a) Lissajous 扫描光纤探头的振幅-频率响应曲线; (b) 预标定的 Lissajous 扫描轨迹重建结果

Fig. 6. (a) Amplitude-frequency response curves of the Lissajous scanning fiber probe; (b) the reconstructed Lissajous scanning trajectory by pre-calibration.

为了研究 Lissajous 扫描光纤探头扫描的稳定性与可重复性, 通过预标定系统多次独立采集扫描轨迹的位置信息数据. 图 7(a)–(f) 展示了独立采集的 6 次扫描轨迹的前 1500 个位置信息数据的重建结果, 其中红色*号代表了扫描轨迹的起始位置. 由图 7 可见, 多次独立采集的扫描轨迹起始位置相同, 扫描路径一致. 计算了多次独立采集的位置信息数据与预标定位置信息数据对应坐标间的差值, 其差值最大值为 13 μm , 方差约为 0.016. 验证了探头扫描具有良好的稳定性和可重复性.

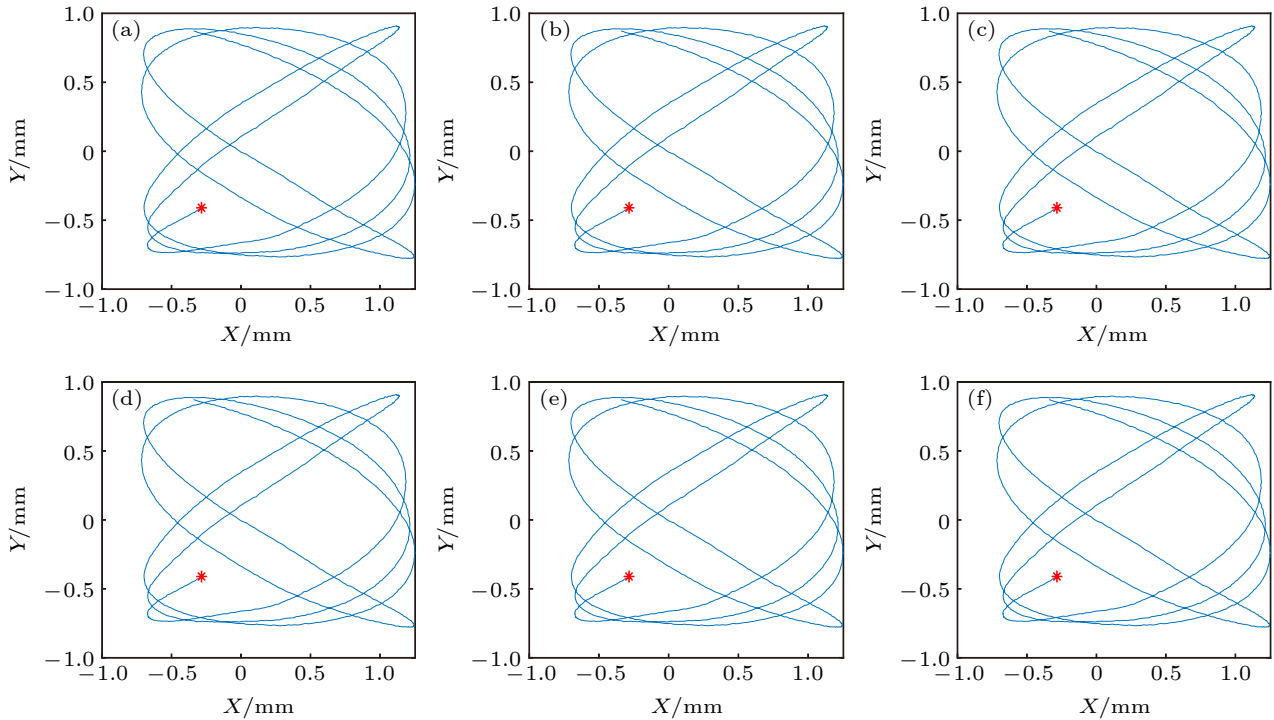


图 7 (a)–(f) 6次独立实验的前 1500 个点的扫描轨迹重建结果

Fig. 7. (a)–(f) Reconstructed scanning trajectory of the first 1500 points from the 6 independent experiments.

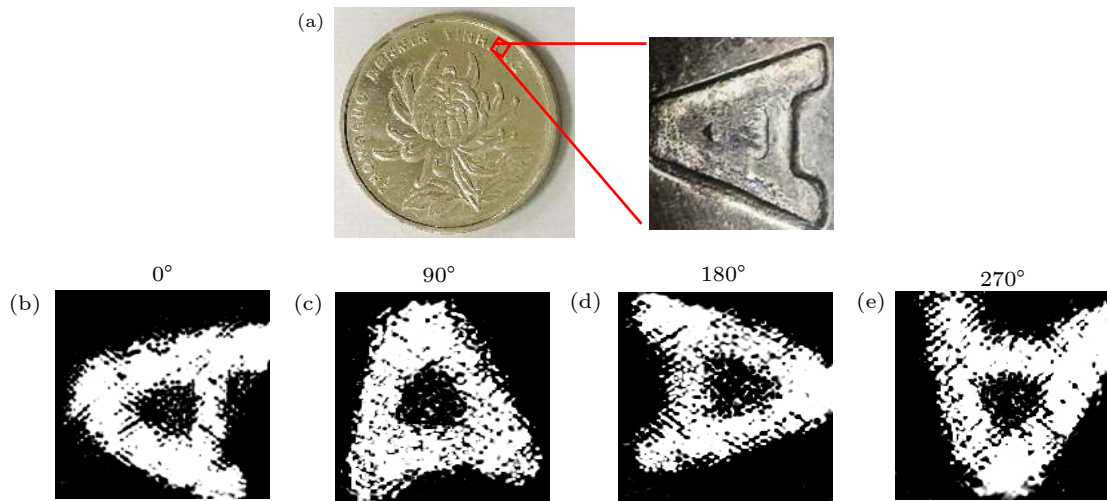


图 8 (a) 1 元硬币及字母 A 的照片; (b)–(e) 探头旋转 0° , 90° , 180° 和 270° 对字母 A 的 OCT 表面成像结果

Fig. 8. (a) Photograph of the 1 Yuan coin and the letter A; (b)–(e) the *en-face* OCT images of the letter A with the probe rotating to the angle of 0° , 90° , 180° and 270° .

为了进一步验证 Lissajous 扫描光纤探头成像的旋转稳定性, 将探头接入实验室搭建的 SS-OCT 系统. 以探头中轴线为旋转轴分别旋转 0° , 90° , 180° 和 270° , 对 1 元硬币上的字母 A 进行 OCT 成像. 图像重建采用预标定的扫描轨迹位置信息. 图 8(a) 是用相机拍摄的 1 元硬币及字母 A 的照片, 图 8(b), (c), (d), (e) 分别为探头在旋转 0° , 90° , 180° , 270° 状态下采集重建的 OCT 表面成像结果.

在探头绕自身中轴线旋转不同角度下采集到的字母 A 的 OCT 数据均能正确重建, 验证了探头成像具有良好的旋转稳定性.

为了验证所研制探头的成像性能, 应用基于 Lissajous 扫描光纤探头的内窥 SS-OCT 系统对生物组织进行了数据采集和图像重建. 首先实验中选取橘子果粒作为样品, 使用预标定的 Lissajous 扫描轨迹位置信息进行图像重建. 图 9 展示了重建的

橘子果粒组织的 OCT 成像结果, 其中图 9(a) 为橘子果粒的实物照片, 红色方框为扫描光纤探头的成像范围. 图 9(b) 为橘子果粒组织的二维 OCT 横截面图像, 可以清晰分辨出橘子果粒组织内部的网格状细胞结构, 验证了研制的 Lissajous 扫描光纤探头具有良好的成像性能.

应用基于 Lissajous 扫描光纤探头的内窥 SS-OCT 系统对带有牙结石的成人磨牙进行了内窥成

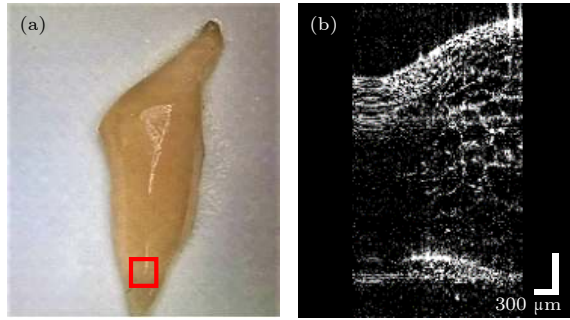


图 9 (a) 橘子果粒的实物照片; (b) 橘子果粒组织的二维 OCT 横截面图像

Fig. 9. (a) Photograph of the orange grain; (b) two-dimensional OCT cross-sectional image of orange grain tissue.

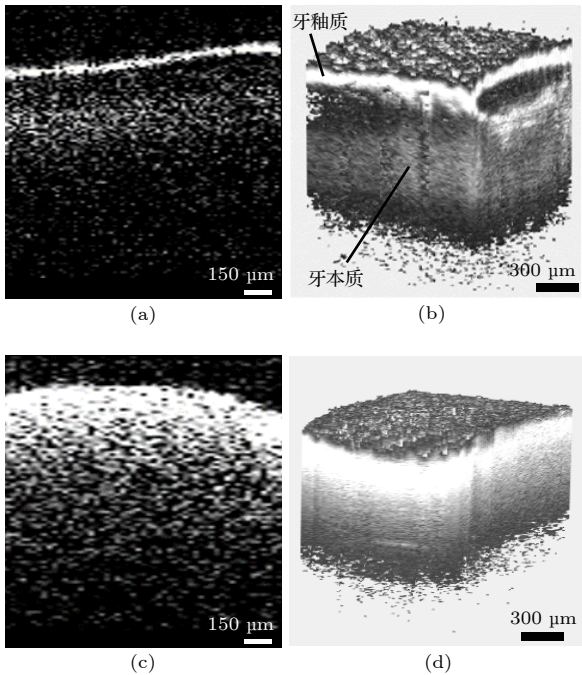


图 10 (a) 磨牙的二维 OCT 横截面图像; (b) 磨牙的三维 OCT 图像; (c) 牙结石的二维 OCT 横截面图像; (d) 牙结石的三维 OCT 图像

Fig. 10. (a) Two-dimensional OCT cross sectional image of the health molar tooth tissue; (b) three-dimensional OCT image of the health molar tooth tissue; (c) two-dimensional OCT cross sectional image of the dental calculus; (d) three-dimensional OCT image of the dental calculus.

像. 磨牙牙体由牙釉质和牙本质组成, 牙釉质是人体最坚硬、钙化程度最高的组织, 牙本质的钙化程度比牙釉质稍低, 其散射系数大于牙釉质. 牙结石由人日常饮食堆积在牙齿附近的食物残渣矿化形成, 其主要组成为磷酸钙. 图 10(a) 和图 10(b) 分别为重建的磨牙健康牙体区域的二维 OCT 横截面图像和三维 OCT 图像, 可以清晰分辨出牙釉质、牙本质等健康牙体内部的分层结构. 图 10(c) 和图 10(d) 分别为重建的牙结石区域的二维 OCT 横截面图像和三维 OCT 图像, 可以看出牙结石内部不存在类似健康牙齿的分层结构. 研制的 Lissajous 扫描光纤探头可用于区分健康牙体和牙结石结构.

5 结 论

提出了一种用于内窥 OCT 的小型化预标定 Lissajous 扫描光纤探头, 刚性长度为 35 mm, 外径为 3.5 mm, 工作距离为 5 mm, 视场大小约为 1.5 mm × 1.5 mm. 非对称悬臂结构可以有效地减少正交方向的机械耦合, PZT 双晶片和光纤悬臂的组合具有偏转响应大和驱动电压低的优点. 预标定系统可以自由设计探头的谐振频率, 匹配不同扫描速度的 SS-OCT 系统和不同的视场大小. 利用预标定系统多次独立采集了扫描轨迹的位置信息数据, 验证了探头扫描轨迹的稳定性和可重复性. 研究了探头的旋转稳定性, 验证了探头的角度状态改变不会使扫描轨迹相对于预标定曲线产生明显偏离. 结合实验室搭建的 50 kHz SS-OCT 系统对牙齿进行了内窥 OCT 成像实验, 正确重建了牙齿和牙结石的 OCT 图像. 验证了在探头位置状态不确定的内窥成像环境下, 使用预标定的位置信息数据可以正确重建样品的 OCT 图像. 说明在内窥环境下探头的扫描轨迹相对于预标定曲线没有出现明显偏离. 研制的 Lissajous 扫描光纤探头有望用于牙结石检测等牙科应用领域.

参考文献

- [1] Huang D, Swanson E A, Lin C P, Schuman J S, Stinson W G, Chang W, Hee M R, Flotte T, Gregory K, Puliafito C A, Fujimoto J G 1991 *Science* **254** 1178
- [2] Jia Y Q, Liang Y M, Zhu X N 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 3861 (in Chinese) [贾亚青, 梁艳梅, 朱晓农 2007 *物理学报* **56** 3861]
- [3] Huang L M, Ding Z H, Hong W, Wang C 2011 *Acta Phys.*

- Sin.* **61** 023401 (in Chinese) [黄良敏, 丁志华, 洪威, 王川 2011 物理学报 **61** 023401]
- [4] Li X D, Chudoba C, Ko T, Pitris C, Fujimoto J G 2000 *Opt. Lett.* **25** 1520
- [5] Wu J, Conry M, Gu C, Wang F, Yaqoob Z, Yang C 2006 *Opt. Lett.* **31** 1265
- [6] Pan Y, Xie H, Fedder G K 2001 *Opt. Lett.* **26** 1966
- [7] Park H C, Song C, Kang M, Jeong Y, Jeong K H 2012 *Opt. Lett.* **37** 2673
- [8] Wang Y, Bachman M, Li G P, Guo S, Wong B J F, Chen Z 2005 *Opt. Lett.* **30** 53
- [9] Min E J, Na J, Ryu S Y, Lee B H 2009 *Opt. Lett.* **34** 1897
- [10] Zhang K, Huang Y, and Kang J U 2011 *Opt. Eng.* **50** 119002
- [11] Liu X M, Cobb J, Chen Y, Kimmey M B, Li X 2004 *Opt. Lett.* **29** 1763
- [12] Huo L, Xi J, Wu Y, Li X 2010 *Opt. Express* **18** 14375
- [13] Min E J, Shin J G, Kim Y, Lee B H 2011 *Opt. Lett.* **36** 1963
- [14] Zhang N, Tsai T H, Ahsen O O, Liang K, Lee H C, Xue P, Li X, Fujimoto J G 2014 *Opt. Lett.* **39** 186
- [15] Vilches S, Kretschmer S, Çağlar A, Zappe H 2017 *J. Micromech. Microeng.* **27** 105015
- [16] Hinnerk S H, Pfeiffer T, Eixmann T, Lohmann S, Ahrens M, Rehra J, Draxinger W, KÖNIG P, Huber R, Hüttmann G 2018 *Opt. Lett.* **43** 4386
- [17] Helmchen F, Fee M S, Tank D W, Denk W 2001 *Neuron* **31** 903
- [18] Wu T, Ding Z H, Wang K, Chen M, Wang C 2009 *Opt. Express* **17** 13819
- [19] Moon S, Lee S, Rubinstein M, Wong B J F, Chen Z 2010 *Opt. Express* **18** 21183
- [20] Park H C, Seo Y H, Jeong K H 2014 *Opt. Express* **22** 5818
- [21] Seo Y H, Hwang K, Park H C, Jeong K H 2016 *Opt. Express* **24** 3903
- [22] Liang W, Murari K, Zhang Y, Chen Y, Li M J, Li X 2012 *J. Biomed. Opt.* **17** 021108
- [23] Hwang K, Seo Y H, Ahn J, Kim P, Jeong K H 2017 *Sci. Rep.* **7** 14075

A miniaturized pre-calibration based Lissajous scanning fiber probe for endoscopic optical coherence tomography*

Wu Tong^{1)2)†} Huo Wen-Qi¹⁾²⁾ Huang Yun-Zhi¹⁾²⁾ Wang Ji-Ming²⁾
Gu Xiao-Rong²⁾ Lu Yuan-Gang¹⁾ He Chong-Jun¹⁾ Liu You-Wen^{2)‡}

1) (*Key Laboratory of Space Photoelectric Detection and Perception (Nanjing University of Aeronautics and Astronautics), Ministry of Industry and Information Technology, Nanjing 210016, China*)

2) (*Department of Applied Physics, College of Science, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 211106, China*)

(Received 22 January 2021; revised manuscript received 2 March 2021)

Abstract

In this paper we present a miniaturized pre-calibration based forward-viewing Lissajous scanning fiber probe for endoscopic optical coherence tomography (OCT). The probe is based on an asymmetric fiber cantilever driven by the piezoelectric bender to realize the two-dimensional (2D) Lissajous scanning, which can realize a relatively large scanning range under a low driving voltage. A capillary metal tube is mounted at the end of the main fiber to reduce the resonant frequency of the fiber cantilever. The relationship between the filling rate and the side-lobe number of the Lissajous scanning pattern is studied, and a method of selecting the orthogonal resonant frequency of the Lissajous scanning is proposed. Through the numerical simulation by COMSOL software, the structural parameters of the asymmetric fiber cantilever are determined. The orthogonal resonant frequencies of the asymmetric fiber cantilever are 169 Hz and 122 Hz. The lengths of the main imaging fiber, the auxiliary fiber and the metal capillary tube are 15.94 mm, 4.49 mm and 2 mm, respectively. The probe is fully packaged in a metal tube for endoscopic imaging. The focal spot and the working distance are 25 μm and 5 mm, respectively. The field of view is larger than 1.5 mm \times 1.5 mm. The total rigid length and the outer diameter of the probe are 35 mm and 3.5 mm, respectively. The stability and repeatability of the Lissajous scanning trajectory, and the imaging stability with the rotation of the probe are investigated and verified. The probe is incorporated into a 50 kHz swept source OCT system. The axial resolution of the endoscopic OCT is 10.3 μm , and the imaging frame rate is 1 FPS (frames per second). The maximum signal-to-noise ratio of the imaging system is 110 dB. The imaging performance of the probe is validated by the 2D *en-face* and three-dimensional volumetric OCT imaging of the high scattering sample and the biological tissue. The probe can be used for the endoscopic imaging of the human tooth. From the result we can distinguish the dental enamel, dental essence and the dental calculus. The developed forward-viewing Lissajous scanning fiber probe is expected to be used in dental applications such as early calculus detection.

Keywords: optical coherence tomography, Lissajous scanning, endoscopic imaging

PACS: 07.60.-j, 42.30.Wb, 42.30.-d, 87.64.M-

DOI: 10.7498/aps.70.20210151

* Project supported by the Fundamental Research Funds for the Central Universities, China (Grant Nos. NS2020067, NJ2020021) and the Open Project Funds for the Key Laboratory of Space Photoelectric Detection and Perception (Nanjing University of Aeronautics and Astronautics), Ministry of Industry and Information Technology, China (Grant No. NJ2020021-5).

† Corresponding author. E-mail: wutong@nuaa.edu.cn

‡ Corresponding author. E-mail: ywliu@nuaa.edu.cn