

引用本文:卢叶平,于洋,张振荣,等.基于MMI的光纤光热探针设计与实验研究[J].光通信技术,2026,50(2):26-33.

基于MMI的光纤光热探针设计与实验研究

卢叶平^{1,2},于洋²,张振荣^{1*},刘婧¹,王冬迎³,李洁¹,何绮宁¹,农恒昌¹

(1.广西大学计算机与电子信息学院,南宁530004;

2.国防科技大学理学院,长沙410073;3.国防科技大学气象与海洋学院,长沙410073)

摘要:为克服常规光纤照射光热材料局部过热引起的性能劣化,并满足肿瘤精准热疗对局部热效应的需求,提出一种基于多模干涉(MMI)的光纤光热探针(FOPP)。该探针采用MMI耦合器实现分光功能,通过高导热性的聚二甲基硅氧烷(PDMS)-石墨烯聚合物复合材料构建热传导通道,有效提升热扩散效率。实验结果表明:所制备1 mm栅区布喇格光纤光栅的温度灵敏度约为10.4~10.45 pm/°C,具备极佳的线性度($R^2 > 0.9995$)。FOPP在低于100 mW低功率激光作用下,成功实现了离体肝脏组织的动态测温,实测最高温度为51.4 °C,有效覆盖热疗安全温区42~48 °C。

关键词:精准热疗;光纤光热探针;多模干涉耦合器;聚合物复合材料

中图分类号:TN256 文献标志码:A 文章编号:1002-5561(2026)02-0026-08

DOI:10.13921/j.cnki.issn1002-5561.2026.02.005

Design and experimental study of fiber-optic photothermal probe based on MMI

LU Yeping^{1,2}, YU Yang², ZHANG Zhenrong^{1*}, LIU Qiang¹,

WANG Dongying³, LI Jie¹, HE Qining¹, NONG Hengchang¹

(1. School of Computer, Electronic and Information, Guangxi University, Nanning 530004, China;

2. College of Sciences, National University of Defense Technology, Changsha 410073, China;

3. College of Meteorology and Oceanology, National University of Defense Technology, Changsha 410073, China)

Abstract: To overcome the performance degradation caused by localized overheating of photothermal materials under conventional fiber irradiation, and to meet the requirements for precise thermal effects in tumor photothermal therapy, a fiber-optic photothermal probe (FOPP) based on multimode interference (MMI) is proposed. The probe employs an MMI coupler for light-splitting functionality and utilizes a highly thermally conductive polydimethylsiloxane (PDMS)-graphene polymer composite to construct a heat conduction channel, effectively enhancing thermal diffusion efficiency. Experimental results show that the temperature sensitivity of the fabricated fiber Bragg grating with a 1 mm grating region is approximately 10.4~10.45 pm/°C, exhibiting excellent linearity ($R^2 > 0.9995$). Under low-power laser irradiation below 100 mW, the fiber-optic Fabry-Perot probe (FOPP) successfully achieved dynamic temperature measurement in ex vivo liver tissue, with a measured maximum temperature of 51.4 °C, effectively covering the hyperthermia safe temperature range of 42~48 °C.

Key words: precision heat therapy, fiber-optic photothermal probe, multimode interference coupler, polymer composite material

0 引言

癌症是严重威胁人类健康的重大疾病。最新研

收稿日期:2025-03-03。

基金项目:国家自然科学基金项目(62365001)资助。

作者简介:卢叶平(1994—),女,硕士研究生,现就读于广西大学计算机与电子信息学院,主要研究方向为多功能光纤光热探针、光纤生物传感。参与了光纤成像、柔性可穿戴机械手传感等研究工作。

*通信作者:张振荣(1976—),男,博士,教授,主要研究方向为光纤通信与光网络、光电子与光传感。



究数据表明,与2022年相比,2050年全球癌症病例预计将增加76.6%,死亡人数将增加89.7%^[1]。目前,临床常用的放疗、化疗和手术等治疗方法,普遍存在对人体伤害大、副作用明显等局限。光热疗法(PTT)^[2-3]凭借其高选择性和非侵入性等显著优势,为癌症治疗提供了新的思路。

PTT是一种利用光辐射引发热效应的肿瘤治疗方法,它通过产生略高于细胞毒性水平的温度(例如,高于41^{°C})来杀死肿瘤细胞^[5-6]。当前,大多数的PTT方法依赖内源性发色团(如水、血液或黑色素)光热效应

来产生局部加热,其面临的最大挑战在于光的组织穿透深度有限和因组织差异而引起的光热转换效率难以控制。此外,应对低吸收组织的PTT通常需要采用高功率激光(大于1 W的输出功率),这会对周围正常组织带来损伤^[7-8]。以金属或碳纳米颗粒等纳米材料为代表的外源性发色团凭借着高光学吸收能力而成为内源性发色团吸收的一种不错的替代方案并取得令人鼓舞的进步^[9-11]。然而,纳米材料在光热治疗中的应用仍面临挑战。一方面,其存在靶向性不完全和作用不可控等问题,限制了治疗效果;另一方面,当前对其在人体内的作用机制缺乏清晰认知,引发了对其生物安全性的担忧^[12]。

光纤因其高效、精准的能量传输能力,已成为PTT中不可或缺的工具,尤其适用于深部或无法手术的肿瘤治疗^[13]。光纤能够将激光能量几乎无损地传输至目标组织,实现能量的高效利用。目前,研究人员在光纤辅助PTT肿瘤治疗方面已取得系列进展。例如,采用特殊材质或双包层大直径光纤(直径约400 μm),并结合尖端侧表面微结构化处理,可使光纤承载更高激光功率并实现均匀加热^[14-16]。另一种策略是利用光在非辐射跃迁过程中的放热特性,通过980 nm激光照射掺稀土元素的光纤纤芯,获得具有自加热特性的光纤。该光纤可通过热传导方式提高周围组织温度,实现非激光直接照射的肿瘤热疗,在降低肿瘤热化风险的同时提升了治疗的精准性与安全性^[17-18]。然而,上述方法面临两方面的不足:一是掺稀土光纤的成本较高,二是其光热效应的可控性仍需进一步改善。为此,Alex H^[19]等人采用多模光纤与聚合物复合材料(二甲基硅氧烷掺杂碳纳米粉末)制备了一种低功率可控光纤光热探针(FOPP),用于肿瘤治疗。然而,后续研究表明^[20],该探针在光纤照射聚二甲基硅氧烷(PDMS)-碳纳米颗粒膜时,热量高度局部化,易损坏基质性能。基于上述背景,本文设计一种基于多模干涉(MMI)的FOPP,旨在解决传统方法中的局部过热与温控难题,并通过实验验证其在低功率下的热疗性能。

1 FOPP结构与聚合物复合材料制备

1.1 FOPP结构及制备过程

本文提出的FOPP结构如图1所示。该探针将MMI集成于预先填充聚合物复合材料的5号医用一次性输液针内(针头长为37.5 mm,外径为0.5 mm,内径为0.3 mm),有效提升整体机械强度。装配时,光纤端面与输液针头的P点对齐,所制备的探针可实现即插

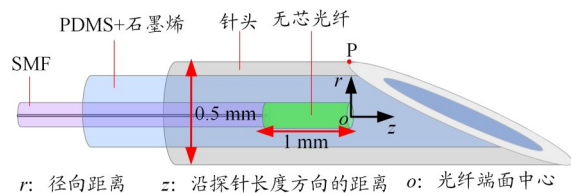


图1 FOPP结构图

即用。其中,MMI用于分光并激发复合材料产生光热效应。

FOPP的具体制备流程如下:1)光纤熔接。将端面切平的单模光纤(SMF)与无芯光纤(长度为1 mm)进行熔接,熔接损耗控制在0.2 dB以内。熔接前使用游标卡尺测量裸纤长度并做好标记。2)光纤切割。将无芯光纤端面切平,并保留预设长度的无芯光纤段,长度误差控制在 ± 0.01 mm以内。3)针头预处理。将聚合物复合材料(PDMS-石墨烯)注入5号医用注射针头中。4)光纤插入。将做好标记的光纤插入注射针头的指定位置,并清洁针头表面残余的复合材料,以获得相对平整和稳定的样品。5)加热固化。将制备好的探针在80 $^{\circ}\text{C}$ 的温度下加热固化120 min,即完成光热探针的制备。

1.2 MMI结构设计

相关研究表明^[20],光纤照射PDMS-碳纳米颗粒膜热量是高度局部化的。若采用SMF传输光,则能量会集中在纤芯,极易破坏基质材料。本文通过SMF拼接无芯光纤形成MMI,光在无芯光纤中由于发生多模干涉,实现光束扩展,可降低光功率密度。为筛选最优无芯光纤长度,本文使用COMSOL软件仿真分析了长度为1 mm的SMF(纤芯折射率为1.448)、SMF包层与长度为8 mm的无芯光纤(折射率为1.444)熔接后的二维光场分布,结果如图2所示。由图可见,光场从直径10 μm 的纤芯区域扩展至约125 μm ,显著增大了光与材料的相互作用面积,并降低了局部光功率密度。此

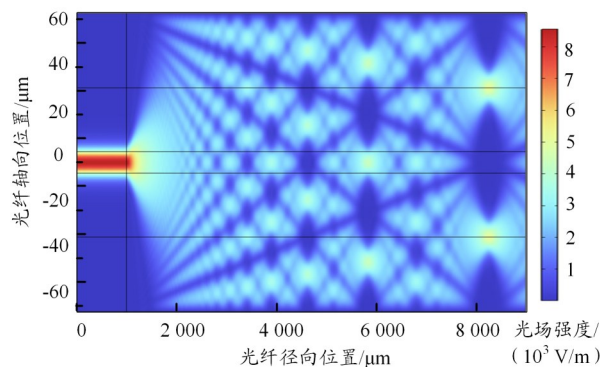


图2 1 mm SMF与1 mm无芯光纤熔接后的二维光场分布

卢叶平,于洋,张振荣,等:基于MMI的光纤光热探针设计与实验研究

外,随着无芯光纤长度的增加,光与材料的作用面积进一步扩大。这一特性在肿瘤热治疗中具有重要应用价值:通过调控无芯光纤的熔接长度,可以灵活调整加热范围,从而满足不同尺寸肿瘤的治疗需求。基于此,本文选用长约1 mm的无芯光纤进行实验验证,以评估其加热性能与治疗效果。

基于以上分析可知,MMI结构可实现光束扩展功能,将纤芯中的光扩展至整个光纤端面 and 侧面,降低光功率密度,避免在光热转换过程中,局部过热而破坏基质材料性能,影响热疗效果。

1.3 聚合物复合材料制备

探针的加热功能依赖于聚合物复合材料。聚合物虽具有成本低、易成型等优点,但导热性较差。根据混合模型,在聚合物基体中掺入高导热填料,可有效提升复合材料的整体热导率^[21]。石墨烯是目前热导率最高的纳米材料之一,单层石墨烯在室温下的热导率可达3 000~5 000 W/(m·K),远优于多层石墨烯^[22]。

本文将单层石墨烯与PDMS混合,制备高导热聚合物复合材料。参照文献[23]的方法,按0.5%的质量浓度将石墨烯粉体加入PDMS中,磁力搅拌5 min后,按1:10的比例加入固化剂,充分搅拌并脱气处理。所制备的复合材料在300 °C下的热导率为5.992 W/(m·K),比热容为1.95 J/(g·K),热导率较纯PDMS提升约37倍^[24]。此外,石墨烯-PDMS复合材料具有良好的生物相容性,应用于生物组织时无毒副作用^[25-26]。该复合材料的光热效应源于石墨烯的光吸收能力。以宽带光源作为泵浦源^[27],光能经MMI传输至复合材料内部,可实现高效光热转换。实验表明,毫瓦级光功率即可使探针表面温度升至百摄氏度以上,且温度随光功率线性增加,便于通过调节激光功率实现对温度的精确控制。

2 发热模拟

在实验前,本文首先使用COMSOL软件进行数值模拟,以评估FOPP的热学特性,重点关注探针周围的温度分布及其辐射范围。由于探针在不同目标组织(周围介质)中的热特性存在差异,因此通过数值模拟获取目标点的温度读数,并将其与实验测量值进行对比,可建立两者之间的关系,从而预测探针在任意介质中的热响应特性。模拟仿真采用图1中的FOPP结构,仿真过程中所使用的参数如表1所示。

实验中使用的探针几何模型按照实际结构尺寸大小进行模拟仿真,直径为0.5 mm,总长为16 mm。将

表1 仿真过程中所使用的参数

材料	热导率/ [W/(m·K)]	恒压热容/ [J/(kg·K)]	密度/ (kg/m ³)
空气	0.026	1 015.375	1.179
针头	16	500	8 000
PDMS+石墨烯	5.992	1.716 6	1 200
光纤	5.040	998.117	2 219.023

其置于尺寸为24 mm×24 mm×24 mm的方框内,其空间域作为耗散介质,探针与周围空气介质之间通过对流换热进行热交换,热源则以热耗率的形式表示。对于由SMF与1 mm无芯光纤熔接而成的MMI结构,其光能量主要分布在光纤端面区域。基于此,在仿真建模中可将SMF和MMI的热源分别简化为直径为10 μm和125 μm的面热源。

由于材料的比热容和导热系数均随温度变化而动态调整,因此数值模拟中采用的参数需依据实验测量结果进行优化,以确保计算的合理性。在后续展示的数值模拟结果中,为提高数据的稳定性和代表性,采用温度平均值作为测试探点的温度表征,这一方法可有效降低局部温度波动对结果的影响。

以空气作为探针周围的耗散介质,初始温度与环境温度均设为299.15 K,传热系数取25 W/(m²·K)。当输出功率为100 mW、加热时间为300 s时,SMF与无芯光纤的中心及表面温度随时间的变化关系如图3所示。可以看出,SMF与无芯光纤的表面温度差异较小(<1 °C),但其内部中心温度存在显著差距。为了进一步解析探针的温度分布特性,提取了SMF和无芯光纤端面切面温度分布图,如图4所示。在SMF中,光能主要集中于纤芯区域,使其中心最高温度达到928 °C;相比之下,无芯光纤的光能分布更为均匀,最高温度约为

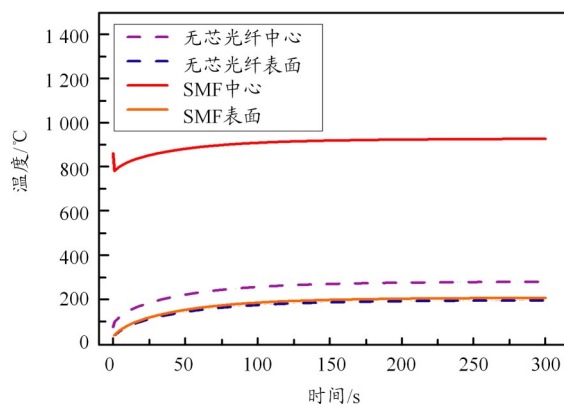
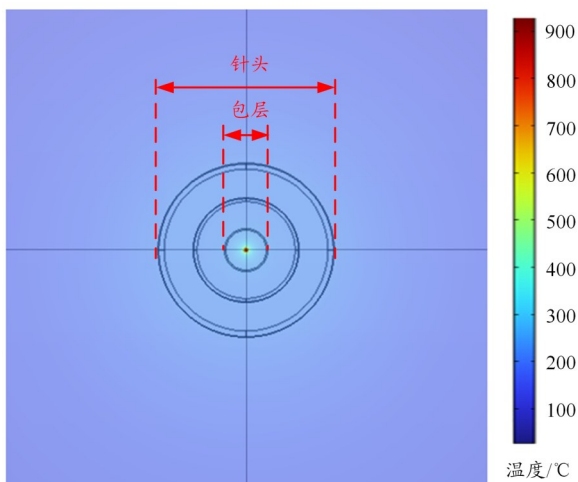
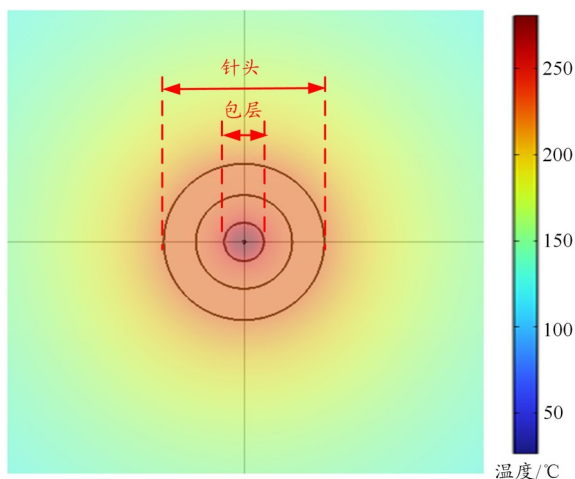


图3 SMF与无芯光纤的中心及表面温度随时间的变化关系



(a) SMF 端面温度分布



(b) 无芯光纤端面温度分布

图4 100 mW输出功率下,不同光纤端面切面温度分布

281 °C。这一现象表明,无芯光纤可有效降低局部过热效应,从而改善探针的热稳定性。根据碳纳米颗粒与PDMS复合材料的相关研究,PDMS在约300 °C时会发生热降解,从而影响其物理性能^[28-29]。因此,所研制的FOPP在输出功率低于100 mW的条件下可保持良好的使用性能。进一步地,本文得到了不同输出功率P下无芯光纤表面温度随时间的变化曲线,如图5所示。可以看出,探针表面温度随激光输出功率的升高而升高,且温度随时间呈近似线性变化;通过调节激光输出功率,可实现对探针表面温度的精准控制。

3 热疗性能实验研究

3.1 温度监控装置

本文实验采用的温度监控与加热系统由以下主要设备构成:宽带光源(C+L波段,输出波长为1 528~

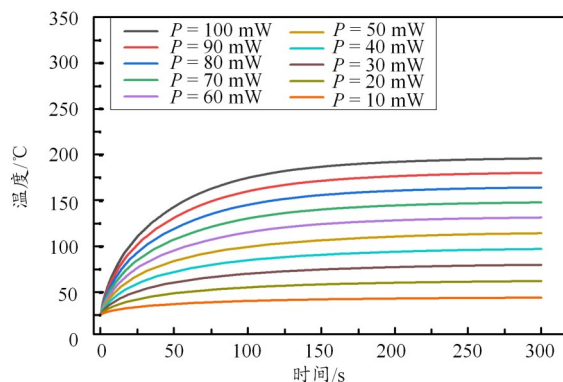


图5 不同输出功率下,无芯光纤表面温度随时间的变化曲线

1 620 nm,功率为10~100 mW)、光纤光栅解调仪(Optical Sensing Interrogator,型号为TV125)及红外热成像仪(高德PS610,分辨率为640×480像素,像元尺寸为17 μm),系统整体结构如图6所示。在该系统中,激光由宽带光源输出,经内置MMI结构的FOPP传导并激发光热效应。光热材料吸收光能后产生热量,使探针周围温度升高。为实现温度实时监测,系统采用高灵敏度光纤布喇格光栅(FBG)作为传感单元;温度变化会引起FBG波长漂移,该信号由光纤光栅解调仪采集与处理,最终完成FOPP周围温度的实时监测与记录。



图6 探针温度监控装置图

为实现高精度的温度监测,本文采用中心波长约为1 550 nm的FBG。相较于栅区长度约10 mm的传统FBG,较长栅区会削弱其对微小温度变化的探测能力。针对这一问题,本文利用二氧化碳掩模板刻写技术,成功制备出栅区长度约为1 mm的短栅区FBG,从而显著提升了探针对局部温度的分辨能力。

实验在室温、常压环境下进行,可忽略应力对波长漂移的影响。实验测试表明,所采用的短栅区FBG温度灵敏度约为10.40~10.45 pm/°C,线性拟合决定系数 $R^2 > 0.999 5$,与标准10 mm栅区FBG的灵敏度(约10 pm/°C)基本一致。此外,所用FBG的带宽约为0.95 nm,反射率约为50%,结合寻峰算法进行波长解调,解调准确率高达100%。上述结果表明,本文所采用的FBG及其测量方法是有效且可靠的。

卢叶平,于洋,张振荣,等:基于MMI的光纤光热探针设计与实验研究

3.2 FOPP 热疗性能实验研究

3.2.1 表面温度标定与测量准确性验证

利用FBG实现探针表面温度监测的核心在于FBG放置位置的精确控制。为此,本文采用光纤夹具将FBG栅区中心对准P点,并使用紫外胶将栅区邻近区域与探针固定,以确保测量过程的稳定性及结果的可重复性。

为验证FBG测温结果的准确性,本文采用红外热成像仪(测量精度为 $\pm 2^{\circ}\text{C}$,配备微距镜头,空间分辨率为 $60.7\ \mu\text{m}$)在相同实验条件下进行对比测量,所得结果如图7所示。可以看出,当输出功率为10~60 mW时,FBG与红外热成像仪读数存在微小偏差,这是由于FBG测量的是栅区范围内的平均温度,而红外热成像仪测量的是探针表面最高温度。当输出功率高于60 mW时,两者读数趋于一致。

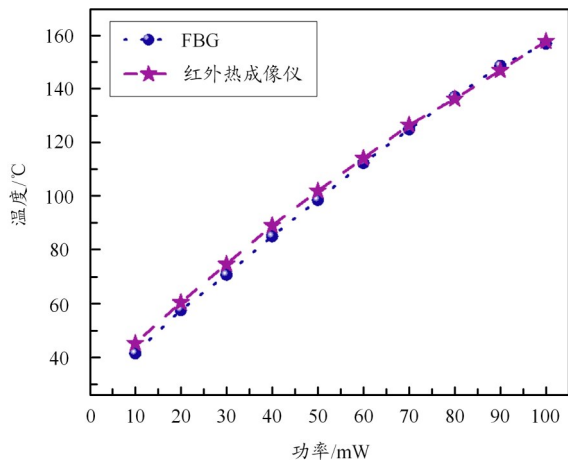


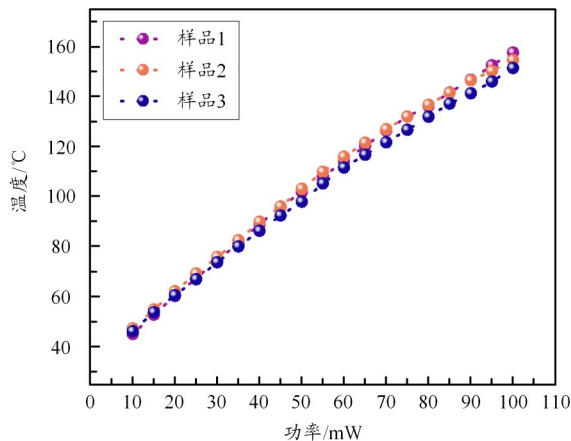
图7 空气中探针表面温度随激光输出功率的变化关系

3.2.2 可重复性与样品一致性分析

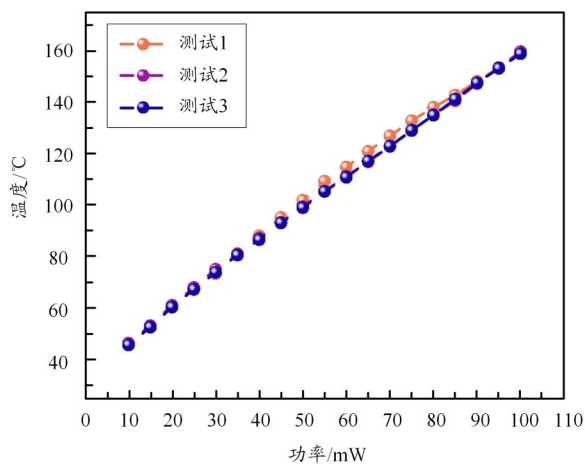
为评估FOPP的温度响应一致性,分别对无芯光纤长度为1.10、1.08、0.99 mm的3个样品进行测试,其表面温度随输出功率的变化关系如图8(a)所示。可以看出,不同样品的温度分布存在微小差异,在100 mW功率下最大温差为 6.2°C 。该差异主要归因于无芯光纤长度、其在探针内部的相对位置以及复合材料的光吸收能力。尽管如此,FOPP仍展现出良好的整体可重复性。为进一步验证,对同一样品开展了3次功率升-降循环实验(步长5 mW,每次调整后稳定1 min),结果如图8(b)所示。可以看出,3次测试中表面温度偏差较小,充分证明了FOPP具备优良的重复性与稳定性,为其在热疗中的可靠应用奠定了实验基础。

3.2.3 温度空间分布特性与热疗效能验证

探针周围温度的空间分布对光热治疗的效果与



(a) 熔不同无芯光纤长度 FOPP 样品输出功率与表面温度关系



(b) 同一样品3次功率循环测试输出功率与表面温度关系

图8 FOPP可重复性与样品一致性测试

安全性具有重要影响。为表征FOPP的基本热学性能,在室温为 $25\sim 27^{\circ}\text{C}$ 空气条件下对其周围温度场进行了测试,FBG测温点布局如图9所示。其中,探点1固定于FOPP表面(紧邻加热区域),探点2~13沿探针轴向依次排布,与探点1的轴向间距分别为1 mm,

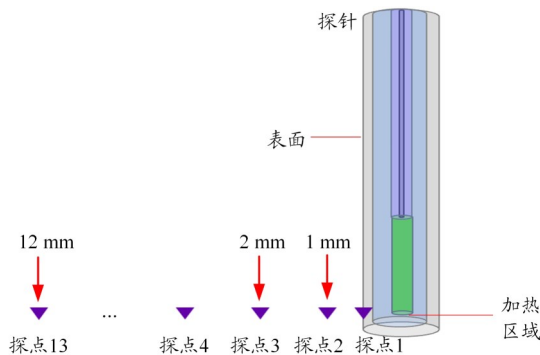
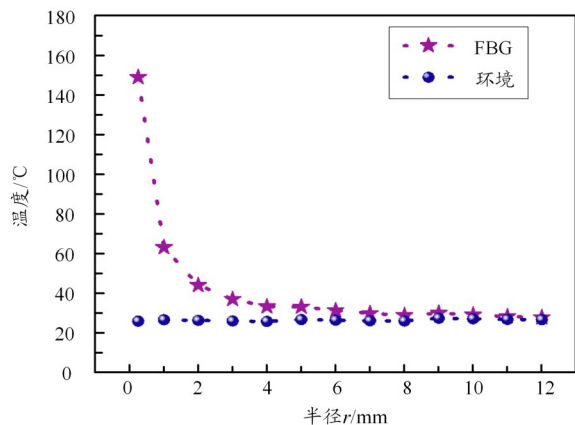


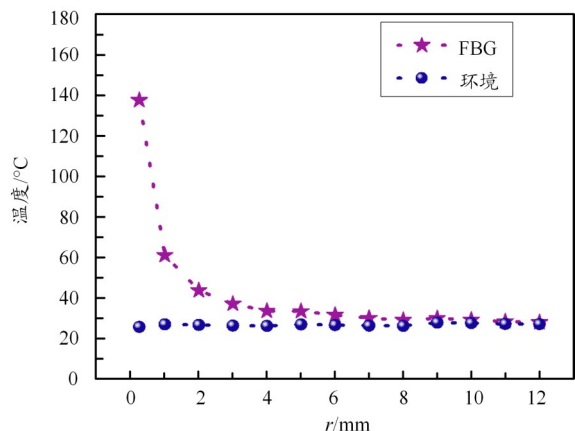
图9 FOPP轴向FBG测温点布局示意图

2 mm, ..., 12 mm。所有FBG栅区中心对齐,以保证测温数据的有效性与可靠性。

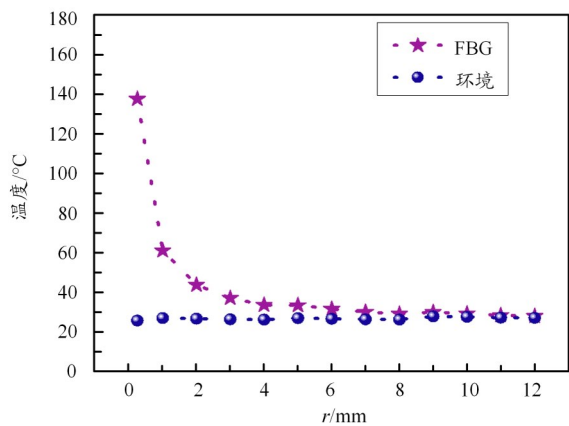
基于3.2.1节中功率为60~100 mW时探针表面均匀受热的研究结果,本文选择70~100 mW的功率区间开展温度分布测试,结果如图10所示。可以看出,FOPP表面温度随 r 增加呈指数衰减规律:在 $r < 1$ mm区域内温度急剧下降,此后温差逐渐减小;当 $r > 5$ mm



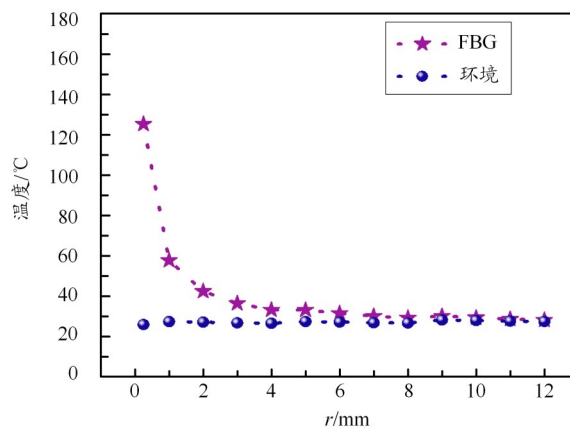
(a) $P = 100$ mW



(b) $P = 90$ mW



(c) $P = 80$ mW

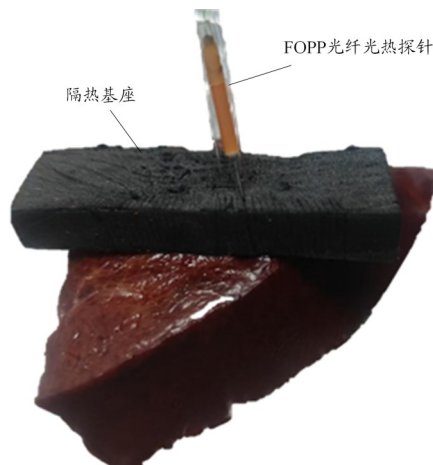


(d) $P = 70$ mW

图10 不同激光功率下,FOPP径向温度分布

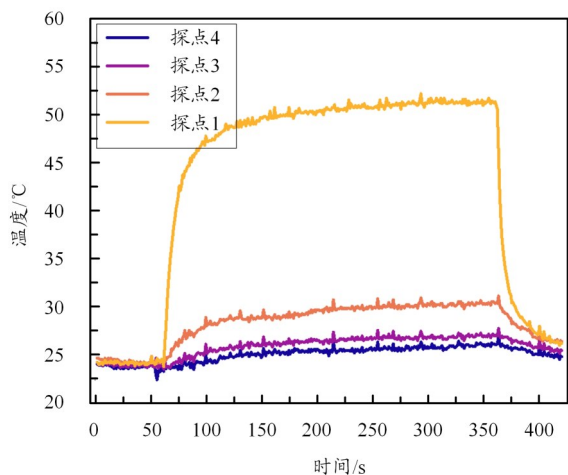
时,相邻探点温差低于 1°C 。以 41°C 作为热疗最低有效温度标准,有效热疗区域随输出功率增加而扩大。该结果表明,通过调节输出功率可有效控制单次热疗的加热范围,有利于提升治疗效率。

为贴近临床实际应用场景,本文采用离体动物肝脏组织开展验证实验,组织实验图如图11(a)所示。FOPP与FBG传感器按图9布局插入组织并校准。实验在100 mW输出功率下进行:激光器于1 min时开启,持续加热5 min后关闭,记录7 min内FOPP表面温度变化,结果如图11(b)所示。可以看出,探点1(最靠近热源)在激光开启后快速升温,仅15 s(75 s时刻)即达到 41°C 的肿瘤热疗阈值,随后进入平稳上升阶段,加热结束前(360 s)最高温度达 51.4°C ;探点2~4随与热源距离增加,升温速率、峰值温度依次递减,整体呈现出显著的热累积与热传导衰减效应。实验结果表明:该探针在 ≤ 100 mW的输出功率下,可稳定实现 $42\sim 48^{\circ}\text{C}$ 的肿瘤热疗目标温度区间,满足临床热疗的



(a) 离体动物肝脏组织实验图

卢叶平,于洋,张振荣,等:基于MMI的光纤光热探针设计与实验研究



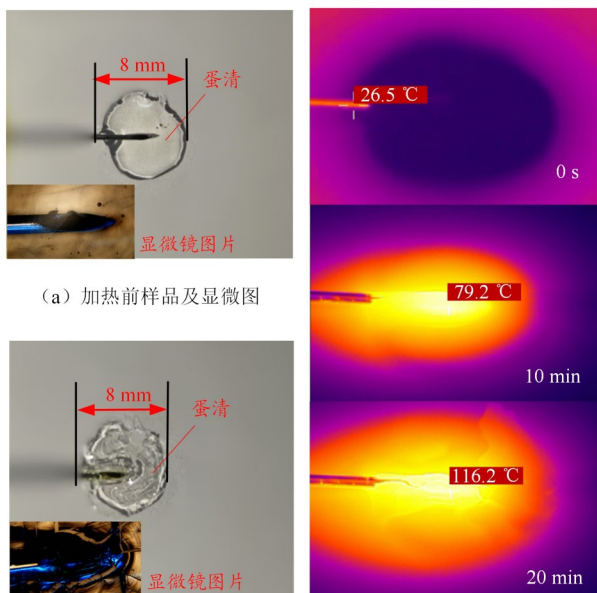
(b) 探针表面温度随时间变化曲线

图 11 离体肝脏热疗实验及温度响应曲线

温度要求。

高温肿瘤热消融旨在诱导目标组织发生急性凝固性坏死。文献表明,当温度超过 60 °C 时,蛋白质变性、质膜融化,细胞迅速死亡^[30]。为直观展示热累积效应及其对组织的热作用,本文采用鸡蛋清薄膜(直径为 8 mm,厚度为 1 mm)开展加热实验。

图 12(a)和图 12(b)展示了 100 mW 功率下加热 20 min 前后蛋清样品及其显微图像。图 12(c)为不同时刻的红外热成像图。可以看出,随加热时间延长,热作用区域(红黄色区)逐步扩大,样品核心温度同步上升:0 s 时蛋清温度为 26.5 °C(室温),10 min 时热区



(b) 加热 20 min 后样品及显微图 (c) 不同加热时间红外热成像图

图 12 蛋清薄膜光热效应实验

覆盖整个蛋清薄膜,核心温度达 79.2 °C,20 min 后核心温度升至 116.2 °C,蛋清完全凝固。上述结果表明,在光热治疗中,通过调节加热时间可有效控制组织坏死区域,在确保疗效的前提下最大程度保护周围健康组织。

4 结束语

本文设计并实验验证了一种基于 MMI 的 FOPP,用于肿瘤精准光热治疗。该探针采用 SMF 与无芯光纤熔接形成 MMI 结构,实现光束均匀扩展,有效缓解传统光热材料的局部过热问题。仿真结果显示,在 100 mW 激光下,MMI 结构将光纤端面最高温度从 928 °C 降至 281 °C,保障复合材料在安全温度范围内工作。

材料方面,石墨烯掺杂 PDMS 复合材料的热导率达 5.992 W/(m·K),较纯 PDMS 提升约 37 倍,显著增强热扩散能力。实验表明,探针表面温度与输出功率线性关系良好,温控精准;低于 100 mW 的低功率即可稳定覆盖 42~48 °C 的安全热疗温区。空间温度分布显示热场高度局域化,有效热疗区域可灵活调控。离体动物肝脏实验中,100 mW 功率下加热 15 s 即达 41 °C 阈值,最高温 51.4 °C,并呈现明显热累积效应。蛋清实验直观证实,通过调控加热时间可精准控制热作用范围。此外,多组样品与循环测试验证了探针的良好一致性与稳定性。

综上,所提 FOPP 具备结构简单、低功率高效加热、温控精准及生物相容性好等优势,为微创、安全、可控的肿瘤光热治疗提供了新技术方案。后续将开展活体实验,评估其在血流灌注环境下的热疗性能与生物安全性,并探索多探针协同与温度闭环反馈控制,以推动临床转化。

参考文献:

[1] Bizuayehu M H, Ahmed Y K, Kibret D G, et al. Global disparities of cancer and its projected burden in 2050 [J]. JAMA Network Open, 2024, 7 (11): e2443198.
 [2] Wang Pei, Chen Biaoqi, Zhan Yunyan, et al. Enhancing the efficiency of mild-temperature photothermal therapy for cancer assisting with various strategies[J]. Pharmaceutics, 2022, 14(11): 2279-2279.
 [3] Zheng Bingde, Xiao Meitian. Red blood cell membrane nanoparticles for tumor phototherapy[J]. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, 2022, 220: 112895.
 [4] Chu K F, Dupuy D E. Thermal ablation of tumours: biological mechanisms and advances in therapy[J]. Nature Reviews Cancer, 2014, 14 (3): 199-208.

- [5] Alali A A A, Al Ward N, Obeid M A. et al. Recent advances in photo-thermal therapies against cancer and the role of membrane transporter modulators on the efficacy of this approach[J]. *Technology in Cancer Research & Treatment*, 2023, 22: 15330338231168016.
- [6] Zhao Liping, Zhang Xu, Wang Xiaoxia, et al. Recent advances in selective photothermal therapy of tumor[J]. *Journal of Nanobiotechnology*, 2021, 19(1): 335.
- [7] Stafford R J, Fuentes D, Elliott A A, et al. Laser-induced thermal therapy for tumor ablation[J]. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 2010, 38(1): 79–100.
- [8] Schena E, Saccomandi P, Fong Y. Laser ablation for cancer: past, present and future[J]. *Journal of Functional Biomaterials*, 2017, 8(2): 19.
- [9] Seung H H, Young K C. Advances in nanomaterial-mediated photothermal cancer therapies: toward clinical applications[J]. *Biomedicines*, 2021, 9(3): 305.
- [10] Shufan D, Yanling H, Ying Z, et al. Nanomaterials for photothermal cancer therapy[J]. *RSC Advances*, 2023, 13(21): 14443–14460.
- [11] Vines B J, Yoon H J, Ryu E N, et al. Gold nanoparticles for photothermal cancer therapy[J]. *Frontiers in Chemistry*, 2019, 7: 167.
- [12] LI Xingshu, Jonathan F L, Juyoung Y, et al. Clinical development and potential of photothermal and photodynamic therapies for cancer [J]. *Nature Reviews Clinical Oncology*, 2020, 17(11): 657–674.
- [13] Jin Fangzhou, Xu Zhiyuan, Cao Donglin, et al. Fiber-optic biosensors for cancer theranostics: from in vitro to in vivo[J]. *Photonic Sensors*, 2024, 14(4): 11–24.
- [14] Liu Y, Gassino R, Braglia A, et al. Fibre probe for tumour laser therapy with integrated temperature measuring capabilities[J]. *Electronics Letters*, 2016, 52(10): 798–800.
- [15] Riccardo G, Yu L, Maria K, et al. A fiber optic probe for tumor laser ablation with integrated temperature measurement capability[J]. *Journal of Lightwave Technology*, 2017, 35(16): 3447–3454.
- [16] Liu Yu, Chen Wei, Yu Hao, et al. All-fiber probe for laser-induced thermotherapy with integrated temperature measurement capabilities[C]// *SPIE Photonics West 2015: Biomedical Optics*. Bellingham: SPIE, 2015: 93170W-1–93170W-7.
- [17] Ran Yang, Xu Zhiyuan, Chen Minfeng, et al. Fiber-optic theranostics (FOT): Interstitial fiber-optic needles for cancer sensing and therapy[J]. *Advanced science (Weinheim, Baden-Wurttemberg, Germany)*, 2022, 9(15): e2200456–e2200456.
- [18] Zhang Yongkang, Zheng Jie, Jin Fangzhou, et al. Fiber-optic drug delivery strategy for synergistic cancer photothermal-chemotherapy[J]. *Light: Science & Applications*, 2024, 13(1): 228.
- [19] Hernández Arenas A, Pimentel Domínguez R, Rodrigo Vélez Cordero J, et al. Fiber optic probe with functional polymer composites for hyperthermia[J]. *Biomedical Optics Express*, 2021, 12(8): 4730–4744.
- [20] Vélez-Cordero R J, Hernández-Cordero J. Heat generation and conduction in PDMS-carbon nanoparticle membranes irradiated with optical fibers[J]. *International Journal of Thermal Sciences*, 2015, 96: 12–22.
- [21] Han Zhidong, Alberto F. Thermal conductivity of carbon nanotubes and their polymer nanocomposites: a review [J]. *Progress in Polymer Science*, 2010, 36(7): 914–944.
- [22] Giorgia F, Andrea C, Lorenzo P, et al. Thermal conductivity of graphene and graphite: collective excitations and mean free paths [J]. *Nano Letters*, 2014, 14(11): 6109–6114.
- [23] Pimentel-Domínguez R, Velázquez-Benítez M A, Vélez-Cordero R J, et al. Photothermal effects and applications of polydimethylsiloxane membranes with carbon nanoparticles[J]. *Polymers*, 2016, 8(4): 84.
- [24] Li Qinglan, Song Shiqiang, Yang Haowen, et al. Bioinspired multi-layer multiscale architectures into PDMS for simultaneously enhancing the thermal conductivity and flame retardancy[J]. *Composites Science and Technology*, 2022, 230: 5.
- [25] Kaushik S B, Mubarak M, Kumar Y M, et al. Bio-inspired graphene-based nano-systems for biomedical applications[J]. *Nanotechnology*, 2021, 32(50):11–12.
- [26] Santos T R, Belo S, Vieira R, et al. Graphene-based composites for biomedical applications: Surface modification for enhanced antimicrobial activity and biocompatibility[J]. *Biomolecules*, 2023, 13(11): 4–13.
- [27] Guo ChuCai, Zhu Zhihong, Yuan Xiaodong, et al. Experimental demonstration of total absorption over 99% in the near infrared for monolayer-graphene-based subwavelength structures[J]. *Advanced Optical Materials*, 2016, 4(12): 1955–1960.
- [28] Stephen N G, KwanSoo L, Andrea L. Tuning thermal and mechanical properties of polydimethylsiloxane with carbon fibers[J]. *Polymers*, 2021, 13(7): 1141.
- [29] Chen Dongzhi, Chen Fengxiang, Hu Xiaoyun, et al. Thermal stability, mechanical and optical properties of novel addition cured PDMS composites with nano-silica sol and MQ silicone resin[J]. *Composites Science and Technology*, 2015, 117: 307–314.
- [30] Knavel M E, Brace L C. Tumor ablation: common modalities and general practices[J]. *Techniques in Vascular and Interventional Radiology*, 2013, 16(4): 192–200.