

具有中红外光通道的生物探针的制备及性能

彭传迪¹, 郑俊哲², 朱晓松¹, 常超², 石艺尉^{1*}

¹复旦大学电磁波信息科学教育部重点实验室, 上海 200433;

²军事科学院国防科技创新研究院前沿交叉技术研究中心, 北京 100071

摘要 提出一种基于空芯光纤, 兼具导电和中远红外传光性能的生物探针, 实现波长 5~10 μm 处光的低损耗传输。采用环烯烃聚合物(COP)对探针前端进行水密封, 并对封口工艺进行设计和优化。采用波长 5.1 μm 的光源测得长度为 20 cm、内径/外径(ID/OD)为 0.7 mm/1.5 mm 探针的损耗为 1.38 dB。通过控制封口工艺, 制备不同形状 COP 封口窗片, 实现对输出光束的调控。通过测量不同形状封口窗片的输出光斑, 分析探针的焦距及光束远场发散角, 为神经科学研究和生物医学应用提供更多的途径和手段。

关键词 光学器件; 生物探针; 中红外; 空芯光纤; 封口窗片; 光束调控

中图分类号 TN214

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201939.1223004

Fabrication and Characterization of Bioprobe with Mid-Infrared Light Channel

Peng Chuandi¹, Zheng Junzhe², Zhu Xiaosong¹, Chang Chao², Shi Yiwei^{1*}

¹Key Laboratory for Information Science of Electromagnetic Waves (MoE),
Fudan University, Shanghai 200433, China;

²Advanced Interdisciplinary Technology Research Center, National Innovation Institute of Defense Technology,
Academy of Military Sciences, Beijing 100071, China

Abstract Herein, a bioprobe based on hollow fibers with electrical and optical delivery channels is proposed to realize low attenuation transmission of mid-infrared light at the wavelength band ranging from 5 μm to 10 μm . Cyclic olefin polymer (COP) is used to isolate the front-end of the probe from water and the necessary sealing technology is designed and optimized. The loss of bioprobe with length of 20 cm and inner diameter/outer diameter (ID/OD) of 0.7 mm/1.5 mm is 1.38 dB at a wavelength of 5.1 μm . By controlling the sealing process, COP sealed windows with different shapes are fabricated to modify the output beam. The focal length and far-field divergence angle for these different configurations are analyzed by measuring the output beam profiles. This approach will provide more ways and means for neuroscience research and biomedical application.

Key words optical devices; bioprobes; mid-infrared; hollow optical fibers; sealed window; beam modulation

OCIS codes 230.0040; 060.2390; 170.3660

1 引 言

近几年光学技术进入神经科学领域, 光遗传学、超分辨成像及直接红外神经刺激等概念吸引了越来越多的研究者^[1-2]。刺激神经组织及细胞的研究需要一种满足光电刺激相结合的技术手段^[3]。日本东北大学提出一种可用于内窥镜的基于不锈钢管的红外光传输结构, 优化后在波长 10.6 μm 处得到 0.75 dB/m 的直线传输损耗^[4-5], 但是不锈钢管导电性能较差, 难以满足医学研究中电刺激对导电性能的

要求。匈牙利科学家提出一种用于光遗传学的密歇根型光电极, 通过深反应离子蚀刻和化学抛光将硅基板材料转变为红外光纤^[6]。加拿大学者设计并采用侧射光纤结构, 将可见光传递到脑皮质下结构内的特定区域^[7]。波士顿大学提出一种基于光学微纤维束的探针方案, 减小了光散射导致的光能受限于表面区域的影响^[8]。随后, 也有研究人员设计并实现了用于深层组织光学刺激和成像的植入式光电器件^[9-10]。

现阶段神经科学的技术手段多采用可见光及近红外光^[3], 而 4~14 μm 的中远红外光因能够被生

收稿日期: 2019-07-02; 修回日期: 2019-07-30; 录用日期: 2019-08-08

* E-mail: ywshi@fudan.edu.cn

物体有效吸收,逐渐被研究人员所重视。早在2006年,有学者研究发现5~12 μm的中远红外光能够抑制伤口的流血^[11]。2017年,有学者指出能量密度为0.13 mW/cm²的中远红外光有促进细胞增殖的功效,中远红外光能提高细胞在氧化剂下的存活率,这为治疗心脏缺血提供了理论指导^[12]。同年,也有研究表明中远红外光能够减少细胞凋亡^[13]。随后,有研究者提出能量密度为3.1 mW/cm²的中远红外光能够促进神经突生长,并能显著提高细胞的体外活性^[14-15]。近几年,有研究人员指出中远红外光能够治疗淋巴水肿、改善外周动脉疾病等^[16-18],因此中远红外光可作为保守或外科手术辅助的热疗方法。中远红外光显著的生物学效应表明其在医学领域具有广泛的应用前景。

比起光遗传学,刺激神经组织及细胞所采用的探针不需要对基因进行操作,其目标是刺激生物组织及细胞。但是探针光源有最低功率及功率阈值限制,且探针需要满足光电低损耗传输、生物相容性、长期稳定及小型化的要求。空芯光纤(HF)由于具有红外波段低损耗的特点而被人们所熟知^[19-20]。基于这些研究背景,本文提出一种基于空芯光纤的具有低损耗中红外光通道的生物探针,该探针兼具

光电刺激及光束调控功能,能够实现在狭小空间中红外光从光源至生物组织或细胞表面的低损耗传输,并且具有较高的功率阈值^[21]。该探针的适用波长为5~10 μm,进一步优化制备工艺可以将波长延伸至远红外及太赫兹波段。

2 结构与原理

2.1 探针的结构设计

基于光电刺激的要求设计制作图1(a)所示结构的探针,其中 d_1 为AgI的厚度, d_2 为Ag的厚度, d_3 为玻璃的厚度。外部为黄铜材料的金属管,长度为19 cm,内径/外径(ID/OD)为1.1 mm/1.5 mm,具备良好的导电性能,电阻约为0.6 Ω。尖端长度为5 mm,呈斜开口形状,尖部尺寸约为20 μm,满足组织或细胞电刺激的要求。内部为空芯光纤,采用长度为20 cm, ID/OD为0.7 mm/0.85 mm的玻璃毛细管作为基管,内面镀有Ag和AgI光学薄膜,能实现目标波段的中红外光的低损耗传输^[22-24]。根据工艺条件^[25-26],制备的空芯光纤结构及尺寸如图1(b)所示。在空芯光纤的出射端采用固体窗片封口,避免实验中细胞或组织的电解质液等异物进入空芯光纤内部,降低传输效率。

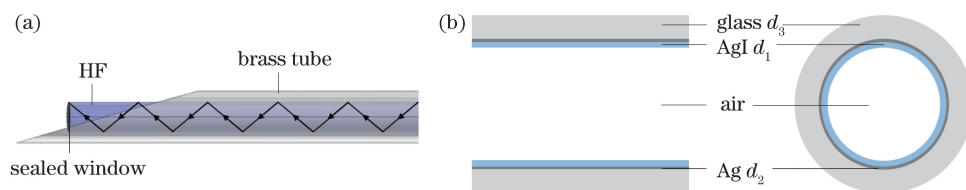


图1 探针和空芯光纤结构示意图。(a)探针结构;(b)空芯光纤结构($d_1=420$ nm, $d_2=150$ nm, $d_3=50$ μm)

Fig. 1 Structural diagrams of bioprobe and hollow fiber. (a) Structure of bioprobe; (b) structure of hollow fiber ($d_1=420$ nm, $d_2=150$ nm, and $d_3=50$ μm)

2.2 探针的传输理论模型

理论研究表明^[27-28],对于单层金属和介质薄膜结构的空芯光纤,当目标波长 λ 存在最佳介质膜厚 d_{opt} 时,光纤在该波长处的传输损耗最小^[23]。

$$d_{opt} = \frac{\lambda^2}{2\pi\sqrt{n_d^2 - 1}} \arctan \left[\frac{n_d}{(n_d^2 - 1)^{\frac{1}{4}}} \right], \quad (1)$$

式中, n_d 为介质膜在波长 λ 处的折射率。

对于封口窗片,近似平板结构并忽略材料吸收,根据菲涅耳反射理论可以得到波长 λ 处的透射率^[29]为

$$T = \frac{2n_0 n_1}{n_0^2 + n_1^2}, \quad (2)$$

式中, n_0 、 n_1 分别为空气和窗片材料在波长 λ 处的折射率。

3 探针制备工艺及性能评价系统

3.1 探针制备工艺

探针制备工艺分为空芯光纤制备、空芯光纤封口及探针封装3个步骤。

采用银镜反应和液相镀膜法^[22, 30]制备空芯光纤。首先使用氯化亚锡溶液对基管进行预处理以增强Ag在玻璃表面的附着力,并加快成膜速度,降低Ag膜表面的粗糙度^[31];在16℃的反应温度下,将银氨溶液和还原液充分混合,用真空泵以25 mL/min的流速将其吸入玻璃基管;经8 min,银镜反应在基管内壁形成表面光滑的厚度约为300 nm的Ag膜;通入纯水及酒精洗涤后使用氮气干燥30 min;然后在9℃的反应温度下,使用10 g/L

的碘的环己烷溶液碘化 60 s, 在 Ag 膜表面形成厚度约为 420 nm 的 AgI 膜; 通入酒精洗涤 1 min 后使用氮气干燥 30 min。制备得到在目标波段 5~10 μm 范围内低损耗的空芯光纤。

空芯光纤的封口窗片材料需要满足对生理盐水、酶、细胞等严格密封, 不损伤组织及细胞, 目标波段低损耗, 对组织、细胞无毒的要求。无机材料如 CaF_2 、 ZnS 、 ZnSe 等在目标波段损耗较低, 机械强度较大, 但由于有毒, 不宜用于生物实验; 有机材料环烯烃聚合物(COP)不溶于水, 在部分目标波段具有较高的透过率, 且无毒, 可以满足要求。

采用挥发成形的封口工艺制备 COP 封口窗片。商用 COP 材料为固体颗粒, 完全溶于环己烷, 可配置不同浓度的 COP 溶液。采用蠕动泵将溶液吸入待封口光纤的出射端, 由于环己烷易挥发, 待溶剂挥发, 在光纤出射端形成一定形状的 COP 封口窗片。溶液浓度越大, 吸入溶液越多, 形成的窗片越厚。质量分数为 5% 的溶液形成的窗片较薄, 机械强度差, 易破损; 质量分数为 15% 的溶液成膜较厚, 但红外透过率较低。本文封口工艺选用 10% 的 COP 溶液。

图 2 为封口窗片制备系统示意图。待封口光纤通过硅胶管与透明玻璃管相连, 透明玻璃管通过硅胶管与蠕动泵相连。由多次封口实验可知, 蠕动泵以 0.025 mL/min 的流速吸入 1 mm 长度的 COP 溶液, 待溶剂挥发后可形成的窗片厚度约为 0.1 mm。

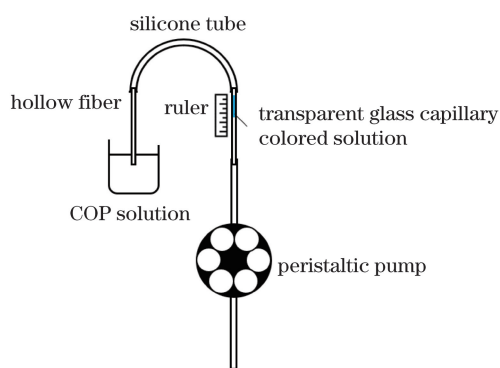


图 2 封口窗片制备系统示意图

Fig. 2 Schematic of system for sealed window fabrication

当系统结构固定且气密性良好时, 封闭空间的压强为 1 个大气压。当蠕动泵开始正向转动时(假定正向转动时吸入溶液), 随着封闭空间内气压的减小, 溶液逐渐被吸入待封口光纤。由于待封口光纤已镀有不透明的 Ag/AgI 膜, 相连的透明玻璃管中有色溶液的移动距离可以精确控制待封口光纤中液柱的长度, 其关系为

$$\frac{L_1}{L_2} = \frac{R_2^2}{R_1^2}, \quad (3)$$

式中, L_1 为有色溶液的移动距离, L_2 为吸入的 COP 溶液的液柱长度, R_1 、 R_2 分别为透明玻璃管的内半径和待封口光纤的内半径。在目标液柱长度 L_2 和待封口光纤内半径 R_2 固定的情况下, 透明玻璃管内半径 R_1 越小, 有色溶液的移动距离 L_1 越大, 这能更精确地控制待封口光纤中吸入液柱的长度。

待封口光纤的内径为 0.7 mm, 实验中采用内径为 0.53 mm 的透明玻璃毛细管。将系统如图 2 所示连接后, 正向转动蠕动泵, 根据(3)式可得有色溶液移动 1.7 mm 时, 待封口光纤内的液柱长度为 1 mm, 这时停止蠕动泵并从溶液中取出待封口光纤。利用蠕动泵正向和逆向转动的方式, 可以控制吸入液柱的形状及形成窗片的形状, 从而对光束进行调控。

将封口光纤封口端垂直向下, 常温放置 12 h 至溶剂完全挥发。由于毛细效应^[32-33], 出射端形成的 COP 窗片为两侧凹进型的双凹透镜, 有增大光束发散角的作用。若在 COP 溶液尚未固化时, 逆向转动蠕动泵向外推出溶液, 会形成不同形状的窗片。固定有色溶液的位置在 1.7 mm 处且保持液柱内侧有一定的气压, 液柱两侧会相对比较平坦, 出射端形成的 COP 窗片为平面型的平面透镜, 对光束无明显的调控作用, 但是满足水密封的要求。当有色溶液的位置反向移动 1.7 mm 甚至更长距离时, 待封口光纤内的液柱被推出并凸起, 出射端形成的 COP 窗片为单侧凸起型的凸凹透镜, 也有增大光束发散角的作用。

一次封口后, 可通过二次封口实现对光束的聚焦作用。将光纤封口端向上垂直放置, 利用玻璃胶头滴管吸入 COP 溶液, 挤压胶头使得 COP 溶液在玻璃滴管末端形成液滴, 将液滴轻触已封口的光纤端口, 液滴通过表面张力粘附在光纤端口, 形成凸起的形状。出射端二次封口形成的 COP 窗片为凸起型。采用不同窗片形状的已封口光纤, 通过控制附着液滴的浓度及大小, 可以实现不同形状的凸起型窗片, 从而调控光束的发散角。

完成空芯光纤的制备与封口后, 设计了两种可用于窄小范围内进行光电传输的探针封装方案。方案一, 将空芯光纤置入黄铜管内部并固定。方案二, 使用美工刀去除空芯光纤的聚合物包层, 将外径为 200 μm , 尖端为 20 μm 的钨针固定在空芯光纤的侧

面。用绝缘热缩管封装附着钨针的空芯光纤,制备得到外径小于 1.5 mm 的探针。由于方案二的探针容易受到外界的应力作用而断裂,因此本文选用方案一的探针进行性能测试和分析。

3.2 性能评价系统

采用图 3 所示的系统对探针的性能进行评价。图 3(a)为损耗谱测量系统,首先测量耦合光纤的输出功率,并将其作为背景功率,再采用直接耦合的方式测得探针的输出功率,并计算探针的损耗谱。在可见光及近红外波段,采用宽谱光源卤钨灯和拉曼光谱仪(HORIBA iHR550, Horiba Scientific 公司,日本)测量损耗谱;在中红外至远红外波段,采用傅里叶变换红外光谱分析仪(FTIR, Vertex 70, Bruker 公司,德国)测量损耗谱。图 3(b)为损耗测量系统。测量空芯光纤的弯曲损耗时,采用波长为

532 nm 的半导体激光器作为光源,与损耗谱测量采用相同的耦合方式,用光功率计测量探针输入及输出光功率,计算得到探针的传输损耗。测量探针的损耗时,采用波长为 5.1 μm 的量子级联激光器作为光源,采用透镜使光源与探针耦合,该损耗包含光源与探针的耦合损耗。图 3(c)为光斑测量系统,采用波长为 532 nm 的半导体激光器作为光源,获取接收屏上光束的输出光斑。通过移动接收屏得到距出射端不同距离(d')处的输出光斑。使用 MATLAB 读取测量得到的光斑图像的能量幅值分布图,如图 4 插图所示。用高斯分布近似拟合,取光斑幅值 $1/e$ 处的峰宽作为光斑直径 $2\omega_0$ ^[34]。根据不同距离处的光斑半径,得到图 4 中的拟合直线。定义拟合直线与 x 轴交点为封口窗片的焦点所在位置,拟合直线与 x 轴的夹角为光束的远场半发散角。

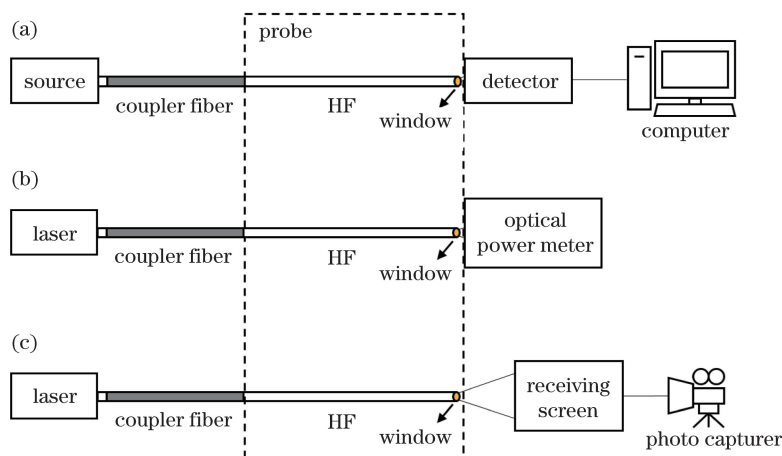


图 3 评价系统示意图。(a)损耗谱测量;(b)损耗测量;(c)光斑测量

Fig. 3 Diagrams of evaluation system. (a) Loss spectrum measurement; (b) loss measurement; (c) beam profile measurement

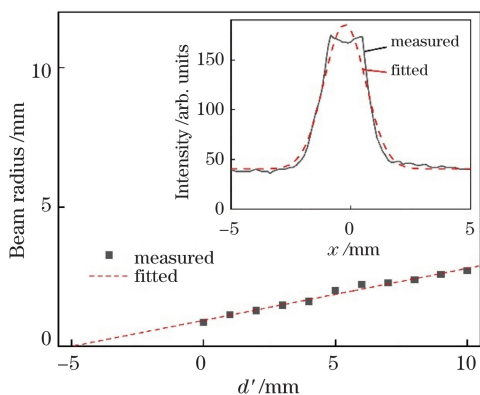


图 4 光斑半径与 d' 的关系

Fig. 4 Relationship between beam radius and d'

4 探针性能测试与分析

4.1 空芯光纤的传输特性

图 5 为长度为 1 m、内径为 1 mm 的空芯光纤

的传输损耗谱。图中实测值与仿真得到的理论值的干涉峰位置吻合,通过拟合得到介质膜膜厚为 415 nm。根据(1)式可知对应最低损耗传输波长为 5 μm 。损耗谱显示该空芯光纤在 5~10 μm 波段均具有较低的损耗。研究表明,采用 CO_2 激光器作为光源时空芯光纤损耗为 0.15~0.5 dB/m^[24]。

通过对光纤制备工艺的改善,能降低 Ag 及 AgI 光学薄膜表面的粗糙度,提高成膜的均一性,使得制备得到的空芯光纤在可见光区域存在低损耗传输波段。波长为 532 nm 和 665 nm 的半导体激光器测得的空芯光纤在可见光波段的弯曲损耗如图 6 所示。波长为 532 nm 和 665 nm 的直线传输损耗分别为 15 dB 和 10 dB。固定弯曲半径为 20 cm,改变光纤的弯曲角度,随着弯曲角度增大,传输损耗逐渐增大。激光器输入功率为 15.6 mW 时,光纤在弯曲 180°情况下输出功率为 2.1 μW ,能

看到明显的光斑,验证了可见光作为导航光的可能性,如图 6 插图所示。

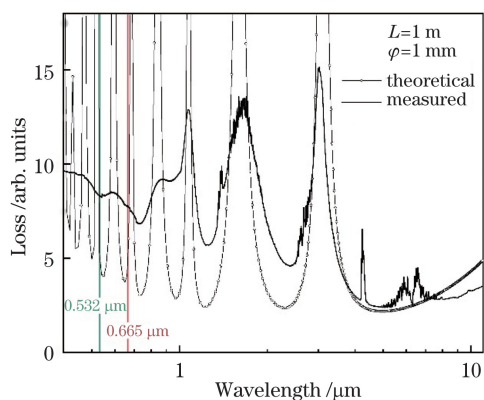


图 5 空芯光纤的损耗谱

Fig. 5 Loss spectra of hollow fiber

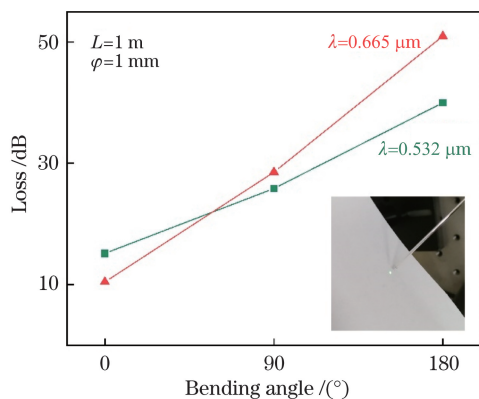


图 6 红色及绿色激光器下的弯曲损耗特性

Fig. 6 Bending loss properties of red and green lasers

4.2 探针的传输特性

采用 COP 材料对空芯光纤进行封口。图 7 为长度为 20 cm、内径为 0.7 mm 的未封口与已封口空芯光纤的传输损耗谱。插图图为 COP 材料的实测损耗谱,波长 4.3 μm 处为空气中 CO₂ 气体的吸收峰,波长 6~8 μm 处为水吸收峰,波长 3.4 μm 和 6.8 μm 处为 COP 材料的吸收峰。空芯光纤的介质膜厚为 420 nm,对应最低损耗传输波长为 5.11 μm。根据 (2) 式可得 COP 窗片在 5 μm 处的理论透射率为 92.1%,损耗为 0.36 dB。封口后, COP 材料的吸收峰清晰可见,空芯光纤的实测损耗在 5 μm 处增加了 0.86 dB,略高于理论值,是由于 COP 窗片的吸收损耗及粗糙表面引起了散射损耗。

表 1 为不同的封口工艺下 3 种形状封口窗片的附加损耗。双凹型的窗片附加损耗最大,是由于挥发成膜导致双凹透镜边缘较为粗糙,形成较多的散射。在双凹型的基础上二次封口,附加损耗较大,

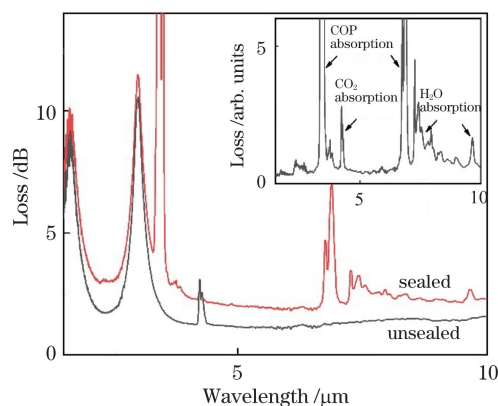


图 7 待封口与封口光纤的损耗谱

Fig. 7 Loss spectra of unsealed and sealed hollow fibers

为 3.37 dB,因为形成的凸起型窗片较厚,窗片的材料吸收损耗较大。平面型的窗片表面较为平坦,附加损耗较低。在凹凸型的基础上二次封口,由于液体的流动性,在凹凸型窗片中心形成的二次封口窗片较薄,吸收损耗较小,因此窗片的附加损耗仅为 1.42 dB。

表 1 封口光纤的附加损耗

Table 1 Additional attenuation of sealed fibers dB

Sealed shape	Primary sealing		Secondary sealing
	ID of 0.7 mm	ID of 1.0 mm	ID of 0.7 mm
Biconcave	1.09	1.09	3.37
Convex-concave	0.86	0.68	1.42
Plano		0.50	

将封口空芯光纤装入金属管内并固定后,制成图 1(a)所示的探针。表 2 为探针在波长 5.1 μm 处的传输损耗。测量采用波长为 5.1 μm 的量子级联激光器作为光源,封口窗片形状为双凹型和凸凹型的探针在 5.1 μm 处的传输损耗分别为 1.38 dB 和 1.55 dB。室温下浸水 1 h 后采用鼓风机干燥,测得损耗在 2 dB 以下。通过增加光源的输出功率,可以保证探针的输出功率。

表 2 探针在波长 5.1 μm 处的损耗

Table 2 Loss of bioprobe at 5.1 μm

Sealed shape	Loss /dB	
	Before immersing	After immersing
Biconcave	1.38	1.96
Convex-concave	1.55	1.80

表 3 为近几年不同结构的生物探针的性能对比。文献[6]采用密歇根型光电探针结构,其光纤芯径为 9 μm,波长为 1.31 μm 的系统传输效率为 22.1%。

表 3 不同结构的生物探针性能对比

Table 3 Comparison of performances of bioprobes with different structures

Structure	Core diameter / μm	Source			Efficiency /%	Reference
		Wavelength / μm	Energy /mW	Energy density / ($\text{mW}\cdot\text{mm}^{-2}$)		
Michigan-type	9	1.31	5		22.1	[6]
Side-firing optical fiber	200	0.54, 0.63		1-10		[7]
Microfiber bundles	8	0.45-0.49		5	41.9	[8]
HF within brass tube	700	5.00-10.00	95.1	247.1	72.8	This paper

文献[7]采用侧射光纤结构,利用芯径为 $200\ \mu\text{m}$ 的光纤向脑皮质下组织传输了波长为 $540\ \text{nm}$ 和 $630\ \text{nm}$ 的可见光。文献[8]采用光学微纤维束结构,利用 4500 根芯径为 $8\ \mu\text{m}$ 的光纤制备成高密度光纤束,采用波长为 $470\ \text{nm}$ 的可见光测得长度为 $420\ \text{mm}$ 的光纤束的损耗为 $(3.78 \pm 0.02)\ \text{dB}$ 。相较于其他结构,本文结构适用波长在中远红外区域,具有易于操作、光功率阈值高、传输效率高等特点。

4.3 封口窗片形状对光束的调控

图 8 为不同封口工艺条件下的封口窗片形状。利用透明玻璃毛细管进行不同封口工艺的重复实验,在显微镜下得到不同形状的封口窗片形状,右下角为窗片形状示意图。图 8(d)为基于双凹型窗片采用二次封口工艺制备得到的封口光纤。窗片由前置的凹透镜和后置的凸透镜两个部分组成。不同窗片形状对光束的调控作用不同。

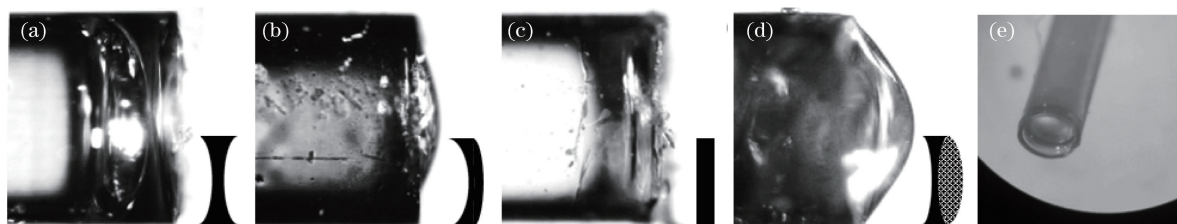


图 8 封口窗片的形状。(a)双凹型;(b)凸凹型;(c)平板型;(d)双凹型二次封口后;(e)显微镜下双凹型

Fig. 8 Shapes of sealed windows. (a) Biconcave shape; (b) convex-concave shape; (c) flat; (d) biconcave shape after secondary sealing; (e) biconcave shape under microscope

图 9 为封口光纤在距出射端 $40\ \text{mm}$ 范围内不同位置处获取的输出光斑。图 9(a)~(c)分别为未封口光纤、双凹型封口光纤和凸凹型封口光纤的输

出光斑。光斑半径随距出射端距离的增大而增大,双凹型和凸凹型窗片对光斑的发散程度不同。距出射端 $5\ \text{mm}$ 以内,光斑半径小于 $1.3\ \text{mm}$ 。双凹型窗

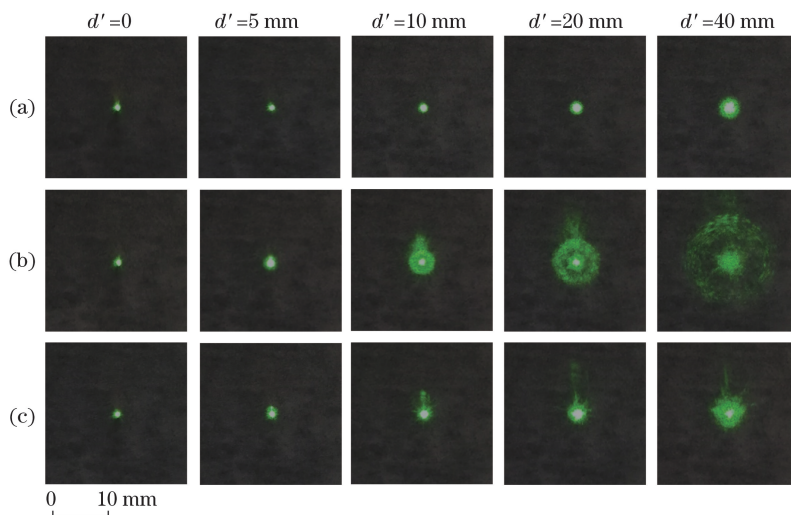


图 9 不同封口窗片形状的封口光纤的输出光斑。(a)未封口;(b)双凹型;(c)凸凹型

Fig. 9 Output spots of sealed fibers with different shapes of sealed window. (a) Unsealed; (b) biconcave; (c) convex-concave

片对光束的发散作用较大,距出射端 10 mm 时,光斑明显大于未封口光纤及凸凹型封口光纤,且由于窗片的边缘部分成膜较厚,如图 8(a)所示,绿光的透过率较低,呈现同心圆光斑。相对地,凸凹型窗片发散程度较小,距出射端 40 mm 时,光斑中心仍有明显的光能量集中点。

图 10 为基于不同形状窗片二次封口后的光纤在距出射端 10 mm 范围内以 1 mm 的间隔获取的

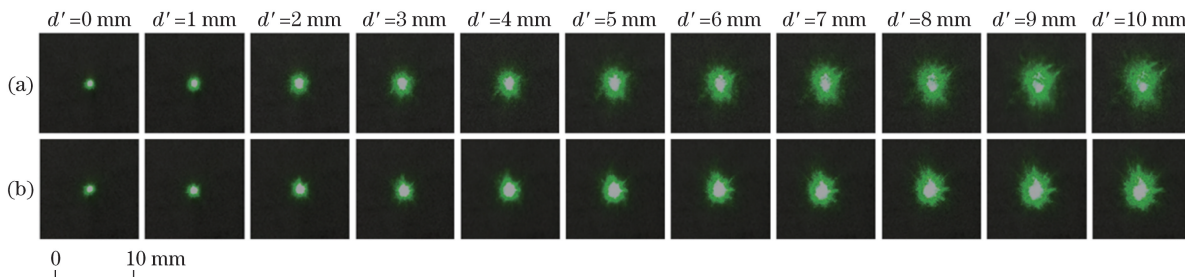


图 10 二次封口光纤的输出光斑。(a)基于双凹型封口光纤;(b)基于凸凹型封口光纤

Fig. 10 Output spots of secondary sealed fibers. (a) Sealed fiber based on biconcave shape; (b) sealed fiber based on convex-concave shape

根据 3.2 节光斑分析原理计算图 9 和图 10 的光斑半径,得到图 11 的光斑半径与 d' 的关系图,并通过拟合直线与 x 轴交点和夹角得到表 4 所示的一次和二次封口窗片的虚焦距及光束的远场半发散角。图 11(a)和 11(b)分别为一次和二次封口后的光斑半径与 d' 关系图。一次封口后,双凹型窗片对光束的发散作用较大,半发散角为 0.44 rad;凸凹型窗片对光束的发散作用很小,半发散角比未封口光纤的半发散角大 0.02 rad,可见形成的凸凹型窗片厚度较为均匀。多次实验表明该制备工艺具有较高的稳定性。二次封口后,基于双凹型的二次封口光纤对已发散光束有一定的聚焦作用,半发散角减小了 0.28 rad;基于凸凹型的二次封口光纤对光束的发散程度增大,半发散角增大了 0.11 rad。二次封口工艺所制备的封口光纤具有相近的焦距及远场半发散角,可见通过二次封口工艺,可以进一步调控探针的光束发散特性。

输出光斑。图 10(a)和 10(b)分别是基于双凹型和凸凹型封口光纤,采用质量分数为 5% 的 COP 溶液二次封口后得到的输出光斑。基于凸凹型的二次封口光纤在距出射端 4 mm 处,光能量中心面积明显较前者大;在距出射端 10 mm 处,光能量中心形状仍较为稳定。与图 9(b)~(c)相比,在经过二次封口工艺后,两者在 10 mm 处光斑大小相近,对光束具有相似的调控作用。

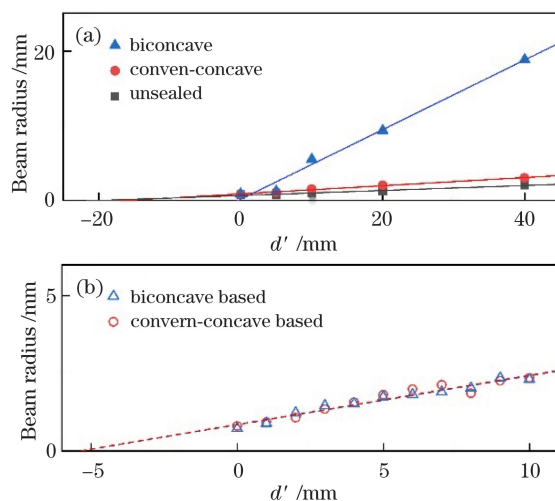


图 11 封口光纤输出光斑半径与 d' 的关系。

(a)一次封口;(b)二次封口

Fig. 11 Relationship between beam radius and d' of sealed fibers. (a) Primary sealing; (b) secondary sealing

表 4 封口窗片的焦距及远场半发散角

Table 4 Focal length and far-field half divergence angle of sealed window

Sealed shape	Primary sealing		Secondary sealing	
	Focal length /mm	Divergence angle /rad	Focal length /mm	Divergence angle /rad
Biconcave	-0.35	0.44	-5.38	0.16
Convex-concave	-16.14	0.05	-5.43	0.16
Unsealed	-19.75	0.03		

5 结 论

设计并制备了一种可用于生物医学的生物探针。该探针外层为长度为 20 cm 的黄铜管,具有良导体特性,电阻约为 0.6 Ω ;尖端大小为 20 μm ,可用于局部电刺激;黄铜管内部装入红外光低损耗通道,构成光电生物探针。通过理论仿真和实验验证,探针在波长 5~10 μm 范围内具有低损耗传输特性。制备得到的生物探针在红外波长 5.1 μm 处传输损耗为 1.38 dB,能够同时满足长距离红外光低损耗和导航光传输的需求。空芯光纤具有较高的功率阈值,其传输损耗也可通过增加光源的功率来弥补。使用有机材料 COP 密封红外空芯光纤出射端。通过控制一次或二次封口工艺,稳定地实现了多种封口窗片形状,光束的远场半发散角在 0.03~0.44 rad 范围内可调控。在距出射端 5 mm 处,形成的光斑限制在半径 2 mm 的范围内,该性能满足生物医学实验中对探针水密封和性能稳定的要求,也为光束形状提供了更多的选择,具有广阔的应用前景。

参 考 文 献

- [1] Zhang W D, Li X, Bai J H, *et al.* Generation and application of fiber-based structured light field [J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(1): 0126003.
张文定, 李鑫, 白家浩, 等. 光纤结构光场产生及应用 [J]. *光学学报*, 2019, 39(1): 0126003.
- [2] Li R F, Shi K B. High spatiotemporal imaging based on optical field engineering [J]. *Acta Optica Sinica*, 2019, 39(1): 0126010.
李润丰, 施可彬. 基于光场调控的高时空分辨率光学成像 [J]. *光学学报*, 2019, 39(1): 0126010.
- [3] Alt M T, Fiedler E, Rudmann L, *et al.* Let there be light: optoprobes for neural implants [J]. *Proceedings of the IEEE*, 2017, 105(1): 101-138.
- [4] Iwai K, Hongo A, Takaku H, *et al.* Fabrication and transmission characteristics of infrared hollow fiber based on silver-clad stainless steel pipes [J]. *Applied Optics*, 2009, 48(32): 6207-6212.
- [5] Iwai K, Takaku H, Miyagi M, *et al.* Fabrication of shatter-proof metal hollow-core optical fibers for endoscopic mid-infrared laser applications [J]. *Fibers*, 2018, 6(2): 24.
- [6] Kiss M, Földesy P, Fekete Z. Optimization of a Michigan-type silicon microprobe for infrared neural stimulation [J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2016, 224: 676-682.
- [7] Castonguay A, Thomas S, Lesage F, *et al.* Optogenetic tools for confined stimulation in deep brain structures [M] // Kianianmomeni A. *Optogenetics. Methods in molecular biology*. New York, NY: Humana Press, 2016, 1408: 267-279.
- [8] Perkins L N, Semu D, Shen J, *et al.* High-density microfibers as a potential optical interface to reach deep brain regions [J]. *Journal of Neural Engineering*, 2018, 15(6): 066002.
- [9] Chamanzar M, Garfield D J, Iafrazi J, *et al.* Upconverting nanoparticle micro-lightbulbs designed for deep tissue optical stimulation and imaging [J]. *Biomedical Optics Express*, 2018, 9(9): 4359-4371.
- [10] Zhao Y, Liu C B, Liu Z X, *et al.* Wirelessly operated, implantable optoelectronic probes for optogenetics in freely moving animals [J]. *IEEE Transactions on Electron Devices*, 2019, 66(1): 785-792.
- [11] Yu S Y, Chiu J H, Yang S D, *et al.* Biological effect of far-infrared therapy on increasing skin microcirculation in rats [J]. *Photodermatology, Photoimmunology and Photomedicine*, 2006, 22(2): 78-86.
- [12] Jeong Y M, Cheng X W, Lee S, *et al.* Preconditioning with far-infrared irradiation enhances proliferation, cell survival, and migration of rat bone marrow-derived stem cells via CXCR4-ERK pathways [J]. *Scientific Reports*, 2017, 7: 13718.
- [13] Chen C H, Chen T H, Wu M Y, *et al.* Far-infrared protects vascular endothelial cells from advanced glycation end products-induced injury via PLZF-mediated autophagy in diabetic mice [J]. *Scientific Reports*, 2017, 7: 40442.
- [14] Wang J L, Lin Y C, Young T H, *et al.* Far-infrared ray radiation promotes neurite outgrowth of neuron-like PC12 cells through AKT1 signaling [J]. *Journal of the Formosan Medical Association*, 2019, 118(2): 600-610.
- [15] Chiang I, Pu Y, Young T. P-46-photomodulation and protective effects of far infrared irradiation to cultivation of renal proximal tubule cell [J]. *European Urology Supplements*, 2018, 17(10): e2546.
- [16] Li K, Zhang Z, Liu N F, *et al.* Efficacy and safety of far infrared radiation in lymphedema treatment: clinical evaluation and laboratory analysis [J]. *Lasers in Medical Science*, 2017, 32(3): 485-494.
- [17] Li K, Zhang Z, Liu N F, *et al.* Far-infrared radiation thermotherapy improves tissue fibrosis in chronic extremity lymphedema [J]. *Lymphatic Research and Biology*, 2018, 16(3): 248-257.
- [18] Chen C F, Chen F A, Tan A C, *et al.* Far-infrared therapy improves ankle brachial index in hemodialysis patients with peripheral artery disease [J]. *Heart and Vessels*, 2019, 34(3): 435-441.
- [19] Tan Z, Liao C R, Liu S, *et al.* Simultaneous

- measurement sensors of temperature and strain based on hollow core fiber and fiber Bragg grating[J]. *Acta Optica Sinica*, 2018, 38(12): 1206007.
- 谭展, 廖常锐, 刘申, 等. 基于空芯光纤和光纤布拉格光栅的温度应变同时测量传感器[J]. *光学学报*, 2018, 38(12): 1206007.
- [20] Lin H, Zhang X, Zhu X S, *et al.* Refractive index sensor based on hollow optical fiber with metal-dielectric-metal multilayered films structure[J]. *Acta Optica Sinica*, 2018, 38(6): 0606006.
- 林华, 张娴, 朱晓松, 等. 基于金属-介质-金属多层膜结构的空芯光纤折射率传感器[J]. *光学学报*, 2018, 38(6): 0606006.
- [21] Garmire E, McMahon T, Bass M. Low-loss optical transmission through bent hollow metal waveguides [J]. *Applied Physics Letters*, 1977, 31(2): 92-94.
- [22] Zeng X, Liu B H, He Y J, *et al.* Fabrication and characterization of AgI/Ag hollow fibers for near-infrared lasers [J]. *Optics & Laser Technology*, 2013, 49: 209-212.
- [23] George R, Harrington J A. Infrared transmissive, hollow plastic waveguides with inner Ag-AgI coatings [J]. *Applied Optics*, 2005, 44(30): 6449-6455.
- [24] Hongo A, Sato S, Hattori A, *et al.* AgI-coated silver-clad stainless steel hollow waveguides for infrared lightwave transmission and their applications [J]. *Applied Optics*, 2012, 51(1): 1-7.
- [25] Liu B H, Jiang Y X, Zhu X S, *et al.* Hollow fiber surface plasmon resonance sensor for the detection of liquid with high refractive index[J]. *Optics Express*, 2013, 21(26): 32349-32357.
- [26] Alaluf M, Dror J, Croitoru N I. Plastic hollow waveguides as transmitters and filters in mid-IR radiation[J]. *Proceedings of SPIE*, 1992, 1591: 146-151.
- [27] Matsuura Y, Saito M, Miyagi M, *et al.* Loss characteristics of circular hollow waveguides for incoherent infrared light[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 1989, 6(3): 423-427.
- [28] Miyagi M, Kawakami S. Design theory of dielectric-coated circular metallic waveguides for infrared transmission[J]. *Journal of Lightwave Technology*, 1984, 2(2): 116-126.
- [29] Tang J F, Gu P F, Liu X, *et al.* Modern optical thin film technology[M]. Hangzhou: Zhejiang University Press, 2006.
- 唐晋发, 顾培夫, 刘旭, 等. 现代光学薄膜技术[M]. 杭州: 浙江大学出版社, 2006.
- [30] Sui K R, Shi Y W, Tang X L, *et al.* Optical properties of AgI/Ag infrared hollow fiber in the visible wavelength region[J]. *Optics Letters*, 2008, 33(4): 318-320.
- [31] Shi Y W, Ito K, Ma L, *et al.* Fabrication of a polymer-coated silver hollow optical fiber with high performance[J]. *Applied Optics*, 2006, 45 (26): 6736-6740.
- [32] Washburn E W. The dynamics of capillary flow[J]. *Physical Review*, 1921, 17(3): 273-283.
- [33] Deegan R D, Bakajin O, Dupont T F, *et al.* Capillary flow as the cause of ring stains from dried liquid drops[J]. *Nature*, 1997, 389(6653): 827-829.
- [34] Zhou B K, Gao Y Z, Chen T R, *et al.* The principle of laser[M]. 6th ed. Beijing: National Defense Industry Press, 2009.
- 周炳琨, 高以智, 陈侗嵘, 等. 激光原理[M]. 6版. 北京: 国防工业出版社, 2009.