光电器件

DOI：10.16818/j.issn1001－5868.2020.04.003

全光纤型侧向 OCT 探针的设计与鲁棒性分析

马 婧[1]，王颖奇[2]，胡运韬[3]，霍 力[1*]

（1. 清华大学 电子工程系 集成光电子学国家重点实验室，北京 100084；
2. 北京图湃影像科技有限公司，北京 102206；
3. 清华大学 附属北京清华长庚医院 清华大学临床医学院，北京 102218）

摘 要： 全光纤型侧向光学相干层析（OCT）探针由于兼具尺寸小和三维全周成像的优点，近年来受到了学术、工业界的广泛关注。文章通过对全光纤型侧向 OCT 探针的聚焦性能进行数值仿真，优化了探针的结构参数。基于优化的探针结构，针对反射器与 GRIN 光纤间随机横向位移引发的光功率衰落，进一步数值分析了探针套管尺寸及反射器位置对于探针鲁棒性的影响。

关键词： 光学相干层析；全光纤型侧向 OCT 探针；光学设计；光学仿真；鲁棒性分析

中图分类号： TN249 **文章编号：** 1001－5868(2020)04－0472－04

Design and Robust Analysis of All-fiber-type Side-viewing OCT Probe

MA Jing[1], WANG Yingqi[2], HU Yuntao[3], HUO Li[1]

(1. State Key Laboratory on Integrated Optoelectronics, Department of Electronics Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, CHN; 2. Beijing TOPI Imaging Technology Co. Ltd., Beijing 102206, CHN;
3. Beijing Tsinghua Changgung Hospital, School of Clinical Medicine, Tsinghua University, Beijing 102218, CHN)

Abstract: All-fiber-type side-viewing optical-coherence-tomography (OCT) probe has attracted extensive interests in both academic and industry because of its ultra-small size and the ability of full-circumferential imaging. In this manuscript, the design of all-fiber-type side-viewing OCT probe is optimized for better focusing performance by numerical simulation. Furthermore, the robustness of the optimized all-fiber-type side-viewing OCT probe versus the size of probe tube and the position of reflector is numerically analyzed for the power fading resulting from the random transverse displacement between reflector and GRIN fiber.

Key words: optical coherence tomography; all-fiber-type side-viewing probe; optics design; optics simulation; robust analysis

0 引言

光学相干层析（OCT）是近 20 年来蓬勃发展的一项成像技术。借助 OCT 能快速、高灵敏度地对组织和器官实现医学成像[1]，同时在不切除组织、不使用造影剂的条件下，就可实现接近组织活检、组织病理检查的微米级成像分辨率[2]。然而，由于光波在生物组织中的穿透深度较浅[3]，OCT 成像的应用最初被限制在了眼球、皮肤等组织器官[4-5]。为拓宽 OCT 成像的应用范围，全光纤型 OCT 探针受到了广泛的关注。得益于光纤的尺寸优势，全光纤型 OCT 探针可被封装于超小型的针头或内窥导管内，用于对生物体内部软组织[6]或组织器官微腔[7]的高分辨率成像。

OCT 探针根据光束聚焦方位不同可分为两类——前向 OCT 探针[8]与侧向 OCT 探针[9]。相比前向型方案，侧向 OCT 探针需引入额外的反射

收稿日期：2020－03－27.
基金项目：国家自然科学基金项目(61575107)；北京市医院管理局-“扬帆计划”项目(12018134003)；北京市科学技术委员会项目(12019133001).
* **通信作者：**霍 力
E-mail： lhuo@mails.tsinghua.edu.cn

器以转移焦平面至探针侧面。这使侧向 OCT 探针具有了三维扇面成像的能力[9]，但另一方面却缩短了探针的有效工作距离。若光束由于有效工作距离不够而不能聚焦在目标位置，将带来焦深的浪费，随之导致成像质量的劣化。同时，额外的反射器在探针的加工、使用过程中可能由于错位而引发光波有效反射区域面积的减小和光功率的衰落，这对探针的工作稳定性提出了挑战。

本文基于对全光纤型侧向 OCT 探针聚焦性能的理论分析，给出了在商用光纤产品的光学参数下探针聚焦性能的数值仿真结果。基于仿真优化的探针结构参数，实现了 20 μm 的焦斑半径和 1.167 5 mm 的工作距离。进一步地，本文建立了针对反射器与渐变折射率(GRIN)光纤间随机横向位移的功率衰落模型，并基于理论建模和数值仿真研究了侧向 OCT 探针的鲁棒性。

1　侧向 OCT 探针的基本结构

如图 1 所示，全光纤型侧向 OCT 探针由单模光纤、无芯光纤、GRIN 光纤和反射器组成。在该成像系统中，单模光纤输出的高斯型光斑为“物”；GRIN 光纤为“透镜”，其纤芯折射率沿径向渐变。在柱坐标系中，抛物线型 GRIN 光纤的折射率分布为

$$n(r,\varphi)=\begin{cases} n_0\left(1-\dfrac{g^2}{2}r^2\right), & r\leqslant R_{\text{core}} \\ n_{\text{clad}}, & R_{\text{core}}<r\leqslant R_{\text{clad}} \end{cases} \tag{1}$$

其中，R_{core}，R_{clad} 分别为纤芯、包层半径，g 为梯度常数，n_0 为 GRIN 光纤中心折射率，n_{clad} 为包层折射率。如图 1 所示，“物”经无芯光纤发散、“透镜”聚焦后，在焦平面前、距 GRIN 光纤 Z_0 处被 45°斜面反射，最终在探针侧面重新会聚形成焦斑。为缩小器件的尺寸，采用对无芯光纤端面抛光、镀膜的方式替代反射棱镜实现反射器的功能[6]。

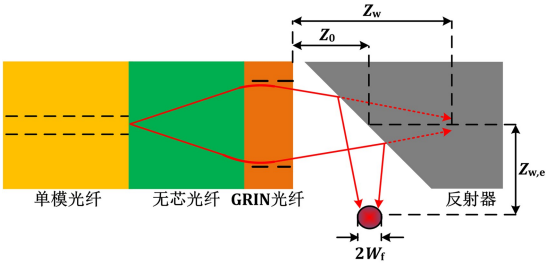


图 1　基于 GRIN 光纤的侧向 OCT 探针结构

2　OCT 探针的聚焦性能

工作距离与焦斑半径是决定 OCT 探针聚焦性能最重要的光学参数。确保合适的工作距离和尽可能小的焦斑半径是 OCT 探针设计的关键。侧向 OCT 探针的工作距离 $Z_{\text{w,e}}$ 根据平面发射原理可写作[10] $Z_{\text{w,e}}=Z_{\text{w}}-Z_0$，$Z_{\text{w}}$ 为反射面后所成虚像的像距。为提高工作距离，一方面应使反射器紧靠 GRIN 光纤，即 $Z_{0,\min}=R_{\text{clad}}$；更关键的是选择合适的探针结构参数以提升 Z_{w}。根据射线转移矩阵法，Z_{w} 可表示为[8,10]

$$Z_{\text{w}}=\frac{n_2\left[\left(1+\left(\dfrac{\kappa L_0}{n_1}\right)^2-\left(\dfrac{\kappa}{n_0 g}\right)^2\right)\alpha\beta-\dfrac{\kappa^2 L_0^2}{n_0 n_1 g}(\beta^2-\alpha^2)\right]}{n_0 g\left[\alpha^2+\left(\dfrac{\kappa}{n_0 n_1 g}\right)^2(n_1\beta-n_0 g L_0\alpha)^2\right]} \tag{2}$$

其中，$\alpha=\sin(gL_1)$，$\beta=\cos(gL_1)$，$\kappa=\lambda_0/(\pi W_0^2)$；$\lambda_0$ 为光源的中心波长，n_1 为无芯光纤的折射率，n_2 为空气的折射率，L_0 为无芯光纤的长度，L 为 GRIN 光纤的长度，W_0 为单模光纤的模场半径。同时，决定探针横向分辨率的焦斑半径 W_{f} 也可表示为

$$W_{\text{f}}=\frac{\kappa W_0}{n_0 g\sqrt{\alpha^2+\left(\dfrac{\kappa}{n_0 n_1 g}\right)^2(n_1\beta-n_0 g L_0\alpha)^2}} \tag{3}$$

基于表达式(2)，(3)，为确定合适的无芯光纤与 GRIN 光纤长度以优化探针的聚焦性能，进行了相关数值仿真。为使仿真结果接近实际情况，参照商用的光纤产品对仿真参数进行了设置。光纤产品的具体型号列于表 1；仿真中用到的具体参数数值列于表 2。此外，单模、无芯、GRIN 光纤的包层半径相同，$R_{\text{clad}}=62.5$ μm；GRIN 光纤的纤芯半径 $R_{\text{core}}=31.25$ μm。

表 1　OCT 探针的光纤组件型号

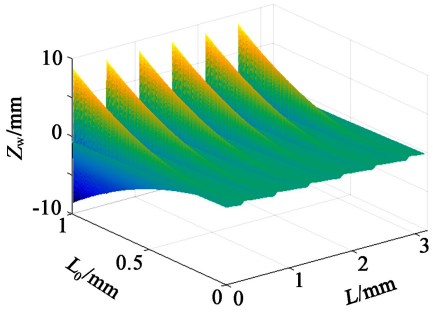
光纤种类	生产公司	产品型号
单模光纤	Corning	HI1060
无芯光纤	Thorlabs	FG125LA
GRIN 光纤	Thorlabs	GIF625-100

表 2　三种光纤的光学参数

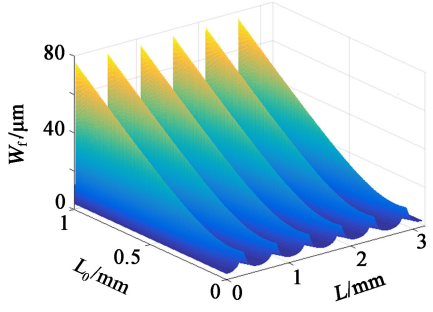
λ_0/nm	W_0/μm	n_1	n_0	g/mm^{-1}
1 060	3.1	1.449 7	1.475 5	5.990 2

如图 2 所示，基于 GRIN 光纤的自聚焦效应，

Z_w 与 W_f 在 L_0 给定时均为 L 的周期函数，周期 $\Delta=\pi/g=0.524\ 5$ mm。又由图 2 可知，Z_w 与 L_0 正相关。虽然增加无芯光纤的长度可以有效提升工作距离，但需要注意的是，L_0 实质上是成像系统的“物距”。若“物距”太大，光斑会因为过于发散以致超过“透镜”的有效接收区域，从而引发功率衰落和信噪比劣化。在 GRIN 光纤的输入光斑半径小于 R_{core} 时，可保证额外损耗小于 1 dB[5]。为使光束不过分发散，同时增大工作距离，选定 $L_0=0.345$ mm，此时 GRIN 光纤输入光斑的束腰半径为 30.7 μm，小于 R_{core}。



(a) Z_w 与 L_0 和 L 间的关系



(b) W_f 与 L_0 和 L 间的关系

图 2 Z_w 和 W_f 分别与 L_0 和 L 间的关系

在 $L_0=0.345$ mm 的情形下，进一步研究了 $W_f(L)$ 与 $Z_w(L)$ 的对应关系 $W_f(Z_w)$。如图 3 所示，由于 $Z_w(L)$ 与 $W_f(L)$ 的周期性，$W_f(Z_w)$ 为首尾相接的封闭曲线。其中，A，C 分别代表 GRIN 光纤在发散光束与聚焦光束间的临界状态；B，D 均为 Z_w 的极值点，分别对应 GRIN 光纤聚焦、发散光束。由图 3 可知，当 $W_f=20$ μm 时，有 $Z_w=1.23$ mm，$Z_{w,e}=Z_w-Z_{0,min}=1.167\ 5$ μm。此时的探针可在合适的工作距离处实现较高的横向分辨率，对应的 GRIN 光纤的长度 $L=(0.081\ 1+0.524\ 5n)$ mm，$n\in N$。

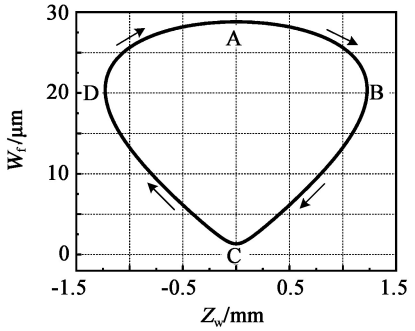


图 3 $W_f(L)$ 与 $Z_w(L)$ 的对应关系，短箭头代表 GRIN 光纤长度 L 增加的方向

3 侧向 OCT 探针的鲁棒性分析

除聚焦性能外，为保证侧向 OCT 探针在实际应用中可以稳定工作，有必要考察 OCT 探针的鲁棒性。在实际的工程应用中，容纳探针的针管内径一般略大于光纤的包层直径。对应地，如图 4 所示，由于加工误差、外界振动等不理想因素带来的干扰会使反射器相对 GRIN 光纤发生随机的横向位移，随之引入功率损耗及焦斑畸变，使探针无法正常工作。

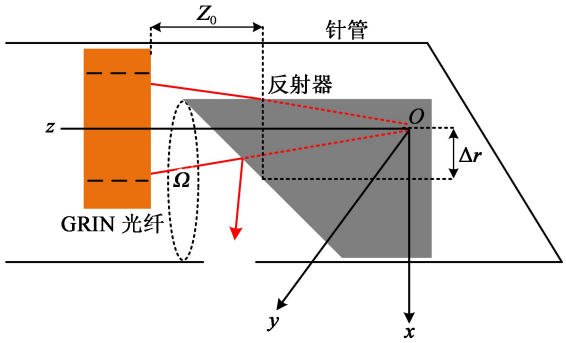


图 4 侧向 OCT 探针光功率损失原理示意图

在给定位移大小为 Δr 时，反射器相对 GRIN 光纤朝 x 正方向位移会带来最大的功率损耗 η[11]。在傍轴条件下，η 可以表示为

$$\eta(\Delta r,Z_0)=\frac{\iint_{\Omega}e^{-\frac{2(x^2+y^2)}{W^2(Z_w-Z_0+R_{clad})}}\mathrm{d}S}{\iint_{\infty}e^{-\frac{2(x^2+y^2)}{W^2(Z_w-Z_0+R_{clad})}}\mathrm{d}S} \tag{4}$$

其中，$W(z)$ 为高斯光束的束腰半径，$W(z)=[1+(\lambda_0 z/\pi/W_f^2)^2]^{1/2}\times W_f$，$\Omega$ 为空间中平面，$(x-\Delta r)^2+y^2+[z-(Z_w-Z_0+R_{clad})]\leqslant R_{clad}^2$。为研究 Δr 与 Z_0 对 η 的影响，基于式(4)进行了数值仿真，其中 Z_w 根据第 2 部分的仿真结果设置为 1.23 mm。如图 5 所示，当反射器逐渐偏离 GRIN 光纤，损失的光功率随之增大。若认为探针在 $\eta<0.5$ dB 时具有较高的鲁棒性，则要求 $\Delta r<43$ μm。

在实际操作中，可将全光纤型侧向 OCT 探针安装在细套管中来限制 Δr 的大小，从而有效提升探针的鲁棒性。具体地，若将侧向 OCT 探针安装在 30-gauge 的针头（内径 $D_{\mathrm{in},1}=159\ \mu\mathrm{m}$）内，有 $\Delta r_{\max}=D_{\mathrm{in},1}-2R_{\mathrm{clad}}=34\ \mu\mathrm{m}$，$\eta_{\max}=0.07$ dB；反之，若将侧向 OCT 探针安装于 28-gauge 的针头（内径 $D_{\mathrm{in},2}=184\ \mu\mathrm{m}$）内，则 $\Delta r_{\max}=D_{\mathrm{in},2}-2R_{\mathrm{clad}}=59\ \mu\mathrm{m}$，$\eta_{\max}=2.8$ dB。因此，在 Δr 相对较小时增大 Z_0 可降低探针对 Δr 的敏感度、减小功率衰落。例如在 $\Delta r=R_{\mathrm{clad}}$ 时，$Z_0=2Z_{\mathrm{w}}/3$ 相对 $Z_0=R_{\mathrm{clad}}$ 可减小 0.48 dB 的光功率损失。然而，当 $\Delta r>R_{\mathrm{clad}}$ 时，反射器越过了高斯光束的轴线，此时，反射器离 GRIN 光纤越远，功率衰落越大。例如在 $\Delta r=80\ \mu\mathrm{m}$ 时，$Z_0=2Z_{\mathrm{w}}/3$ 相对 $Z_0=R_{\mathrm{clad}}$ 将增大 3.2 dB 的光功率损失。可见，增大 Z_0 在相对位移较小时对减小损耗的帮助不大；在探针被安装在较粗的套管内、相对位移较大时，反而会严重地劣化系统稳定性。考虑到增大 Z_0 还会降低侧向 OCT 探针的工作距离，因此，在实际加工允许的条件内，应使反射器靠近 GRIN 光纤为优。

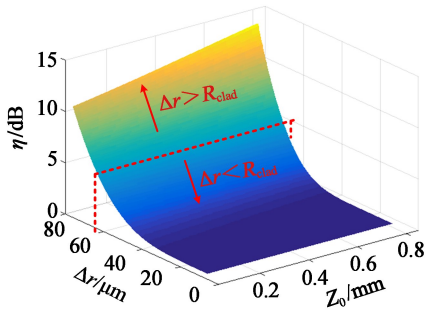


图 5　η 与 Δr 和 Z_0 间的关系

4　结论

本文通过数值仿真，对全光纤型侧向 OCT 探针的结构进行了优化。仿真结果表明在无芯光纤长度 $L_0=0.345$ mm，GRIN 光纤长度 $L=(0.081\ 1+0.524\ 5n)$ mm，GRIN 光纤与反射器间距离 $Z_0=R_{\mathrm{clad}}$ 时，探针可同时实现合适的工作距离 $Z_{\mathrm{w,e}}=1.167\ 5$ mm 与较高的横向分辨率 $W_{\mathrm{f}}=20\ \mu\mathrm{m}$。基于优化的探针结构，本文数值分析了全光纤型侧向 OCT 探针在反射器随机位移下的鲁棒性。结果表明，减小安装探针的套管尺寸，可限制相对位移的大小、提高探针鲁棒性。同时，探针安装在粗套管（$D_{\mathrm{in}}>2R_{\mathrm{clad}}$）中时，减小 Z_0 可提高探针的鲁棒性；探针安装在细套管（$D_{\mathrm{in}}\leqslant 2R_{\mathrm{clad}}$）中时，增大 Z_0 虽能微弱地提高探针的鲁棒性（小于 0.5 dB），却会极大地降低侧向探针的工作距离。因此，无论套管尺寸大或小都应使反射器尽可能地靠近 GRIN 光纤。

参考文献：

[1] Huang D, Swanson E A, Lin C P, et al. Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254(5035): 1178-1181.

[2] Luo S, Liu H, Zhao H, et al. Gastric and colon cancer imaging with swept source optical coherence tomography[C]// 2017 Conf. on Lasers and Electro-Optics Pacific Rim (CLEO-PR). IEEE, 2017: 1-3.

[3] Yaqoob Z, Wu J, McDowell E J, et al. Methods and application areas of endoscopic optical coherence tomography [J]. J. of Biomedical Optics, 2006, 11(6): 063001.

[4] Wojtkowski M, Kowalczyk A, Leitgeb R, et al. Full range complex spectral optical coherence tomography technique in eye imaging[J]. Opt. Lett., 2002, 27(16): 1415-1417.

[5] Xi J, Huo L, Wu Y, et al. High-resolution OCT balloon imaging catheter with astigmatism correction[J]. Opt. Lett., 2009, 34(13): 1943-1945.

[6] Lorenser D, Yang X, Kirk R W, et al. Ultrathin side-viewing needle probe for optical coherence tomography [J]. Opt. Lett., 2011, 36(19): 3894-3896.

[7] Li H, Standish B A, Mariampillai A, et al. Feasibility of interstitial Doppler optical coherence tomography for in vivo detection of microvascular changes during photodynamic therapy[J]. Lasers in Surgery and Medicine: The Official J. of the American Society for Laser Medicine and Surgery, 2006, 38(8): 754-761.

[8] Wang C, Fang C, Tang Z, et al. Analytical method for designing gradient-index fiber probes [J]. Optical Engin., 2011, 50(9): 094202.

[9] Fu H L, Leng Y, Cobb M J, et al. Flexible miniature compound lens design for high-resolution optical coherence tomography balloon imaging catheter [J]. J. of Biomedical Opt., 2008, 13(6): 060502.

[10] Jung W, Benalcazar W A, Ahmad A, et al. Numerical analysis of gradient index lens-based optical coherence tomography imaging probes [J]. J. of Biomedical Opt., 2010, 15(6): 066027.

[11] Griffith D J, Ruppeiner G. Introduction to electrodynamics [J]. American J. of Phys., 1981, 49(12): 1188-1189.

作者简介：

马　婧（1995—），女，四川人，硕士研究生，主要研究方向为 OCT 探针的设计。

E-mail：mj17@mails.tsinghua.edu.cn