

基于拉锥结构的全光纤型内窥光学相干层析成像探针研究

严雪过 沈毅 潘聪 李鹏 丁志华

Tapered structure based all-fiber probe for endoscopic optical coherence tomography

Yan Xue-Guo Shen Yi Pan Cong Li Peng Ding Zhi-Hua

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 65, 024201 (2016) DOI: 10.7498/aps.65.024201

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.65.024201>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2016/V65/I2>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

超高分辨光学相干层析成像技术与材料检测应用

Ultrahigh-resolution optical coherence tomography and its application in inspection of industrial materials

物理学报.2015, 64(17): 174201 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.174201>

二级级联式室内可见光通信光学接收天线设计

Design of two-cascade optical antenna for indoor visible light communication

物理学报.2015, 64(16): 164201 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.164201>

隔行分层填充的太赫兹超高双折射多孔光纤

Ultrahigh birefringence terahertz porous fibers based on interlacing layered infiltration method

物理学报.2015, 64(15): 154201 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.154201>

基于 $y_{bar}y$ 图的光学结构计算方法研究

An approach for calculating the optical structure based on $y_{bar}y$ diagram

物理学报.2015, 64(11): 114201 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.114201>

双小凹光学成像系统设计

Design of dually foveated imaging optical system

物理学报.2015, 64(3): 034201 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.034201>

基于拉锥结构的全光纤型内窥光学相干层析成像 探针研究*

严雪过 沈毅 潘聪 李鹏 丁志华†

(浙江大学光电科学与工程学院, 激光生物医学研究所, 现代光学仪器国家重点实验室, 杭州 310027)

(2015年8月27日收到; 2015年10月7日收到修改稿)

本文报道了一种基于拉锥结构的全光纤型内窥光学相干层析成像探针. 基于大纤芯多模光纤的低光束发散特性, 使用大纤芯多模光纤代替透镜作为成像元件, 并在单模光纤与大纤芯多模光纤之间引入过渡拉锥段以减少插入损耗. 首先利用光学仿真软件 (Rsoft) 确定探针的最佳结构, 然后通过拉锥、切割以及熔接工艺实现探针制作, 并对探针的出射光束特性与插入损耗进行测量, 最后将该探针与扫频光学相干层析成像主系统联机, 对人体指尖皮肤及鸡气管壁组织进行成像. 该探针直径为 250 μm , 不锈钢保护管外径为 325 μm , 硬端长度 1 cm, 插入损耗约为 0.3 dB, 空气中有效成像范围达 800 μm . 该探针为内窥光学相干层析成像技术在心血管疾病的应用提供了高紧凑度、高传输效率与高灵活性的选择.

关键词: 光学相干层析成像, 内窥, 光纤探针, 拉锥

PACS: 42.15.Eq, 42.25.Kb, 42.81.-I, 87.85.Pq

DOI: 10.7498/aps.65.024201

1 引言

光学相干层析成像 (optical coherence tomography, OCT) [1-3] 是一种强有力的生物医学成像方法, 相比于超声等 [4] 其他常用的医学影像手段, OCT 具有更高的灵敏度与分辨率, 能对眼睛 [5]、皮肤等 [6,7] 体外组织与器官进行非侵入式高分辨率实时成像. 然而, OCT 在生物组织中的成像深度十分有限, 通常为 1—3 mm [8], 这制约了其在生物医学领域更广泛的应用. 小型化和紧凑化的内窥探头可以在低侵入条件下进入人体内部腔道, 这为人体内部组织的高分辨率在体成像提供了可能. 自 1996 年 Fujimoto 等 [9] 首次利用内窥 OCT 实现人体隐静脉的活体测量以来, 内窥 OCT (endoscopic optical coherence tomography, E-OCT) 已在胃肠科 [10]、心脏科 [11]、妇科 [12]、泌尿科等 [13] 诸多领域得到应用.

E-OCT 的关键是高性能内窥探头的设计与制

作. 近年来, 国内外各小组先后提出了各种探针设计方案. 在 Fujimoto 等成功研制近端驱动的侧向环状扫描探头之后, 2002 年, Seibel 等 [14] 提出一种适用于内窥 OCT 成像的前向探头, 通过探头末端光纤的扫描获得三维图像; 2004 年, Tran 与 Herz 等 [15,16] 基于微型马达研制了远端驱动的侧向环状扫描探头; 2007 年, Xu 等 [17] 基于微机电系统 (microelectromechanical systems, MEMS) 驱动机理, 成功研制了更加利于小型化的侧向环状扫描探头; 2011 年, Tsai 等 [18] 提出了一种基于压电管悬臂的侧向线状扫描内窥探头; 2014 年, 张宁等 [19] 提出了基于中空微型超声马达的 360° 无盲区侧向环状扫描内窥探头与基于压电管反向安装的前向扫描内窥探头的设计方案, 缩短了探头的硬端长度. 以上基于透镜为聚焦元件的内窥探头, 为确保成像质量, 其直径很难达到 1 mm 以下. 而且, 硬端长度一般在几十到几百毫米之间, 难以进一步缩短. 2011 年, Lorenser 等 [20] 研制了直径仅为 300 μm 的全光纤型探针, 它由单模光纤、无芯光纤以及渐变

* 国家自然科学基金 (批准号: 61335003, 61327007, 61275196, 11404285, 61475143)、国家高技术研究发展计划 (批准号: 2015AA020515)、浙江省自然科学基金 (批准号: LY14F050007)、中央高校基本科研业务费专项资金 (批准号: 2014QNA5017) 和教育部留学回国人员科研启动基金资助的课题

† 通信作者. E-mail: zh_ding@zju.edu.cn

折射率光纤组成, 2012年, 该小组又基于渐变折射率光纤的相位调制技术, 拓展了探针的焦深^[21]. 同年, 王驰等^[22]利用光学传递矩阵方法为上述结构全光纤型探针的工作距离与聚焦光斑尺寸等重要光学特征参数计算提供了理论基础; 随后该小组又引入场追迹数值模拟技术, 为该超小自聚焦光纤探头的快速设计提供了一种新的技术手段^[23]. 2013年, Chen等^[24]研制了直径仅为125 μm 的全光纤型探针, 它由单模光纤、阶梯过渡段光纤以及大纤芯多模光纤组成; 2015年, Moon等^[25]进一步优化该设计, 采用化学蚀刻法减小探针直径至85 μm , 在800 μm 的成像范围内实现优于30 μm 的横向分辨率. 但是, 这种多段阶梯过渡式结构不仅增加了硬端长度, 而且引入了额外的插入损耗.

基于格林透镜、球透镜等聚焦光学元件的内窥探针^[26-30], 其横向分辨率主要由透镜的数值孔径决定, 在数值孔径不变的条件下, 探针尺寸的减小意味着其工作距离(不妨定义为探针出光端面到聚焦点的距离)也会随之减小. 心血管内窥成像一般要求探针直径小于1 mm, 此时工作距离过短这一制约愈发显著. 一种解决途径是光纤本身作为探针成像元件使用, Sharma等^[31]验证了裸单模光纤作为探针主体的可行性, 但出射光束的高发散性导致探针有效成像范围过小, 并不适合实际的内窥成像应用. 为确保良好的内窥OCT成像质量, 提高内窥探针的光传输效率并减小其硬端长度, 本文首次提出并制作了一种基于拉锥结构的全光纤型内窥探针. 基于大纤芯多模光纤的低光束发散特性, 使用大纤芯多模光纤代替透镜作为探针的成像元件, 并在单模光纤与大纤芯多模光纤之间引入过渡拉锥段以减少插入损耗. 首先通过理论仿真确定探针的优化结构; 然后利用拉锥、切割以及熔接工艺实现探针的制作, 并对其出射光束特性与插入损耗进行

测量; 最后将研制的探针与扫频OCT主系统联机, 对人体指尖皮肤以及鸡气管壁进行验证性成像.

2 探针设计

相比于传统的利用透镜作为成像元件的内窥OCT探针, 全光纤型内窥OCT探针利用光纤本身作为成像元件, 在尺寸上具有天然优势. 而相比于小纤芯光纤, 低光束发散性的大纤芯光纤能够提供更大的有效成像范围, 因此更适用于内窥探针设计. 大纤芯单模光纤的大纤芯直径以及纤芯与包层的低相对折射率差导致其弯曲灵敏度上升, 制约了光纤的灵活性, 并不适合作为内窥OCT探针的成像光纤^[32,33]. 图1是本文提出的基于大纤芯多模光纤(large core multimode fiber, LCMF)成像的探针结构示意图. 该探针主要由单模光纤(SMF-28e+, Thorlabs Inc.), LCMF拉锥段、LCMF(LMA-GDF-30/250, Nufern)及不锈钢保护管构成. 单模光纤用于OCT主系统的样品臂至探针间的光传输; LCMF代替传统光纤-透镜结构内窥探针中的聚焦透镜, 负责提供足够的有效成像范围; LCMF拉锥段作为单模光纤和LCMF之间的过渡, 由LCMF经拉锥得到^[32], 控制其最细端纤芯直径与单模光纤的纤芯直径相当, 可以抑制单模光纤与LCMF之间的模场不匹配损耗, 提高光耦合效率. 全光纤探针置于外径为325 μm 的不锈钢管中并用紫外光胶固定. 若对LCMF的出射端面沿斜角进行研磨, 可以实现侧向出光, 方便探针与近端旋转机构相结合进行环状扫描成像.

定义光纤基模的模场直径为强度下降到 $1/e^2$ 峰值时所对应的光束直径, 相应的光纤有效成像范围 z 表示为^[34]

$$0 < z < 2\pi n \omega_0^2 / \lambda, \quad (1)$$

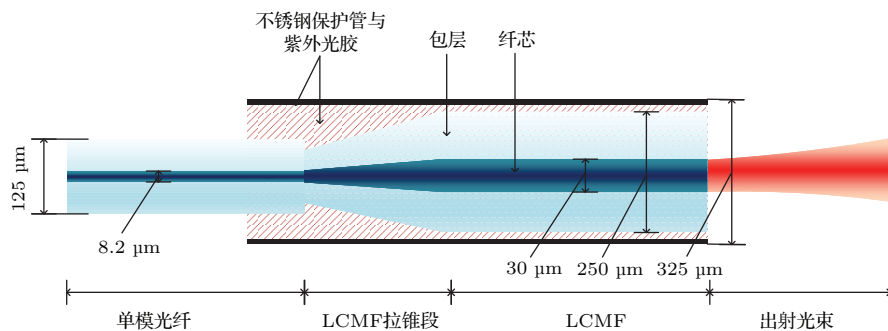


图1 (网刊彩色) 探针结构图

Fig. 1. (color online) Schematic diagram of the endoscopic probe.

式中, n 为出射空间媒质的折射率, λ 为光波长, ω_0 为出射光束束腰半径, 可以近似为纤芯直径的一半. 当 $\lambda = 1.3 \mu\text{m}$, $n = 1.0$ 时, 为达到 1 mm 以上的有效成像范围, 纤芯直径需满足 $2a \geq 28 \mu\text{m}$. 纤芯直径直接影响横向分辨率, 不妨取 $2a = 30 \mu\text{m}$, 根据 (1) 式, 该探针设计所使用的 LCMF 相应的有效成像范围约为 1.1 mm.

此外, 多模光纤通常会引入高阶模效应, 我们用归一化频率 V 表征光纤的导波特性:

$$V = \frac{2\pi a \text{NA}}{\lambda}. \quad (2)$$

V 由光纤纤芯直径 $2a$, 光波长 λ 以及光纤数值孔径 NA 决定, 与光纤中传播的模式数量密切相关^[36]. 当 $2a = 30 \mu\text{m}$, $\text{NA} = 0.062$, $\lambda = 1.3 \mu\text{m}$ 时, $V \approx 4.5$, 表明该 LCMF 支持多种线性偏振模式的传播, 虽然拉锥段过渡结构降低了高阶模被激发的可能性, 但是探针中仍不可避免地会存在部分高阶模, 高阶模效应会在 OCT 轴向信号中引入伪信号, 降低成像的灵敏度与动态范围, 因此在探针设计中必须加以控制.

光纤中不同的模式具有不同的群速度, 若 LP_{01} 模与高阶模在光纤中传播相同的长度 L , 则两者的模间延迟^[35] 可以表示为

$$\delta t = \frac{L\delta N_g}{c} = \frac{L \cdot \delta\gamma (N_1 - N_0)}{c}, \quad (3)$$

式中, $N_g = N_0 + \gamma \cdot g(N_1 - N_0)$, 为不同模式所对应的群折射率; c 为光速; N_1, N_0 分别是光纤纤芯与包层材料的群折射率, 可以近似为纤芯与包层材料的折射率 n_1, n_0 , 则 $N_1 - N_0 \cong n_1 - n_0 \cong n_1 \Delta$, Δ 为光纤纤芯与包层的相对折射率差; γ 为归一化群延迟, 对于一般的阶跃折射率光纤而言, $-1 < \delta\gamma < 1$ ^[36]. 对于该探针设计所使用的 LCMF, $n_1 = 1.46$, $\Delta = 0.13\%$, 当光纤的长度较短, 小于 10 mm 时, 光纤中高阶模与基模的模间延迟最大不超过 64 fs, 高阶模负载的伪信号相对于基模负载的 OCT 轴向信号的错移不超过 $20 \mu\text{m}$, 这与普通扫频 OCT 系统的轴向分辨率相当, 且高阶模信号携带的能量通常比基模的小很多, 可以认为高阶模负载信号几乎被主信号的旁瓣所覆盖, 从而忽略高阶模的影响.

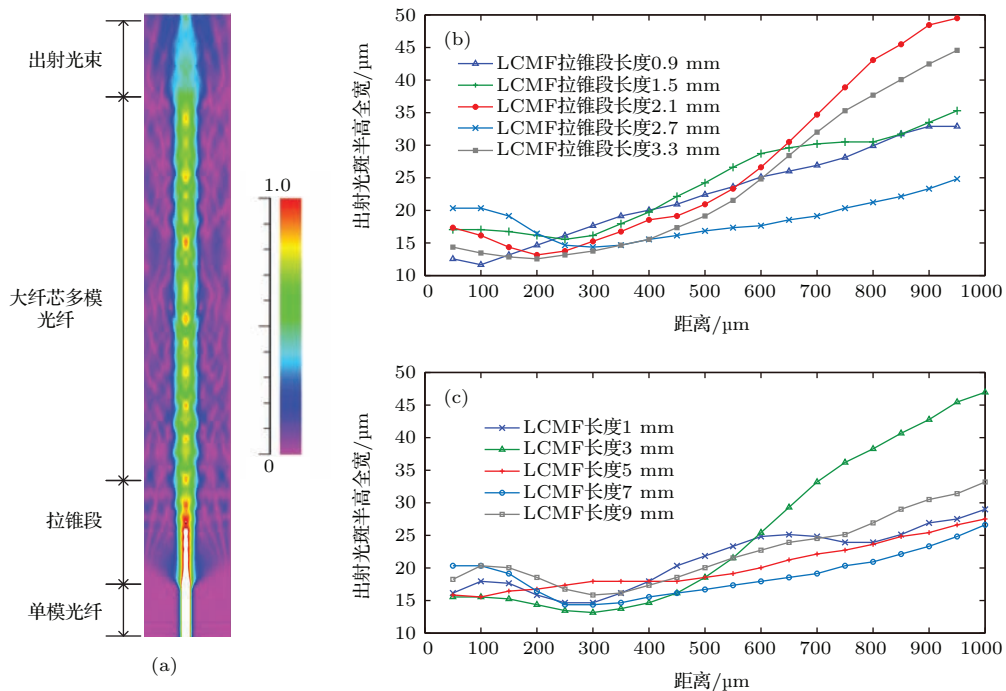


图 2 (网刊彩色) (a) 探针内外光场强度分布仿真结果; (b) 给定 LCMF 长度, 改变 LCMF 拉锥段长度 (受实际拉锥工艺的制约, 拉锥段长度的可实现范围在 1—3 mm 之间) 时, 探针出射光斑半高全宽随距离 D 的变化曲线; (c) 给定 LCMF 拉锥段长度, 改变 LCMF 长度时, 探针出射光斑半高全宽随距离 D 的变化曲线

Fig. 2. (color online) (a) Simulation results of light field intensity distribution in and out of the probe; (b) the length of large core multimode fiber is given, beam expansion as a function of distance D with various lengths of tapered section (1—3 mm, limited by practical tapering technology); (c) the length of tapered section is given, beam expansion as a function of distance D with various lengths of large core multimode fiber.

内窥傅里叶域 OCT 系统的横向分辨率取决于探针本身, 因此探针设计最为重要的目标是在尽可能大的成像范围内保证适当的横向分辨率. 为实现这一目标, 我们通过数值仿真确定图 1 所示结构的最佳几何比例. 光束传播法 (beam propagation method, BPM) 是一种在折射率随空间变化的非均匀媒质中求解标量亥姆霍兹方程的数值计算方法 [37]. 光学仿真软件 Rsoft 主要基于有限差分 BPM (finite-difference beam propagation method, FD-BPM) [38–40], 用自定义网格上的离散点与沿着光束传播方向的离散面代表横向场, 给定任意一个离散面上的光场分布, 可以推出下一个离散面对应的的基本光束传播方程, 从而能够获得任意几何结构波导的光场分布. 如图 2(a) 所示, 在 Rsoft 中定义输入光场, 光纤几何结构以及材料特性, 可以获得探针内外光场强度分布的情况, 从而提取探针出射光斑强度分布的半高全宽值. 图 2(b), (c) 分别是给定 LCMF 长度, 改变 LCMF 拉锥段长度时与给定 LCMF 拉锥段长度, 改变 LCMF 长度时, 探针出射光斑强度分布的半高全宽值随探针出射光束与探针出射端面距离 D 的一系列变化曲线. 图中可以看出, 考虑到实际拉锥工艺与高阶模效应对长度的限制, 选取 LCMF 拉锥段长度 2.7 mm, LCMF 长度 7 mm 时, 理论上能够在 1 mm 的成像范围内保持优于 $30 \mu\text{m}$ 的横向分辨率, 实现最佳几何比例的探针结构设计.

3 实验结果

3.1 探针制作

探针制作主要利用全自动单芯光纤熔接机 (FSM-50S, Fujikura), 自制光纤拉锥平台以及大芯径光纤切割刀 (LDC-40, Vytran) 制作完成, 所用 LCMF (LMA-GDF-30/250, Nufern) 为商用特种光纤. 实际制作过程中, 首先利用自制光纤拉锥平台对 LCMF 进行拉锥处理, 拉锥时 LCMF 的纤芯与包层直径几乎以同等速率减小, 设置合理的拉力、气流量等参数保证 LCMF 拉锥段长度在 5.4 mm 时其最细处包层直径为 $80 \mu\text{m}$; 然后从最细处切割经过拉锥处理的 LCMF, 取其中一段, 通过光纤熔接机的 SM80-125 熔接模式与单模光纤 (SMF-28e+, Thorlabs Inc.) 相熔接; 最后利用大芯径光纤切割刀切掉多余的 LCMF, 保留其长度约 7 mm. 图 3 是裸光纤探针的实物照片, 其最大直径为 $250 \mu\text{m}$, 硬端长度为 1 cm. 为实现侧向环状扫描成像, 一般需

要沿 40° 斜面对出射光纤端面进行研磨加工, 利用全反射效应获得侧向出光 [25]. 由于现有研磨设备以及夹具的限制, 这里我们仅沿光纤垂面作切割处理, 但这并不会妨碍该探针的相关特性参数测量与验证性成像. 此外, 利用化学蚀刻法 [41] 可以进一步缩小现有探针的尺寸以获得更良好的机械性能与满足更灵活的成像要求.

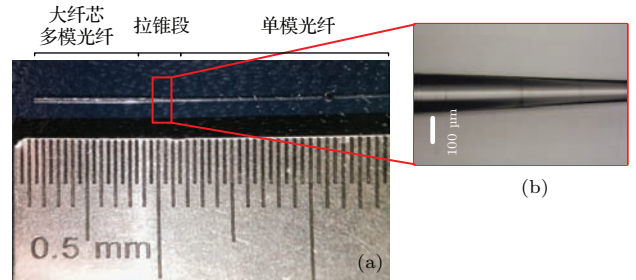


图 3 (网刊彩色) (a) 裸光纤探针实物照片; (b) 拉锥段局部显微照片

Fig. 3. (color online) (a) Picture of the fabricated probe without the stainless steel tubing for protection; (b) microscopic picture of local tapered section of the probe.

3.2 探针参数测量

一种最为方便的对探针插入损耗进行粗略测量的方法是利用光功率计, 将探针接入扫频 OCT 光源 (SL1310V1 Series MEMS-VCSEL Swept Laser, Thorlabs Inc.) 测得出光功率为 16.2 mW, 用单模光纤替代探针测得此时的出光功率为 17.5 mW, 从而计算出探针的插入损耗约为 0.3 dB, 这是我们已知的插入损耗最小的全光纤型探针.

探针出射光斑特性决定了探针的横向分辨率与有效成像范围, 是另一个衡量探针性能优劣的重要指标. 将探针固定并使其出射光纤端面与近红外相机镜头基本保持垂直, 利用近红外相机测量探针出射光纤端面不同距离 D 处的光斑强度图案并据此绘制探针出射光斑半高全宽随距离的变化曲线, 如图 4 所示. 探针出射光斑半高全宽的实测值相对于理论仿真值偏大, 这主要是由于 1) 相机镜头前的保护层具有一定厚度, 使得像素单元与探针出射端面的实际距离偏大; 2) 探针出射端面没有进行研磨抛光而仅做了切割处理, 会对出射光斑产生一定影响; 3) 相机的像素尺寸过大引起测量误差. 即便如此, 从测量结果可以看出, 该探针能够在 $800 \mu\text{m}$ 的范围内保持 $30 \mu\text{m}$ 以下的横向分辨率, 与 Lorenser 等报道的全光纤型探针相比, 有效成像范围提高了 1.45 倍.

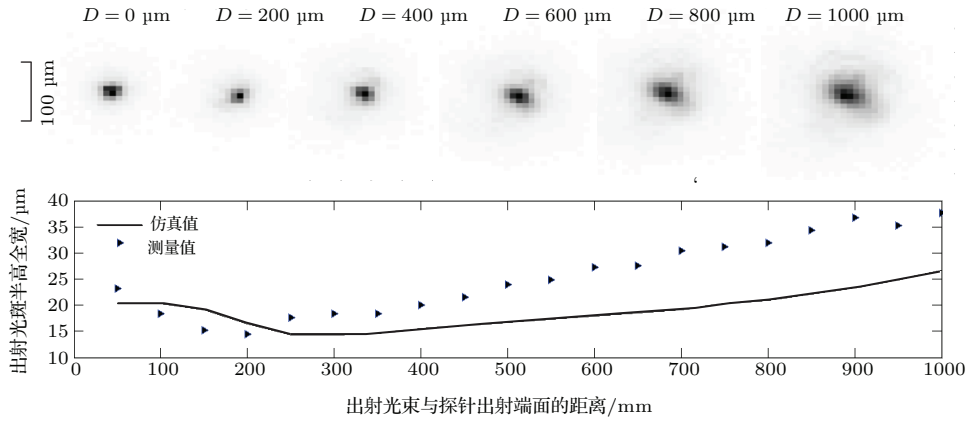


图4 (网刊彩色) 探针出射光斑强度图案及其半高全宽随距离的变化, 曲线图中实线代表 Rsoft 仿真值, 蓝色三角符代表实际测量值

Fig. 4. (color online) Measured beam intensity patterns and the corresponding full width at half maximum expansion as a function of distance, solid line represents the Rsoft simulation results while the blue triangular dots represent the measurement results.

3.3 OCT 成像

为验证该全光纤型内窥探针用于实际 OCT 成像的可行性, 我们搭建了图 5 所示的内窥扫频 OCT 系统. MEMS-VCSEL 扫频光源(中心波长 1300 nm, 10 dB 光谱带宽为 122.4 nm, 轴向扫描速度 100 kHz, Thorlabs Inc.)发出的光经过 90/10 光纤耦合器分为两部分, 10% 的光进入参考臂, 经过准直、聚焦之后被平面反射镜反射; 90% 的光经过环形器后进入样品臂探针, 其返回光与参考臂返回光在 50/50 光纤耦合器中发生干涉, 平衡

探测器(1837, New Focus Inc.)接收光干涉信号并转化为电信号之后由数据采集卡(PCIe-9350, AlazarTech Inc.)采集并存储, 利用傅里叶分析法能够在计算机上重建样品内部的微观结构图像.

探针材料与参考臂的不一致会引入色散适配, 降低 OCT 系统的轴向分辨率, 需要进行色散补偿. 我们采用了数值色散补偿技术^[42], 首先对等波数采集的干涉信号进行希尔伯特变换以提取相位, 然后迭代寻找最优系数补偿相位中的高阶色散项. 色散校正之后, 系统的轴向分辨率约为 17.6 μm, 与理论轴向分辨率(17 μm)相当.

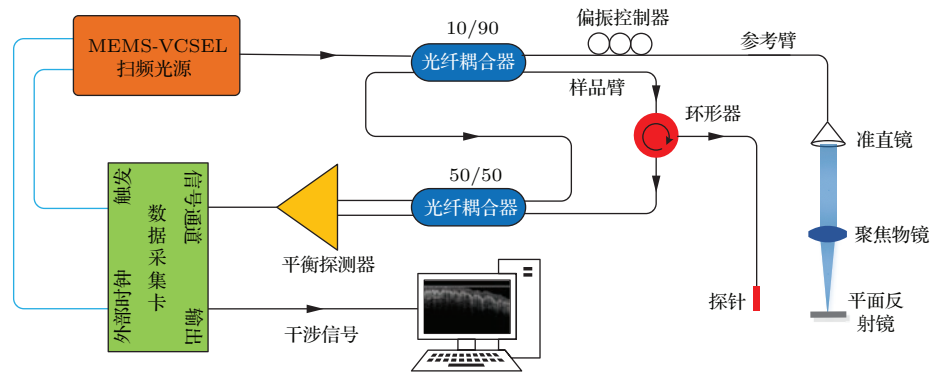


图5 内窥扫频 OCT 系统结构图

Fig. 5. Schematic of the endoscopic swept-source OCT system.

实验中, 将探针固定在一维电动平移台上由其带动进行横向扫描以获取生物组织的 OCT 图像. 图 6(a) 是人体指尖皮肤的二维 OCT 图像, 图中可以清楚地看到指尖皮肤的分层结构以及螺旋状汗腺, 与图 6(b) 所示的用普通物镜代替光纤探针, 横

向分辨率约为 24 μm, 焦深约为 700 μm 的传统扫频 OCT 系统的指尖皮肤 OCT 图像相比, 两者的成像质量相当, 这从侧面部分论证了该内窥 OCT 探针的性能参数. 图 7 为新鲜鸡气管壁的离体 OCT 图像, 利用该内窥 OCT 探针成像, 可以获得黏膜

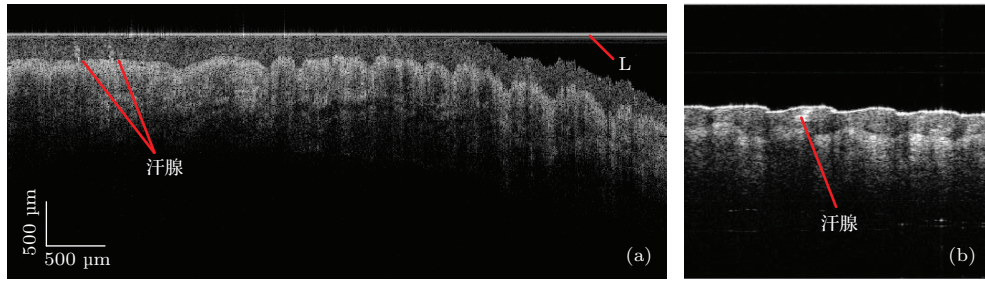


图6 人体指尖皮肤图像 (a) 来自内窥镜扫频 OCT 系统; (b) 来自传统台式扫频 OCT 系统

Fig. 6. OCT images of human fingertip obtained from the endoscopic SS-OCT system (a), and from a conventional SS-OCT system (b).

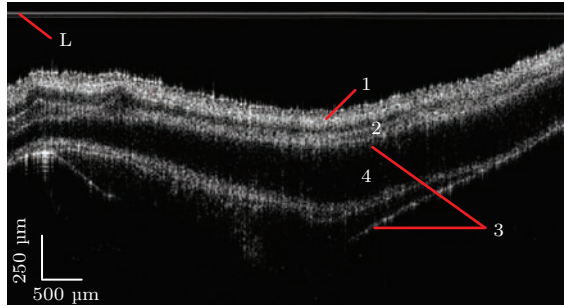


图7 新鲜鸡气管壁离体 OCT 图像 (1, 黏膜层; 2, 黏膜下层; 3, 外膜层; 4, 软骨组织)

Fig. 7. OCT *ex-vivo* image of fresh chicken trachea: 1, mucous layer; 2, submucosa layer; 3, outer membrane; 4, cartilage tissue.

层、黏膜下层、外膜层分层结构与特征性软骨组织图像, 这充分说明了本文报道的内窥镜探针用于实际 OCT 成像的可行性. 需要指出, 图中标注的亮线 L 为探针出射光纤端面处反射所造成.

4 结 论

本文报道了一种基于拉锥结构的适用于内窥镜 OCT 成像的全光纤型探针. 相比于传统的光纤-透镜结构, 全光纤结构在尺寸上更具优势, 为探针设计提供了高紧凑度与高灵活性的可能; 相比于单模光纤, 大纤芯多模光纤能够基本满足实际内窥镜 OCT 成像对探针出射光束特性的要求; 拉锥结构在提高探针光信号传输效率的同时减小了其硬端长度.

该探针的总插入损耗约为 0.3 dB, 这是我们所知的全光纤型探针的最低损耗; 硬端长度短至 1 cm, 易于插入弯曲血管; 能够在 800 μm 的成像范围内实现优于 30 μm 的横向分辨率, 无须借助相位掩模板或锥透镜^[43]之类的额外光学元件拓展焦深. 探针光纤主体直径为 250 μm , 不锈钢保护套外径约为 325 μm , 考虑到光纤的机械稳定性, 利用化

学蚀刻处理能够将探针光纤主体直径进一步缩减至 85 μm ^[25,41]. 该探针的高灵活性与紧凑度决定了其与近端扫描机构相结合实现环状扫描成像的易操作性^[25,44], 其低损耗、小尺寸以及足够的有效成像范围为该探针与其他成像模式相结合用于更广泛的生物医学领域提供了巨大的潜力.

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] Liang Y M, Zhou D C, Meng F Y, Wang M W 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 3246 (in Chinese) [梁艳梅, 周大川, 孟凡勇, 王明伟 2007 物理学报 **56** 3246]
- [3] Huang L M, Ding Z H, Hong W, Wang C 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 023401 (in Chinese) [黄良敏, 丁志华, 洪威, 王川 2012 物理学报 **61** 023401]
- [4] Foster F S, Pavlin C J, Harasiewicz K A, Christopher D A, Turnbull D H 2000 *Ultrasound. Med. Biol.* **26** 1
- [5] Drexler W, Morgner U, Ghanta R K, Kärtner F X, Schuman J S, Fujimoto J G 2001 *Nat. Med.* **7** 502
- [6] Welzel J, Lankenau E, Birngruber R, Engelhardt R 1997 *J. Am. Acad. Dermatol.* **37** 958
- [7] Welzel J 2001 *Skin. Res. Technol.* **7** 1
- [8] Wu T 2011 *Ph. D. Dissertation* (Hangzhou: Zhejiang University) (in Chinese) [吴彤 2011 博士学位论文 (杭州: 浙江大学)]
- [9] Tearney G J, Brezinski M E, Fujimoto J G, Weissman N J, Boppart S A, Bouma B E, Southern J F 1996 *Opt. Lett.* **21** 543
- [10] Tsai T H, Fujimoto J G, Mashimo H 2014 *Diagnostics* **4** 57
- [11] Tearney G J, Brezinski M E, Boppart S A, Bouma B E, Weissman N, Southern J F, Swanson E A, Fujimoto J G 1996 *Circulation* **94** 3013
- [12] Escobar P F, Belinson J L, White A, Shakhova N M, Feldchtein F I, Kareta M V, Gladkova N D 2004 *Int. J. Gynecol. Cancer* **14** 470
- [13] Tearney G J, Brezinski M E, Southern J F, Bouma B E, Boppart S A, Fujimoto J G 1997 *J. Urology* **157** 1915

- [14] Seibel E J, Smithwick Q Y 2002 *Laser. Surg. Med.* **30** 177
- [15] Tran P H, Mukai D S, Brenner M, Chen Z 2004 *Opt. Lett.* **29** 1236
- [16] Herz P R, Chen Y, Aguirre A D, Schneider K, Hsiung P, Fujimoto J G, Madden K, Schmitt J, Goodnow J, Petersen C 2004 *Opt. Lett.* **29** 2261
- [17] Xu Y, Singh J, Siang T H, Ramakrishna K, Premchandran C S, Sheng C W, Kuan C T, Chen N, Olivo M C, Sheppard C J 2007 *Optical Coherence Tomography and Coherence Techniques III*, Munich Germany, June 17, 2007, p662715
- [18] Tsai T H, Potsaid B, Kraus M F, Zhou C, Tao Y K, Hornegger J, Fujimoto J G 2011 *Biomed. Opt. Express* **2** 2438
- [19] Zhang N 2014 *Ph. D. Dissertation* (Beijing: Tsinghua University) (in Chinese) [张宁 2014 博士学位论文 (北京: 清华大学)]
- [20] Lorensen D, Yang X, Kirk R W, Quirk B C, McLaughlin R A, Sampson D D 2011 *Opt. Lett.* **36** 3894
- [21] Lorensen D, Yang X, Sampson D D 2012 *Opt. Lett.* **37** 1616
- [22] Wang C, Bi S B, Ding W, Yu Y J, Ouyang H K 2012 *Chinese J. Lasers* **39** 71 (in Chinese) [王驰, 毕书博, 丁卫, 于瀛洁, 欧阳航空 2012 中国激光 **39** 71]
- [23] Wang C, Bi S B, Wang L, Xia X Q, Ding W, Yu Y J 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 24217 (in Chinese) [王驰, 毕书博, 王利, 夏学勤, 丁卫, 于瀛洁 2013 物理学报 **62** 24217]
- [24] Moon S, Piao Z, Kim C S, Chen Z 2013 *Opt. Lett.* **38** 2014
- [25] Lee J, Chae Y, Ahn Y C, Moon S 2015 *Biomed. Opt. Express* **6** 1782
- [26] Wang C, Mao Y, Fang C, Tang Z, Yu Y, Qi B 2011 *Opt. Eng.* **50** 094202
- [27] Yin J, Yang H C, Li X, Zhang J, Zhou Q, Hu C, Shung K K, Chen Z 2010 *J. Biomed. Opt.* **15** 010512
- [28] Yin J, Li X, Jing J, Li J, Mukai D, Mahon S, Edris A, Hoang K, Shung K K, Brenner M, Narula J, Zhou Q, Chen Z 2011 *J. Biomed. Opt.* **16** 060505
- [29] Li X, Yin J, Hu C, Zhou Q, Shung K K, Chen Z 2010 *Appl. Phys. Lett.* **97** 133702
- [30] Li J, Ma T, Jing J, Zhang J, Patel P M, Shung K K, Zhou Q, Chen Z 2013 *J. Biomed. Opt.* **18** 100502
- [31] Sharma U, Kang J U 2007 *Rev. Sci. Instrum.* **78** 113102
- [32] Moon S, Liu G, Chen Z 2011 *Opt. Lett.* **36** 3362
- [33] Moon S, Chen Z 2012 *Appl. Opt.* **51** 8262
- [34] Saleh B E, Teich M C, Saleh B E 1991 *Fundamentals of Photonics* (New York: Wiley) pp81–92
- [35] Mynbaev D K, Scheiner L L 2002 *Fiber-Optics Communications Technology* (Beijing: Science Press) pp57–59
- [36] Okamoto K 2010 *Fundamentals of Optical Waveguides 2* (Amsterdam: Elsevier Academic press) pp78–83
- [37] van Roey J, van der Donk J, Lagasse P E 1981 *J. Opt. Soc. Am.* **71** 803
- [38] Yevick D, Hermansson B 1990 *Quantum. Electron.* **26** 109
- [39] Chung Y, Dagi N 1990 *Quantum. Electron.* **26** 1335
- [40] Scarmozzino R, Osgood R M 1991 *J. Opt. Soc. Am. A* **8** 724
- [41] Wang Y M, Pang X F, Wang H Z, Qin J 2008 *Chem. Bull. Sin.* **71** 71 (in Chinese) [王以明, 庞小峰, 王洪志, 秦杰 2008 化学通报 **71** 71]
- [42] Wojtkowski M, Srinivasan V, Ko T, Fujimoto J, Kowalczyk A, Duker J 2004 *Opt. Express* **12** 2404
- [43] Lee K S, Rolland J P 2008 *Opt. Lett.* **33** 1696
- [44] Li J, de Groot M, Helderma F, Mo J, Daniels J M, Grünberg K, Sutedja T G, de Boer J F 2012 *Opt. Express* **20** 24132

Tapered structure based all-fiber probe for endoscopic optical coherence tomography*

Yan Xue-Guo Shen Yi Pan Cong Li Peng Ding Zhi-Hua[†]

(State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, College of Optical Science and Engineering, Institute of Laser Biomedicine, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)

(Received 27 August 2015; revised manuscript received 7 October 2015)

Abstract

A tapered structure based all-fiber endoscopic probe for endoscopic optical coherence tomography (OCT) is presented in this paper. The designation and fabrication of a miniaturized high-performance probe are critical in endoscopic OCT. Compared to the conventional fiber-lens structure based endoscopic probe, the all-fiber probe has a prominent edge in size and flexibility. Due to its lower beam-divergence, the large core multi-mode fiber makes a better fit than a general single mode fiber does when utilized to replace the micro lens in a conventional endoscopic probe as the imaging component. Furthermore, a tapered fiber is introduced as a transition section between the single mode fiber and the large core multi-mode fiber in order to enhance the light transmission efficiency and reduce the rigid length of the probe simultaneously. First, in order to obtain an optimal performance, optical simulation software (Rsoft) is adopted to determine the probe's proper lengths of the tapered section and the large core multi-mode fiber. Second, the all-fiber structure based endoscopic probe is fabricated by means of large core multi-mode fiber tapering, cutting and fusing processes. The beam characterization and insertion loss of the fabricated probe are measured experimentally. The probe itself is 250 μm , and after covering with a stainless steel protective tube, its outer diameter becomes 325 μm . The rigid length of the probe is about 1 cm, which is more flexible and easier for inserting into curved blood vessels. The insertion loss of the probe is measured to be about 0.3 dB. To the best of our knowledge, it is the lowest among all of the all-fiber endoscopic probes. Finally, the probe is integrated with a custom-built swept-source optical coherence tomography system. Imaging of human fingertip and ex-vivo chicken trachea is conducted to demonstrate the key performance parameters of our probe. The effective imaging range of the probe is up to 800 microns in air without the help of any extra mechanism to expand its depth of focus. The probe offers a compact, efficient and flexible candidate for endoscopic optical coherence tomography, which is promising in cardiovascular investigations.

Keywords: optical coherence tomography, endoscopy, fiber probe, tapering

PACS: 42.15.Eq, 42.25.Kb, 42.81.-I, 87.85.Pq

DOI: 10.7498/aps.65.024201

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 61335003, 61327007, 61275196, 11404285, 61475143), the National High Technology Research and Development Program of China (Grant No. 2015AA020515), the Natural Science Foundation of Zhejiang Province, China (Grant No. LY14F050007), the Fundamental Research Funds for the Central Universities of Ministry of Education, China (Grant No. 2014QNA5017), and the Scientific Research Foundation for the Returned Overseas Chinese Scholars, State Education Ministry.

[†] Corresponding author. E-mail: zh_ding@zju.edu.cn