

梯度折射率光纤探针的光学特征参数

王 驰 毕书博 丁 卫 于瀛洁 欧阳航空

(上海大学精密机械工程系, 上海 200072)

摘要 解析梯度折射率(GRIN)光纤探针的光学特征参数,用于光学相干层析技术(OCT)探头超小型化的研究。在概述由单模光纤、无芯光纤和 GRIN 光纤镜头构成的 GRIN 光纤探针模型的基础上,定义 GRIN 光纤探针的工作距离和聚焦光斑尺寸等光学特征参数,并用高斯光束复参数矩阵变换的方法推导探针光学特征参数的数学表达式,提出了探针光学特征参数的验证方法。结果显示,当无芯光纤和 GRIN 光纤镜头长度分别为 0.48 mm 和 0.17 mm 时,理论计算的工作距离和聚焦光斑尺寸分别为 1.05 mm 和 28.2 μm ;实验测得的工作距离和聚焦光斑尺寸分别为 1.0 mm 和 28 μm 。理论计算与实测结果吻合,验证了 GRIN 光纤探针光学特征参数及其解析方法的有效性。

关键词 光学设计;光学相干层析技术;光学特征参数;梯度折射率光纤探针

中图分类号 TB133;TP319 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201239.0905001

Optical Characteristic Parameters of Gradient-Index Fiber Probe

Wang Chi Bi Shubo Ding Wei Yu Yingjie Ouyang Hangkong

(Department of Precision Mechanical Engineering, Shanghai University, Shanghai 200072, China)

Abstract In order to investigate miniaturized probes for optical coherence tomography (OCT) imaging, the optical characteristic parameters of the gradient-index (GRIN) fiber probe are analyzed. The model of GRIN fiber probe is overviewed that consists of a single-mode fiber, a coreless fiber and a GRIN fiber len. The optical characteristic parameters (working distance, and focal spot size) of the probe are defined and solved by the complex beam parameter matrix transformation method. A method is proposed to validate the characteristic parameters experimentally. The results show that, setting the length of the coreless-fiber 0.48 mm and the length of the GRIN fiber len 0.17 mm respectively, the theoretical working distance and focal spot size are 1.05 mm and 28.2 μm accordingly. Given the same conditions, the experimental measured working distance and focal spot size are 1.0 mm and 28 μm respectively. Therefore, the theoretical values are in good agreement with the measured data, which validate the proposed optical characteristic parameters of GRIN fiber probe.

Key words optics design; optical coherence tomography; optical characteristic parameters; gradient-index fiber probe

OCIS codes 060.2340; 120.3620; 260.5950; 200.2610

1 引 言

光学相干层析(OCT)技术具有成像速度快、分辨率高、非接触检测等优点,在生物医疗与外科手术等方面具有广阔的应用前景^[1]。在 OCT 系统中,光学探头是影响成像质量的一个重要器件,它一方面把光源光束(如高斯光束)聚焦到待测样品内部,另一方面收集携带组织信息的反射或散射光,并传

回信号分析与处理单元。由于大多数生物组织是半透明的,OCT 技术的探测深度一般限于 1~3 mm,可用于内窥环境的小型或超小型 OCT 系统及其探头的研究,并正逐渐成为该领域的一个重要研究方向。其中,梯度折射率(GRIN)镜头因端面是平面、便于与其他元件集成以及良好的聚焦性能而得到了学者们的青睐。如 Guo 等^[2-4]设计了基于 GRIN

收稿日期:2012-03-12;收到修改稿日期:2012-04-24

基金项目:国家自然科学基金(41104065)资助课题。

作者简介:王 驰(1982—),男,博士后,讲师,主要从事 OCT 用超小光学探头方面的研究。

E-mail: wangchi@shu.edu.cn

镜头的具有快速动态聚焦性能的 OCT 内窥镜系统; Singh 等^[5]研究了具有扫描微反射镜功能的小型 OCT 探针; Aljaseem 等^[6]研制了直径约 4 mm 的小型化光纤内窥镜探头; Meemon 等^[7]研究了动态聚焦、高分辨率 OCT 内窥镜系统的设计方法; Min 等^[8]提出了手持式扫描光纤探头的设计技术; Jung 等^[9]研究了 GRIN 光学探头设计的数值仿真方法; Benalcazar 等^[10]研究了基于 GRIN 镜头的内窥式 OCT 导管成像的横向分辨率影响因素。

GRIN 光纤探针是一种用于 OCT 系统小型化研究的全光纤型超小探头, 由单模光纤(SMF)、无芯光纤和梯度折射率光纤镜头构成。2002 年, Swanson 等^[11]申请了基于 GRIN 光纤镜头的超小探针的美国专利; 然后 Reed 等^[12~14]提出了相应的应用系统设计方案; 自从 2007 年, Mao 等^[15,16]研究了 GRIN 光纤探针的制作与检测方法, 但他们都没有给出该探针详细的理论解析。文献^[17~19]虽论述了 GRIN 光纤探针的光学模型及其解析设计方法, 但并未对连接 GRIN 光纤探针与 OCT 系统的光学特征参数给予明确的定义和深入的解析, 而这是 GRIN 光纤探针用于 OCT 系统的一个不可缺少的技术途径。近年来, 在国内关于生物医学成像的

内窥镜和 OCT 系统成像质量的提高等方面陆续有文章发表^[20~24], 而对超小 OCT 探头方面的研究鲜有报道。为此, 本文在概述 GRIN 光纤探针模型的基础上, 定义 GRIN 光纤探针的光学特征参数, 并推导出这些特征参数与 GRIN 光纤探针模型参数的函数关系, 在此基础上对特征参数进行深入地解析。

2 GRIN 光纤探针的光学模型

作为一种超小光学探头, GRIN 光纤探针可用于深层、空间狭小生物组织或器官(如心血管)的活体、在线检测的小型化 OCT 系统的研究。图 1 是一个典型的 GRIN 光纤探针模型, 由普通单模光纤、无芯光纤和 GRIN 光纤镜头构成。其中, 单模光纤与 OCT 系统的探测臂相连, 把光源光束传输到无芯光纤。无芯光纤是一种折射率均匀的特种光纤, 可通过扩束而克服单模光纤模场直径小的问题, 从而改善探针的聚焦性能。然而, 无芯光纤的长度应适中, 过长可能会因扩束严重而使部分光束能量从其侧壁溢出而降低耦合效率, 进而降低了 OCT 系统的灵敏度; 另一方面, 如果过短可能会导致扩束失败而起不到改善探针聚焦性能的目的。

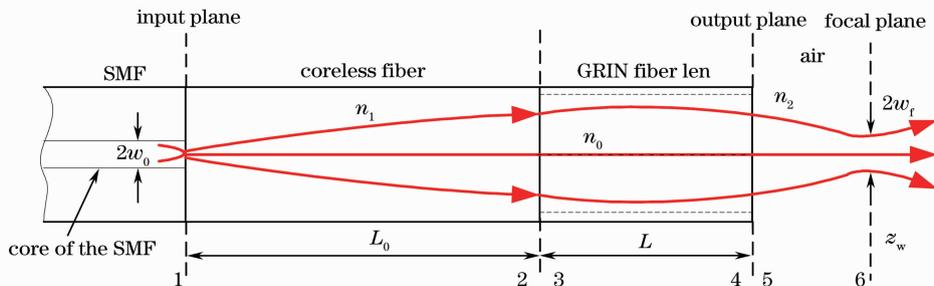


图 1 GRIN 光纤探针模型

Fig. 1 Model of GRIN fiber probe

GRIN 光纤镜头是探针中最关键的部分, 它因折射率的连续变化而具有自聚焦性能。由于端面是平面, 便于和其他端面是平面的光学元件通过熔焊的方式集成在一起, 这有利于提高探针的机械强度和稳定性。当然, GRIN 光纤镜头的长度选择也应适中, 过长或过短都可能达不到预期的聚焦性能, 或增加探针制作工艺的难度。因此, 不管是无芯光纤还是 GRIN 光纤镜头的长度, 都应根据探针的具体性能要求进行合理的设计。需要说明的是, 在探针设计过程中, 应使单模光纤纤芯的折射率、无芯光纤的折射率以及 GRIN 光纤纤芯轴线处的折射率尽可能相等, 减小不同光学界面对入射光束复杂的反

射作用对 OCT 成像检测信号的影响。

3 GRIN 光纤探针的光学特征参数

OCT 探头是传输光源光束并提取信号光束的关键环节, 其聚焦性能对 OCT 系统的成像质量有重要影响。为了连接探头性能与 OCT 性能之间的关系, 定义 GRIN 光纤探针的光学特征参数如下: 1) 工作距离, 表示高斯光束通过探针后聚焦光斑位置相对探针输出端面之间的距离, 表征了 OCT 系统的探测深度; 2) 聚焦光斑尺寸, 表示高斯光束通过探针聚焦后的束腰直径, 表征了 OCT 系统成像的横向分辨率。用“高斯光束复参数矩阵变换”的方

法推导工作距离和聚焦光斑尺寸这两个特征参数的解析表达式。

根据图 1 所示的 GRIN 光纤探针模型,假设波长为 λ 、束腰半径为 w_0 的高斯光束,经过折射率为 n_1 的无芯光纤进行扩束,然后进入 GRIN 光纤镜头进行聚焦,最终出射在折射率为 n_2 的空气中,在聚焦位置 z_w 处形成束腰半径为 w_f 的聚焦光束。1、2、3、4、5、6 分别表示输入面、无芯光纤与 GRIN 光纤镜头的两个交界面、GRIN 光纤镜头与外界空气的两个交界面(或输出面)以及聚焦平面,其中,单模光纤、无芯光纤和 GRIN 光纤的外径均为 $125 \mu\text{m}$,单模光纤的纤芯直径为 $9 \mu\text{m}$ 。GRIN 光纤镜头的折射率满足

$$n(r) = n_0 \left(1 - \frac{g^2}{2} r^2\right), \quad (1)$$

式中 n_0 为 GRIN 光纤纤芯处折射率, g 为折射率梯度变化常数, r 为与轴线的相对径向距离。

高斯光束的复参数 $q(z)$ 可表示为

$$\frac{1}{q(z)} = \frac{1}{R(z)} - i \frac{\lambda}{n\pi w^2(z)}, \quad (2)$$

式中 $R(z)$ 为高斯光束的曲率半径, w 为束腰半径, λ 为高斯光束在自由空间中的波长, n 为介质折射率, z 为光束自输入面沿轴线传播的距离。复参数 $q(z)$ 从输入面 q_1 到输出面 q_2 遵守 ABCD 定律:

$$q_2 = \frac{Aq_1 + B}{Cq_1 + D}, \quad (3)$$

式中 $\mathbf{M} = \begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix}$ 称为光学系统的变换矩阵。

根据图 1,GRIN 光纤探针的变换矩阵 \mathbf{M} 为

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} A & B \\ C & D \end{bmatrix} = \mathbf{M}_{56} \mathbf{M}_{45} \mathbf{M}_{34} \mathbf{M}_{23} \mathbf{M}_{12}, \quad (4)$$

式中 \mathbf{M}_{ij} 分别为 i 和 j 平面之间的变换矩阵, $i = 1, 2, 3, 4, 5, j = 2, 3, 4, 5, 6$,

$$\mathbf{M}_{12} = \begin{bmatrix} 1 & L_0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{M}_{23} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & n_1/n_0 \end{bmatrix},$$

$$\mathbf{M}_{34} = \begin{bmatrix} \cos(gL) & \frac{1}{g} \sin(gL) \\ -g \sin(gL) & \cos(gL) \end{bmatrix},$$

$$\mathbf{M}_{45} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & n_0/n_1 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{M}_{56} = \begin{bmatrix} 1 & z_w \\ 0 & 1 \end{bmatrix},$$

L_0 为无芯光纤长度, L 为 GRIN 光纤镜头长度, z_w 为焦平面与 GRIN 光纤镜头末端(输出面)之间的距离,即工作距离。在输入面 1 处,高斯光束的等相面可视为平面,即 $R(z) \rightarrow \infty, w = w_0$,代入(2)式可得入射高斯光束复参数 q_0 为

$$\frac{1}{q_0} = -i \frac{\lambda}{n_1 \pi w_0^2}. \quad (5)$$

$$\text{令 } a = \frac{\lambda}{n_1 \pi w_0^2}, \text{ 则 } \frac{1}{q_0} = -ia.$$

q_0 通过无芯光纤和 GRIN 光纤镜头后,在聚焦平面 6 处的复参数 q_f 为

$$\frac{1}{q_f} = \frac{1}{R_f} - i \frac{\lambda}{n\pi w_f^2}, \quad (6)$$

式中 q_f 表示成 ABCD 矩阵形式为

$$\frac{1}{q_f} = \frac{C + D/q_0}{A + B/q_0} = \frac{AC + a^2 BD}{A^2 + a^2 B^2} - i \frac{a(AD - BC)}{A^2 + a^2 B^2}. \quad (7)$$

联立(5)~(7)式可得

$$\frac{1}{R_f} = \frac{AC + a^2 BD}{A^2 + a^2 B^2}, \quad (8)$$

$$\frac{\lambda}{n\pi w_f^2} = \frac{a(AD - BC)}{A^2 + a^2 B^2}. \quad (9)$$

根据高斯光束性质,在焦平面位置高斯光束等相面近似为平面,即 $R_f \rightarrow \infty$,由(8)、(9)式可得

$$AC + a^2 BD = 0, \quad (10)$$

$$w_f = w_0 \sqrt{\frac{n_1 (A^2 + a^2 B^2)}{AD - BC}}. \quad (11)$$

由此可求出 GRIN 光纤探针的工作距离 z_w 和聚焦光斑尺寸(束腰直径) $2w_f$ 的数学表达式为

$$z_w = \frac{S_1 \cos(2gL) + S_2 \sin(2gL)}{S_0 - S_3 \cos(2gL) - S_4 \sin(2gL)}, \quad (12)$$

$$2w_f = w_0 \sqrt{2P_0 - 2P_1 \cos(2gL) + 4P_2 \sin(2gL)}, \quad (13)$$

式中

$$S_0 = n_0^2 g^2 + n_0^2 g^2 L_0^2 a^2 + n_1^2 a^2,$$

$$S_1 = -2n_1 n_2 L_0 a^2,$$

$$S_2 = n_0 n_2 g + n_0 n_2 g L_0^2 a^2 - \frac{n_2 n_1^2 a^2}{n_0 g},$$

$$S_3 = n_0^2 g^2 + n_0^2 g^2 L_0^2 a^2 - n_1^2 a^2,$$

$$S_4 = 2n_0 n_1 g L_0 a^2,$$

$$P_0 = 1 + a^2 \left(L_0 + \frac{n_1 z_w}{n_2}\right)^2 + \frac{n_0^2 g^2 z_w^2}{n_2^2} +$$

$$\left(\frac{n_1}{n_0 g} - \frac{n_0 L_0 g z_w}{n_2}\right)^2,$$

$$P_1 = \frac{n_0^2 g^2 z_w^2}{n_2^2} + \left(\frac{n_1}{n_0 g} - \frac{n_0 L_0 g z_w}{n_2}\right)^2 -$$

$$a^2 \left(L_0 + \frac{n_1 z_w}{n_2}\right)^2 - 1,$$

$$P_2 = \left(L_0 + \frac{n_1 z_w}{n_2}\right) \left(\frac{n_1}{n_0 g} - \frac{n_0 L_0 g z_w}{n_2}\right) - \frac{n_0 g z_w}{n_2}.$$

根据(12)式和(13)式,在光源光束参数及无芯光纤和 GRIN 光纤镜头的折射率一定的情况下,工作距离 z_w 和聚焦光斑尺寸 $2w_f$ 为无芯光纤长度 L_0 和 GRIN 光纤镜头长度 L 的函数。若设置高斯光束(光源光束)的波长 $\lambda = 1.3 \mu\text{m}$,束腰半径 $w_0 =$

$4.5 \mu\text{m}$;设置无芯光纤的折射率 n_1 和 GRIN 光纤镜头轴线处的折射率 n_0 均为 1.487,空气的折射率 n_2 为 1,GRIN 光纤镜头的折射率梯度变化常数 $g = 5.5 \text{ mm}^{-1}$,那么(12)式和(13)式可变为

$$z_w = \frac{-5532\cos(2gL) + (8\pi^2 + 14710)\sin(2gL)}{67\pi^2 + 4121 + 124672L_0^2 - (67\pi^2 - 4121 + 124672L_0^2)\cos(2gL) - 45335\sin(2gL)}, \quad (14)$$

$$2w_f = 2\sqrt{[20\cos(gL) - 160z_w\sin(gL)]\left\{20 + \frac{160\pi^2\sin(gL)}{1856[1.49\cos(gL) - 8L_0\sin(gL)]^2}\right\}}. \quad (15)$$

4 探针光学特征参数的验证方法

GRIN 光纤探针是由“单模光纤+无芯光纤+GRIN 光纤镜头”三种不同尺寸的光纤组件构成的总长不超过 1 mm 量级的超小 OCT 探头,其中无芯光纤和 GRIN 光纤镜头的尺寸均在亚毫米量级,其工作距离一般不超过 1 mm,聚焦光斑尺寸一般不超过 $40 \mu\text{m}$ 。对这种几何尺寸超小的探针模型以及聚焦高斯光束的特征参数表达式的验证,显然是一个困难的问题。本文提出的验证方法包括 GRIN 光纤探针的制作及其几何尺寸与聚焦性能的检测等几个步骤:首先,根据 GRIN 光纤探针的设计模型进行探针的制作;然后,对制作好的 GRIN 光纤探针进行几何尺寸(包括无芯光纤长度和 GRIN 光纤镜头长度)的检测;最后,检测该探针的工作距离和聚焦光斑尺寸。

4.1 GRIN 光纤探针的制作

由不同种类光纤构成的全光纤型超小 GRIN 光纤探针的制作是一重大难题,其中 0.1 mm 量级光纤长度的高精度切割与焊接是一个关键技术。目前,具有较高精度的光纤长度切割装置缺少对光纤焊点的精确定位,虽然理论上能达到光纤长度切割精度的要求,但实际操作中因观察不到微米量级大小的焊点而无法完成超小探针的制作工作。本文提

出的全光纤型超小探针的制作装置,包括光纤熔接机、光纤超声切割机和体视显微镜等。在制作 GRIN 光纤探针时,其组件分别选用康宁(Corning)公司的普通单模光纤 SMF-28 以及台湾卓越光纤有限公司(Prime Optical Fiber Corporation, Taiwan)的无芯光纤 NCF125 和 GRIN 多模光纤(50/125 Multimode Fiber)。

采用日本古河电器工业株式会社制造商生产的型号为 S117A 的 Fusion Splicer 熔接机进行不同光纤组件的焊接(图 2)。焊接方法如下:1)利用熔接机内部的两个光纤槽,使光纤 1(如单模光纤)和光纤 2(如无芯光纤)放置其中[图 2(a)],并使两根光纤的端面尽可能对准,直至位于两个焊接触头的中间位置;2)光纤放置后,关闭熔接机封盖,启动电源开关,运行程序后熔接机会进一步调整光纤位置,以获得较好的焊接效果[图 2(b)]。图 2(c)是焊接后的情况,可以看出,焊接后的接触面位置(即焊点),对传光能量的损失率仅为 0.02 dB,说明焊接工艺良好。由于 Fusion Splicer S117A 熔接机的焊接质量很高,留下的焊点不明显,这一方面从结构上减小了光束通过焊接位置因发生反射对 OCT 系统检测灵敏度的影响,另一方面却为探针组件预计长度的高精度切割带来了困难。



图 2 光纤熔接机。(a)内部结构;(b)焊接前外部显示;(c)焊接后外部显示

Fig. 2 Fiber fusion splicer. (a) Internal structure; (b) external display before welding; (c) external display after welding

考虑到以上焊接方法的问题,设计了基于体视显微镜和超声切割机的高精度光纤长度切割系统。如图 3 所示,使 Fiber Cleaver FK II-4 切割机(美国 PK Technology 制造商生产)放于体视显微镜 XTL-2400 的工作台上。光纤切割过程如下:首先,把待切割的光纤(由两种光纤焊接而成,如单模光纤和无芯光纤)放置于超声切割机的光纤槽上,使焊点所处的大概位置对准超声切割机的刀口;其次,调整显微镜的放大倍数和视场范围,从带有尺度刻线的分划目镜中观测到焊点和超声切割机刀口;第三,移动光纤位置,使焊点相距刀口预计长度处;最后,启动超声切割机开关,发出高强度超声能量脉冲,完成光纤长度的切割。

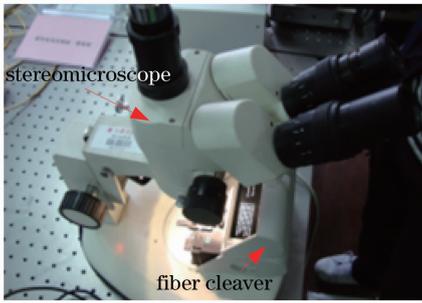


图 3 光纤切割系统

Fig. 3 Fiber cleaver system

4.2 GRIN 光纤探针的尺寸测量

由于 GRIN 光纤探针的尺寸很小,尽管 Fiber Cleaver FKII-4 超声切割机的切割精度以及 Fusion Splicer S117A 熔接机的焊接精度都很高,但在切割之前光纤放置的位置相对刀口的倾斜角度等因素会对预切割长度造成切割误差。为此,对一个已经制成的 GRIN 光纤探针,采用更高精度的测量设备(如奥林巴斯工业激光共焦显微镜 OLS4000)对其几何尺寸进行精确测量。图 4 是根据设计的光纤长度切割与焊接系统制作的一个 GRIN 光纤探针在共焦显微镜 OLS4000 中的图像,其中对焊点部位进行了放大显示。从图 4 可以说明,利用 OLS4000 可以看清焊点部位,因此,能完成不同光纤元件的尺寸测量。

4.3 GRIN 光纤探针的聚焦性能检测

采用文献[15~18]中描述的探针聚焦性能检测方案,其系统框图如图 5 所示。由一个带有红外 CCD 的光束轮廓仪、一个超流明二极管光源(SLD)、一个显微物镜以及计算机(PC)等构成。由 SLD 发出的光源光束通过 GRIN 光纤探针后,经显微物镜进行光束放大,再通过光束轮廓仪检测沿传

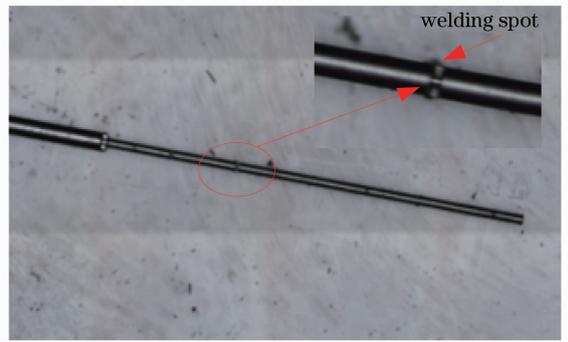


图 4 GRIN 光纤探针及其焊点

Fig. 4 GRIN fiber probe with a welding spot

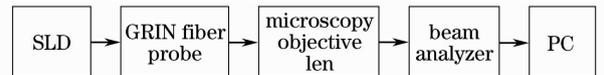


图 5 探针聚焦性能检测系统框图

Fig. 5 Schematic diagram of property test system for GRIN fiber probe

播方向在不同位置处的光强分布,最后传输到计算机中进行分析 and 处理。

图 6 是文献[15]中针对无芯光纤长度为 0.48 mm、GRIN 光纤镜头长度为 0.17 mm、梯度折射率变化常数为 3.76 mm^{-1} 情况下的探针所测得的光束轮廓以及归一化强度分布。其中图 6(a)是起始剖面,表示光束沿传播方向在第一个 $1/2$ 峰值强度处的截面,(b)是聚焦平面,表示光束强度最大值处的截面,(c)是终端剖面,表示光束沿传播方向在第二个 $1/2$ 峰值强度处的截面。从该图可以看出,光束强度的测量曲线和拟合曲线匹配得很好,且光束轮廓呈圆形,说明高斯光束通过探针后的强度分布仍然具有很好的对称性。

通过测量光束沿轴线传播的轮廓分布情况,可测得探针的工作距离和聚焦光斑尺寸。图 7 是文献[15]中经实验测量以及高斯拟合算法(强度的 $1/e^2$)所得的光束直径(即光斑尺寸大小)随光束传播距离的变化曲线,起始位置为探针的输出面即 GRIN 光纤镜头输出端面。其中,“a”表示无芯光纤长度为 0、GRIN 光纤镜头长度为 0.41 mm、梯度折射率变化常数为 5.5 mm^{-1} 的情况;“b”表示无芯光纤长度为 0、GRIN 光纤镜头长度为 0.52 mm、梯度折射率变化常数为 3.76 mm^{-1} 的情况;“c”表示无芯光纤长度为 0.36 mm、GRIN 光纤镜头长度为 0.12 mm、梯度折射率变化常数为 5.5 mm^{-1} 的情况;“d”表示无芯光纤长度为 0.48 mm、GRIN 光纤镜头长度为 0.17 mm、梯度折射率变化常数为 3.76 mm^{-1} 的情况。可以看出,测量值曲线与高斯拟合值曲线基本

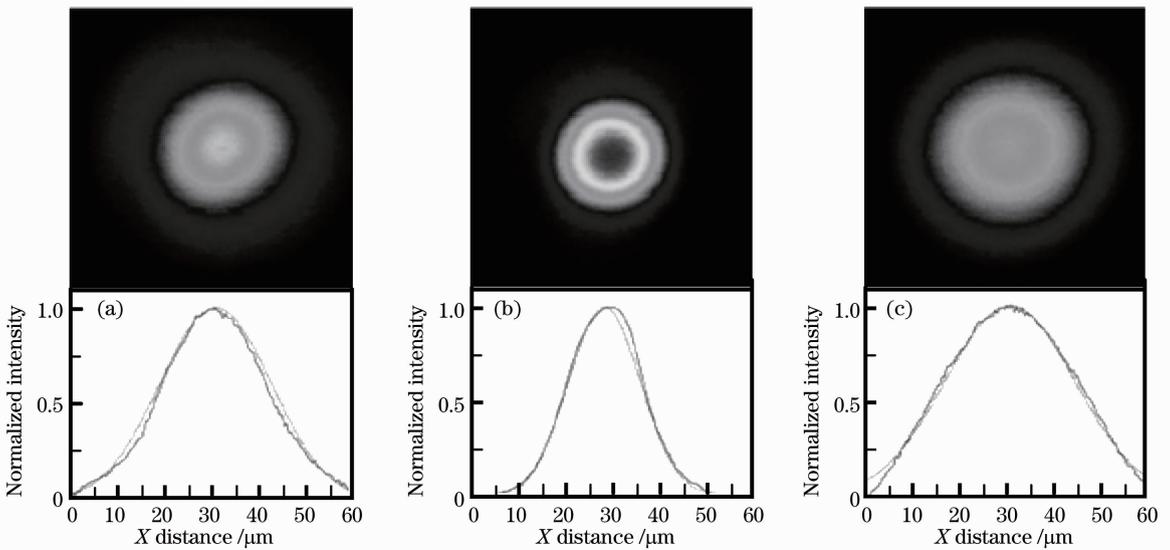


图 6 测得的光束轮廓及光强分布。(a)起始剖面;(b)聚焦平面;(c)终端剖面

Fig. 6 Measured beam profiles and intensity distributions. (a) Begin plane; (b) focal plane; (c) end plane

一致,其光束直径最小的位置代表了探针的工作距离,“a,b,c,d”四种情况(即四种探针模式)所对应的工作距离分别为 0.11、0.28、0.50、1.00 mm,相应的光斑尺寸大小分别为 13、22、23、28 μm 。根据所推导的特征参数(12)~(15)式可得相应的工作距离分别为 0.10、0.28、0.51、1.05 mm,光斑尺寸大小分别为 12.8、19.9、18.4、28.2 μm 。因此,理论计算结果与实测结果基本吻合,从而证明了本文提出的 GRIN 光纤探针的光学特征参数及其解析方法的有效性。另外,无芯光纤的加入,使探针的工作距离得以提高,但同时也增加了聚焦光斑尺寸,这在 OCT 系统成像中要获得较高的工作距离,就会丧失更高的横向分辨率。

利用高斯光束复参数矩阵变换的方法推导了探针特征参数的数学表达式,论述了探针特征参数与光源光束参数以及探针自身结构及折射率分布等因素的函数关系。最后,提出了 GRIN 光纤探针的制作、几何尺寸检测以及聚焦性能检测的方法,实验结果与理论计算结果基本吻合,从而验证了 GRIN 光纤探针的光学特征参数及其解析方法的有效性,为 GRIN 光纤探针的优化设计及其在 OCT 系统中的应用研究提供了理论依据和技术手段。

致谢 感谢加拿大国家研究院毛幼馨博士发表的实验检测数据。

参 考 文 献

- 1 D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin *et al.*. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178~1181
- 2 S. Guo, L. Yu, A. Sepehr *et al.*. Gradient-index lens rod based probe for office-based optical coherence tomography of the human larynx[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2009, **14**(1): 014017
- 3 T. Xie, S. Guo, Z. Chen. GRIN lens rod based probe for endoscopic spectral domain optical coherence tomography with fast dynamic focus tracking[J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(8): 3238~3246
- 4 T. Xie, G. Liu, K. Kreuter *et al.*. In vivo three-dimensional imaging of normal tissue and tumors in the rabbit pleural cavity using endoscopic swept source optical coherence tomography with thoracoscopic guidance[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2009, **14**(6): 064045
- 5 J. Singh, J. H. S. Teo, Y. Xu *et al.*. A two axes scanning SOI MEMS micromirror for endoscopic bioimaging[J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2008, **18**(2): 025001
- 6 K. Aljaseem, A. Werber, A. Seifert *et al.*. Fiber optic tunable probe for endoscopic optical coherence tomography[J]. *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.*, 2008, **10**(4): 044012
- 7 P. Meemon, K. Lee, S. Murali *et al.*. Optical design of a

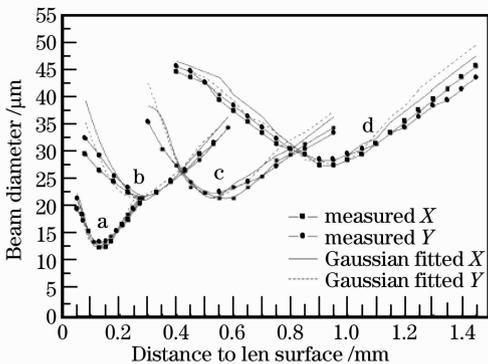


图 7 实验测量以及高斯拟合所得的光束直径

Fig. 7 Measured and Gaussian-fitted beam diameters

5 结 论

在描述探针模型的基础上,定义了 GRIN 光纤探针的工作距离和聚焦光斑尺寸等特征参数,通过

- dynamic focus catheter for high-resolution endoscopic optical coherence tomography [J]. *Appl. Opt.*, 2008, **47** (13): 2452~2457
- 8 E. J. Min, J. Na, S. Y. Ryu *et al.*. Single-body lensed-fiber scanning probe actuated by magnetic force for optical imaging[J]. *Opt. Lett.*, 2009, **34**(12): 1897~1899
- 9 W. Jung, W. Benalcazar, A. Ahmad *et al.*. Numerical analysis of gradient index lens-based optical coherence tomography imaging probes[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2010, **15**(6): 066027
- 10 W. A. Benalcazar, W. Jung, S. A. Boppart. Aberration characterization for the optimal design of high-resolution endoscopic optical coherence tomography catheters [J]. *Opt. Lett.*, 2012, **37**(6): 1100~1102
- 11 E. Swanson, C. L. Petersen, E. McNamara *et al.*. Ultrasmall Optical Probes, Imaging Optics, and Methods for Using Same [P]. US Patent 6445939. 2002
- 12 W. A. Reed, M. F. Yan, M. J. Schnitzer. Gradient-index fiber-optic microprobes for minimally invasive in vivo low-coherence interferometry [J]. *Opt. Lett.*, 2002, **27** (20): 1794~1796
- 13 M. S. Jafri, S. Farhang, R. S. Tang *et al.*. Optical coherence tomography in the diagnosis and treatment of neurological disorders[J]. *J. Biomed. Opt.*, 2005, **10**(5): 051603
- 14 H. Li, B. A. Standish, A. Mariampillai *et al.*. Feasibility of interstitial Doppler optical coherence tomography for in vivo detection of microvascular changes during photodynamic therapy [J]. *Lasers in Surgery & Med.*, 2006, **38**(8): 754~761
- 15 Y. X. Mao, S. D. Chang, S. Sherif *et al.*. Graded-index fiber lens proposed for ultrasmall probes used in biomedical imaging [J]. *Appl. Opt.*, 2007, **46**(23): 5887~5894
- 16 Y. X. Mao, S. D. Chang, C. Flueraru. Fiber lens for ultrasmall probes used in optical coherent tomography [J]. *J. Biomed. Sci. & Engng.*, 2010, **3**(1): 27~34
- 17 C. Wang, Y. X. Mao, C. Fang *et al.*. Analytical method for designing gradient-index fiber probes[J]. *Opt. Engng.*, 2011, **50**(9): 094202
- 18 C. Wang, Y. X. Mao, Z. Tang *et al.*. Numerical simulation of gradient-index fibre probe and its properties of light propagation [J]. *Chin. Phys. B*, 2011, **20**(11): 114218
- 19 Wang Chi, Mao Youxin, Tang Zhi *et al.*. Numerical analysis of GRIN lens based miniature probes for optical coherence tomography [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2011, **19**(9): 2300~2307
王 驰, 毛幼馨, 唐 智 等. 基于 GRIN 镜头的小型 OCT 探头的数值分析[J]. *光学精密工程*, 2011, **19**(9): 2300~2307
- 20 Yang Yaliang, Ding Zhihua, Meng Jie *et al.*. Common path optical coherence tomographic system suitable for endoscopic imaging[J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(5): 955~959
杨亚良, 丁志华, 孟 婕 等. 适合于内窥成像的共路型光学相干层析成像系统[J]. *光学学报*, 2008, **28**(5): 955~959
- 21 Wang Ling, Ding Zhihua, Wu Tong *et al.*. Swept-source optical coherence tomography for endoscopic imaging with wavelength-encoding probe [J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36** (10): 2493~2497
王 玲, 丁志华, 吴 彤 等. 基于波长编码的扫频光学相干内窥成像方法[J]. *中国激光*, 2009, **36**(10): 2493~2497
- 22 Li Peng, Gao Wanrong. Signal-to-noise ratio analysis and optimization of optical coherence tomographic imaging system[J]. *Chinese J. Lasers*, 2008, **35**(4): 635~640
李 鹏, 高万荣. 光学相干层析系统的信噪比分析及优化[J]. *中国激光*, 2008, **35**(4): 635~640
- 23 Zhang Yudong, Dai Yun, Shi Guohua *et al.*. Application of one-dimensional wavelet transformation in time domain optical coherence tomography imaging [J]. *Chinese J. Lasers*, 2008, **35**(7): 1013~1016
张雨东, 戴 云, 史国华 等. 一维小波变换在时域光学相干层析成像中的应用[J]. *中国激光*, 2008, **35**(7): 1013~1016
- 24 Deng Juxiang, Liang Yanmei. Noise reduction with wavelet transform in optical coherence tomographic images [J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(8): 2138~2141
邓菊香, 梁艳梅. 光学相干层析图像的小波去噪方法研究[J]. *光学学报*, 2009, **29**(8): 2138~2141

栏目编辑: 王晓琰