文章编号:1001-5078(2015)06-0678-05

·光电技术与系统 ·

基于 GRIN 透镜的内窥 OCT 探头设计

盛守苗,朱永凯,张雪婷

(南京航空航天大学,江苏南京210016)

摘 要:提出一种用于在体活检的光谱 OCT 内窥探头的设计方案,能够实现对生物组织器官 深度信息的在体内快速动态实时扫描成像,在临床医学领域具有广阔的应用前景。文中对探 头的设计进行了理论分析,对探头的加工和测试进行了系统的阐述。针对传统的 GRIN 探头 设计,本文探头的设计提高了光学质量和机械健壮性。对于 OCT 探头的成像质量依赖于单模 光纤和 GRIN 透镜之间的距离(玻璃垫片长度),进行了建模和验证。实验得出将玻璃垫片长 度控制在 0.2 mm 左右,探头可以达到 2 cm 左右的工作距离,工作距离范围内探头的远场光 束发散角为 0.0175°。

关键词:OCT 探头; ABCD 矩阵; Matlab 仿真; 内窥成像; 机械健壮性

中图分类号:0734 文献标识码:A DOI:10.3969/j.issn.1001-5078.2015.06.016

Design of endoscopic OCT probe based on GRIN lens

SHENG Shou-miao, ZHU Yong-kai, ZHANG Xue-ting

(Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016, China)

Abstract: A design of OCT endoscopic probe for tissue biopsy is proposed, and this probe can be used for real time imaging of tissue profile based on tissue depth information, so it has broad prospect in clinical application. The design of probe was theoretically analyzed, and then the process and measurement of the probe were elaborated in detail. Compared with the traditional probe, the proposed probe can improve the optical quality and machine robust. The principle that the image quality depends on the distance between single mode fiber and GRIN lens was modeled and verified. The experimental results show that, when the length of glass spacer is about 0.2 mm, the working distance of the probe reaches about 2 cm and its divergence angle of far field is 0.0175°.

Key words: OCT probe; ABCD matrix; Matlab simulation; endoscopic imaging; machine robust

1 引 言

OCT 是近年来对生物体组织进行无损、高分辨成像的一种新技术^[1]。随着 OCT 技术的兴起,对 OCT 内窥探头的研究也随之广泛。美国麻省理工 学院的 Fujjmoto 研究小组最先开始进行内窥谱域 OCT 系统的研究^[2]。美国 Li Xingde 课题组在内窥 OCT 领域也取得很好的进展,在 2000 年他们就提出 了可以实现活体内窥成像的微型 OCT 探针^[3]。国

基金项目:机械制造系统工程国家重点实验室开放基金(No. sklms201309);江苏省科技支撑项目(No. BE2013605)资助。 作者简介:盛守苗(1989 -),男,硕士,主要研究方向为内窥 OCT 探头设计及系统控制采集系统。E-mail:shengshm1989 @163.com 收稿日期:2014-09-05

内的天津大学也进行了内窥探头的研究工作^[4-5]。

虽然国内外的研究学者在基于 GRIN 透镜的内 窥探头的开发和研制工作取得了很大的成果,但是 还是存在着一些问题。首先,微型探头的反射镜通 过手工装配,很难将其精确地固定到预定位置,导致 光学探头的工作参数(工作距离和聚焦光斑)很难 调整和优化^[6]。其次,单模光纤、微型 GRIN 透镜和 微型反射镜仅仅通过胶胶合在一起,缺乏机械健壮 性[7]。再次,探头中的光学窗大多使用光学胶,很 容易在活体组织中被腐蚀破坏^[8]。最后,复杂和精 细的工艺使得制作难度增加,并且制作成本很高。 针对以上这些情况,本文提出了一种新型的探头设 计,增强了探头的机械健壮性,而且制作方便。另外 探头的工作参数依赖于单模光纤和 GRIN 透镜之间 的距离,针对这种情况,提出了使用高斯光学的 AB-CD矩阵来进行验证,并选择合适的工作参数。对 于 OCT 系统,随着成像深度越高,聚焦深度越低的 问题,国外研究学者给出了一系列液体变焦探头的 设计^[9]。但是这种探头的加工工艺十分复杂,成本 较高。本文中的探头在考虑成本问题的基础上,采 用了在探头出射光的瑞利距离内保持平行出射,探 头的平行工作距离可以达到2 mm,有效地解决工作 深度小的问题。

2 探头的设计及分析

2.1 结构设计

OCT 系统选用的 850 nm 光源的光强分布类似 于高斯分布,因此探头设计中的光路设计都是基于 高斯光束问题的分析。由于 GRIN 透镜体积小、数 值孔径高、焦距段、光谱宽、分辨率高等优点,已经成 为微小光学中十分重要的微型成像器件。探头内部 结构中使用的 GRIN 透镜的直径为 1.8 mm, 截距为 2.3。单模光纤和 GRIN 透镜之间的玻璃垫片使得 微型 GRIN 透镜的数值孔径的充分利用。1.2 mm 的微型镀膜反射片将 GRIN 透镜的出射光转折 90° 从光学天窗出射。光学透镜和微反射镜封装在玻璃 套管中,并用胶将玻璃套管固定在不锈钢套管中,在 玻璃套管和不锈钢管的重合处就是玻璃天窗,这种 玻璃套管的一体化封装增加了天窗的机械健壮性。 为了消除柱状玻璃套管所引起的光线散射,在套管 内填充与玻璃折射率相同液体。探头的结构图如图 1 所示。探头由 HI1060 单模光纤、0.23 mm 玻璃垫 片和镀膜反射片组成。选定玻璃垫片的长度为 0.23 mm 时,可以得到2 mm 的工作距离和0.4 mm 的光斑尺寸。



Fig. 1 Basic structure of OCT endoscopic probe

2.2 理论分析玻璃垫片长度对探头工作参数的 影响

探头的工作参数会受到玻璃垫片长度的影响, 为了定量的分析这种影响并且结合实际需求来选择 合适的工作参数,使用 ABCD 矩阵对整个探头的光 路进行建模。探头的光路图如图 2 所示。





假设从单模光纤出射的高斯光纤的束腰半径为 w_0 ,为了计算方便,假设束腰位置在单模光纤出射端,单模光纤的折射率为 n_2 ,单模光纤和 GRIN 透镜间的气隙长度为 L_1 ,自聚焦透镜的长度为L,空气的折射率为 n_1 ,自聚焦透镜的中心折射折射率为 n_0 ,梯度常数为 g_0 从自聚焦透镜末端出射的束腰半径为 w_1 ,自聚焦透镜的出射端到出射束腰 w_1 位置的距离为 L_2 ,对于单向前向探头来说L为工作距离。

根据高斯光学中的 *ABCD* 传输矩阵^[10] 的知识, 光学系统的总矩阵如下所示:

$$\begin{pmatrix} A & B \\ C & D \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} A_m & B_m \\ C_m & D_m \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & L_2 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$

如果复杂的光学系统由 K 个折射球面组成构成,那么总传输矩阵可以因式分解为下式:

$$M = \begin{pmatrix} A_m & B_m \\ C_m & D_m \end{pmatrix} = R_k T_k R_{k-1} \cdots T_2 R_1 T_1$$

其中:

$$T_i = \begin{pmatrix} 1 & -d_i \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad R_i = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ -\frac{1}{f_i'} & \frac{n_{i-1}}{n_i} \end{pmatrix}$$

 $(i = 1, 2, \cdots, k)$

式中,*R_i*和*f_i*分别是第*i*面的曲率半径和像方焦距; *n_{i-1}*和*n_i*分别为第*i*面和像方介质折射率;*d_i*是第*i* 面到第(*i*+1) 面之间的距离。再由文献[11] 中得自 聚焦透镜的传输矩阵为:

 $\left(\begin{array}{cc} \cos gL & \displaystyle \frac{1}{n_i} \sin gL \\ -n_0 g \sin gL & \cos gL \end{array} \right)$

因为空气间隙是起扩束作用,因此焦距可看做 无穷远处,自聚焦透镜左右两边的折射矩阵和空气 间隙传输矩阵分别为:

$$R_{1} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \frac{n_{2}}{n_{1}} \end{pmatrix} \qquad T_{1} = \begin{pmatrix} 1 & L_{1} \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$$
$$R_{2} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \frac{n_{1}}{n_{0}} \end{pmatrix} \qquad R_{3} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \frac{n_{0}}{n_{1}} \end{pmatrix}$$

因此总传输矩阵为:

$$\begin{pmatrix} A_m & B_m \\ C_m & D_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \frac{n_0}{n_1} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos gL & \frac{1}{n_0} \sin gL \\ -n_0 g \sin gL & \cos gL \end{pmatrix}.$$
$$\begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \frac{n_1}{n_0} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & L_1 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \frac{n_2}{n_1} \end{pmatrix} \tag{1}$$

$$\begin{pmatrix} A_m & B_m \\ C_m & D_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos gL & \frac{n_2}{n_1} L_1 \cos gL + \frac{n_2}{n_0} \sin gL \\ -\frac{n_0^2}{n_1} g \sin gL & -\frac{n_0^2 n_2}{n_1^2} gL_1 \sin gL + \frac{n_2}{n_1} \cos gL \end{pmatrix}$$
(2)

假设从单模光纤入射时的复参数为 q₀,从自聚 焦透镜出射时的复参数为 q₁,高斯光束的复参数 q (z)定义为:

$$q = z + i \frac{\pi w^2}{\lambda}$$

其中,z为高斯光束到束腰位置的距离;λ为光源波 长;w为束腰半径。根据高斯光束中的复参数 q 满足 *ABCD* 定律有:

$$q_1 = \frac{q_0 A_m + B_m}{q_0 C_m + D_m}$$
(3)

其中,q₀是高斯光束从单模光纤入射面处的复参数,前面已经假定了入射光线的束腰在单模光纤的出射面上,因此有:

$$q_0 = i \frac{\pi w_0^2}{\lambda} \tag{4}$$

$$q_1 = L + i \frac{\pi w_1^2}{\lambda} \tag{5}$$

根据式(1)、(2)、(3)、(4)得到工作距离L:

$$L = \frac{-q_0^2 A_m C_m + B_m D_m}{-q_0^2 C_m^2 + D_m^2}$$
(6)

$$w_{1} = \sqrt{\frac{-i\lambda q_{0}(A_{m}D_{m} - B_{m}C_{m})}{\pi(-q_{0}^{2}C_{m}^{2} + D_{m}^{2})}}$$
(7)

实验室用的光源中心波长 λ 为 850 nm,空气折 射率 $n_1 = 1$,选用的单模光纤型号为 HI1060,纤芯 折射率 n_2 为 1. 4676, GRIN 透镜型号为 SLW180,直 径为 1.8 mm,截距为 0.23,中心折射率 n_0 为 1. 4681, GRIN 透镜的长度 L 为 2 mm。将数值代入 式(6)、(7)可以画出探头的工作距离以及光斑大小 和空气间隙 L_1 之间的关系图 3 所示。



Fig. 3 The relational curve graph of air gap and working distance and focus size

由图可知,工作距离和聚焦光斑都随着间隙的增 大而减小,然而探头的工作期望值越大越好,而聚焦 光斑越小越好,即工作距离越大,横向分辨率越低。 鉴于这种关系,间隙的大小取0.2 mm 左右最佳。

3 工艺加工

探头制作工艺包括以下几部分:光纤头制作、准 直器制作、准直调节、45°角实现和整体封装。准直 器制作工艺采用了高精度的玻璃套管,减少了人工 调试工作量。整体封装过程中使用了第二根开窗玻 璃套管,增加了光学窗的机械健壮性。光纤头制作: 将剥线钳剥去光纤尾纤包层,套上毛细管,点胶固 化。用研磨机和研磨纸将端面抛光打磨成8°角(可 以有效减小回波),在200×端面仪下检测纤芯是否 有划痕损伤,确认无损伤后在端面镀膜处理;准直器 制作:通过高精度套管将 GRIN 透镜和光纤头预装 配,保证二者之间的轴向角度偏差和偏轴距离的要 求,然后利用定位仪,调节毛细管对轴向间距进行调 整(由上节可知间距为 0.2 mm),并点胶固定。最 后将玻璃套管装入 SS 套管(夹持器);准直调节和 45°角调节:准直调节关键在于控制截距,让准直光 的束腰落在特定的位置。固定好准直器,将镀膜反 射镜贴附在45°研磨的玻璃圆柱体上,使得光纤转 折90°射出;整体封装:将前面的SS套管和玻璃圆 柱体同时装入第二根玻璃套管中,然后将玻璃套管 转入开窗的不锈钢套管内,用胶固定。

4 探头测试

4.1 探头工作距离和准直测试

根据理论设计,我们制作的探头实物图如图 4 所示,探头的总长为 3.7 cm,直径 0.5 cm。探头微观图如图 5 所示。

对探头的工作距离和准直测试时,按图 6 测试 方案来进行。



图 4 探头外观图 Fig. 4 The appearance of probe



图 5 探头微观图 Fig. 5 The detail sketch of the probe





光源信号进入内窥探头,出射至线阵 CCD,我 们通过调节微位移平台来改变工作距离 d,并观察 信号所占像素点宽度来判断准直性能。当工作距离 d 分别为1 cm、2 cm、3 cm 和6 cm 时,线阵 CCD 上 探测的光强信号如图7 所示。

从图 7 中可以看出 d 在 3 cm 以内时,光纤分布

曲线只是发生了平移,信号宽度基本不变。当探头的工作距离超过 6 cm 的时候,CCD 接收到的光强 信号有一些畸变。我们对于工作距离为 2 cm 时的 探头的准直性能进行验证。当 d = 2 cm 时,从图中 的光强分布曲线中,选取光强最大值的 $1/e^2$ 的起始 点包络的宽度为光斑直径,信号宽度约为 50 个像素 点,LC1 – USB 型 CCD 像素 点大小为 7 μ m × 200 μ m,因此信号宽度为 3.5 mm。光束的发散角 计算公式为 $\theta = 2 \tan^{-1} \left(\frac{w}{2L} \right) (w 为光斑直径, L 为探$ 头到 CCD 的距离),代入数据 <math>w = 0.35 mm, 2L =40 mm,得到 $\theta = 0.0175$ °。实验结果说明在探头工 作距离内,探头的准直性能良好,满足应用需求。





5 结 论

本文提出了生物医学成像中的内窥探头的结构 设计,提高了探头光学窗的机械健壮性并减小了玻 璃套筒的光学色散。从理论上验证了探头的结构参 数和工作距离与聚焦光斑之间的距离的关系并进行 了具体实验验证,这有利于对探头工作参数的确定, 为探头的设计提供了理论依据。另外在实验过程中 也发现了一些问题,例如探头缺少微机电一体化,因 此不易实现二维成像。因此设计开发微型、实现快 速扫描、精度高的内窥探头成像技术,是目前 OCT 研究的一大热点。

参考文献:

- [1] SoroorBehbahani, Keivan maghooli, et al. Analysis of optical coherent tomography[C]. CISP, 2008:448-451.
- G J Tearney, M E Brezinski, B E Bouma, et al. In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography
 [J]. Science, 1997, 276(27):2037 - 2039.
- [3] Xingde Li, Christian Chudoba, Tony Ko, et al. Imaging needle for optical coherence tomography[J]. Optical Letters,2000,25(20):1520-1522.
- [4] LI Qiao, GAO Changlei, CHEN Xiaodong, et al. Endoscopic imaging system design based on rotating scanning probe[J]. Acta Photonica Sinica, 2009, 38(10):2650 2653. (in Chinese)
 李乔,高长磊,陈晓冬,等. 基于旋转扫描探头的 OCT 内窥 成像系统设计[J]. 光子学报,2009,38(10):2650 2653.
- [5] LIANG Yan, LIU Tiegen, WABG Jiajia, et al. The fabrication of quick scanning probe based full fiber coherence tomography system[J]. Laser & Infrared, 2008, 38 (12):

1233 – 1236. (in Chinese)

梁艳,刘铁根,王佳佳,等.基于全光纤相干层析系统 快速扫描探头的研制[J].激光与红外,2008,38(12): 1233-1236.

- [6] Yoshiyuki Takahashi, Mitsuharu Iwaya, Yuuki Watanabe, et al. Optical probe using eccentric optics for optical coherence tomography [J]. Optics Communications, 2007, 285 – 290.
- [7] Wladimir A. Benalcazar, Woonggyu Jung, Stephen A. Boppart, et al. Aberration characterization for the optimal design of high-resolution endoscopic optical coherence tomography catheter [J]. Optics Letters, 2012, 37 (6): 1100 1102.
- [8] X D Li, C Chudoba, T Ko, C Pitris, et al. Imaging needle for optical coherence tomography [J]. Optics Letters, 2000,25:1520-1522.
- [9] Minseog Choi, Seungwan Lee, Jong-hyeon Chang, et al. Adaptive optical probe design for optical coherence tomography and microscopy using tunable optics [J]. Optics Express, 2013, 21(2):1567-1573.
- [10] QIU Jinghui, MEi Ronghua, et al. Discussion of ABCD matrix and Gaussian beam optical system[J]. Optical Instruments, 1994, 3(13):25-32. (in Chinese)
 邱锦辉,梅荣华,等. ABCD 矩阵与高斯光束光学系统 的讨论[J]. 光学仪器, 1994, 3(13):25-32.
- [11] MIAO Zhengpei, LIANG Xiuqing, et al. The approximation of self-focusing lens imaging formula [J]. Journal of Armed Police College of Engineering, 1999, 15(2):29 34. (in Chinese)
 苗正培,梁秀清,等. 自聚焦透镜成像矩阵公式的近似

性[J]. 武警工程学院学报,1999,15(2):29-34.