

引用格式: PAN Nengwen, PAN Zhen, LI Yuan, et al. The Study of Multi-Point Laser Ultrasonic Emitter Based on Thin-Core Multi-Mode Thin-Core Fiber Structure[J]. Acta Photonica Sinica, 2026, 55(8):0806001

潘能文,潘震,李渊,等. 基于细径-多模-细径光纤结构的多点激光超声发射器研究[J]. 光子学报, 2026, 55(8):0806001

基于细径-多模-细径光纤结构的多点激光超声发射器研究

潘能文^{1,2}, 潘震⁴, 李渊^{1,2,3}, 李思思^{1,2}, 邵健康^{1,2}, 潘建军¹, 周次明¹

(1 武汉理工大学 光纤传感技术与网络国家工程研究中心, 武汉 430070)

(2 武汉理工大学 机电工程学院, 武汉 430070)

(3 湖北开放大学 人工智能学院, 武汉 430074)

(4 重庆三峡学院 电子与信息工程学院, 重庆 404100)

摘 要: 本文提出并实验验证了一种基于细径光纤-短段多模光纤-细径光纤的光纤激光超声多点激励方案。通过在光纤传输路径中引入短段多模光纤, 利用模式失配实现可控的包层光能耦合, 并在包层表面制备光声转换材料以形成侧壁激励单元, 从而实现单根光纤上的多点超声激发。基于 BeamPROP 数值仿真分析了多模光纤长度对模式耦合与功率分配的影响, 并采用微米级位移平台辅助切割与熔接工艺, 实现了多模段有效长度的精确制备。实验构建三点激励系统, 各激励点包层耦合占比接近一致; 对应超声信号峰—峰值电压分别为 1146.79 mV、1129.22 mV 和 1104.37 mV。为便于与已有同类侧壁激励光纤激光超声发射结构进行统一比较, 本文引入接收超声信号峰—峰值电压与单点输入脉冲能量之比作为系统级光声响应表征量, 单个激发点的平均表征值为 512.17 mV/J, 较已有的侧壁激励光纤激光超声发射结构有较大提升。频域分析表明超声信号—3 dB 带宽约为 1.48 MHz, 中心频率位于 5.4 MHz 附近。结果表明, 该 TMT 结构在多点能量均衡与光声转换效率方面具有明显优势, 可为分布式光纤激光超声检测提供一种可扩展的实现方案。

关键词: 光纤激光超声; 多点激励; 模式耦合; 能量均衡

中图分类号: TN253

文献标识码: A

doi: 10.3788/gzxb20265508.0806001

0 引言

在结构健康监测 (Structural Health Monitoring, SHM) 中, 常通过激励 Lamb 波实现对结构损伤的定位与评估^{[1][2]}。传统系统多采用压电陶瓷作为 Lamb 波激励和接收元件, 但其体积与布线需求限制了嵌入式集成^[3]; 同时在电磁干扰、潮湿等复杂环境下易出现性能漂移, 影响长期稳定性与数据可靠性。因此, 发展小型化、抗干扰且易于分布式部署的超声激励方案具有重要意义。激光超声为上述需求提供了替代路径, 其基本机理为热弹性效应: 脉冲光被吸收后产生瞬态温升与热膨胀, 从而辐射超声波^[4]。然而, 直接以自由空间激光照射结构表面通常存在光声转换效率偏低、对激光能量要求高等问题。为提高能量利用效率并提升工程项目中的可部署性, 激光超声光纤发射器逐渐受到关注。该类方案可通过在光纤上集成吸光和热弹性转换层, 将光能更高效地转化为超声, 同时具备小尺寸、易布设与抗电磁干扰等优势^{[5][6]}。

现有高效率光纤激光超声发射器多采用端面涂覆结构, 通过在光纤端面构建金属^[7]或复合弹性材料光声转换层, 例如将金纳米粒子^[8]、石墨^[9]、碳纳米管^[10]、蜡烛烟灰薄膜^{[11][12]}或碳纳米粒子与 PDMS^[13]等聚合物基体复合, 以获得高吸收与良好声学匹配。尽管端面结构能够实现高强度超声输出, 但其本质是“单点发

基金项目: 国家自然科学基金 (No.62275204, 2023DJC008)

第一作者: 潘能文, 2367787305@qq.com

通讯作者: 周次明, zcm@whut.edu.cn

收稿日期: 2026-03-07; 录用日期: 2026-06-05

<http://www.photon.ac.cn>

射”,难以满足 SHM 对单根光纤多点激励和分布式布局的需求^[14]。因此,将高效光声转换从端面扩展到沿纤多点,并在各点实现可重复的一致输出,是该方向面向应用的关键挑战。围绕“沿纤多点激励”,已有研究尝试通过侧壁耦合实现多点超声产生^[15]。例如,侧抛和抛光可将纤芯光泄露至侧壁,但多位置加工下耦合比难以一致,且重复性受工艺波动显著影响。倾斜光纤光栅(Tilted Fiber Bragg Grating, TFBG)^[16]能够将光从纤芯耦合至包层相关模,并通过扫描光源实现侧壁激励,但其激励点数量与光谱特性、激光工作波长密切相关,系统复杂度较高。另有花生形结构(Peanut-Shaped Structure, PNS)^[17]、纤芯偏置拼接结构(Core-Offset Splicing, COS)^[18]、开口锥形结构(Cut-Open Taper, COT)^[19]及腰区扩大锥形结构(Waist-Expanded Taper, WET)^[20]等结构用于产生多点泄露光。总体来看,这类方法多依赖局部重熔、偏置拼接或特殊几何形貌来改变纤芯到包层的波导匹配关系,以实现纤芯光向侧壁的耦合。其耦合特性通常同时受局部尺寸、形貌过渡及加工状态等因素影响,关键控制参数相对分散,对加工工艺一致性要求较高。在多点串联场景下,局部工艺偏差还可能传递至后续节点,导致节点间能量分配一致性下降;同时,局部结构改动也可能引入附加损耗,并对光纤机械可靠性产生影响。对于多点结构而言,这类依赖局部特殊形貌的方案在制备过程中通常步骤较多、工艺实现相对复杂,因而在重复制备和系统实现方面的成本也相对较高。

基于上述分析,实现沿纤多点超声激励需要同时满足三项要求:(i)耦合效率可设计且可重复;(ii)局部超声输出强度高;(iii)光声信噪比稳定。为此,本文提出一种基于“细径光纤-短段多模光纤-细径光纤”(thin-core fiber - multimode fiber - thin-core fiber, TCF - MMF - TCF)的拼接结构,用于在指定位置引入可控的模式失配与功率再分配,使光能在短多模段形成可设计的侧向功率分布。通过调节多模段长度,可实现耦合比例的工程化可控;在多模段外表面集成高吸收光声转换层后,可将侧向光在局部高效转化为超声信号,从而为单根光纤上的多点、可扩展超声激励提供一种结构简单、易加工且可复制的实现途径。

1 基本原理

1.1 细径-多模-细径光纤发射器结构

如图1所示,TMT 光纤结构发射器由引入端 TCF、一段 MMF 以及输出端 TCF 依次熔接组成。脉冲激光从引入端 TCF 进入 MMF。由于两段光纤在模场尺寸与数值孔径等参数上不匹配,入射低阶导模在 MMF 中被分解并激发多阶模式,导致光功率在纤芯导模与包层相关模之间重新分配。经过一定长度的模式演化后,光场在 MMF 与输出端 TCF 熔接处再次发生模式耦合:一部分功率耦合回输出端 TCF 的纤芯导模并继续传输,另一部分功率耦合为输出端 TCF 的包层模并沿包层传播至外表面涂覆的光声转换层。光声转换层吸收泄露光产生瞬态温升,并通过热弹性膨胀辐射超声,从而实现侧壁激光超声激发。与此同时,输出端 TCF 中由纤芯导模携带的剩余光功率可继续向前传输,为后续串联的 TMT 节点提供能量。通过在同一光纤链路上串联多个 TMT 节点,并在各节点对应位置制备光声转换层,可实现多点分布式的超声激励,为分布式超声检测与结构健康监测提供一种易集成的实现方案。

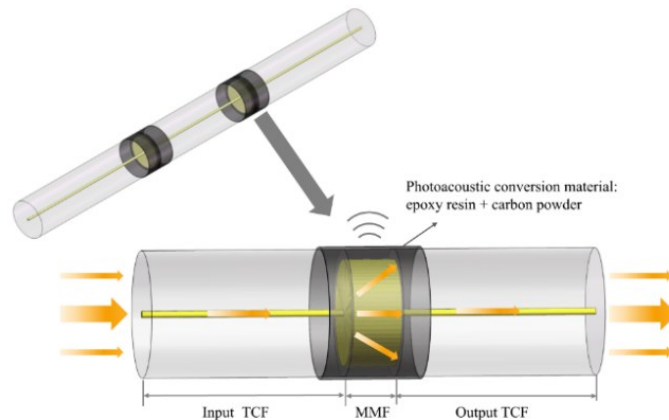


图1 TMT 结构侧壁激光超声发射器工作原理示意图

Fig.1 Schematic illustration of the working principle of the TMT sidewall laser ultrasonic transmitter.

1.2 细径-多模-细径光纤发射器传输机理

为分析 TMT 结构中的光传输与模式耦合行为,本文采用 RSoft 的 BeamPROP 模块进行数值仿真。在数值模型中,入射光设定为波长为 1550nm 的基模,结构由引入端 TCF、中间 MMF 及接收端 TCF 依次构成,长度分别为 500 μm 、200 μm 、2000 μm ,结构示意图如图 2(a)所示。整个仿真区域的背景介质为空气。本文输入端和输出端采用的细径光纤为长飞光纤 BI1011-A,多模光纤为长飞 SI 105/125-22/250。TCF 的参数设置为:纤芯/包层折射率为 1.472/1.457,纤芯/包层直径为 6.5 μm /125 μm 。MMF 参数设置为:纤芯/包层折射率为 1.457/1.44,纤芯/包层直径为 105 μm /125 μm 。需要说明的是,本文中细径 TCF 主要作为输入端和输出端光纤,用于构造“细径-多模-细径”的模式失配基础。一方面,其包层直径与中间 MMF 的包层直径一致,均为 125 μm ,更有利于熔接时的外径对准,从而减少因外包层直径不一致导致的附加错位和连接损耗;另一方面,在保持包层直径一致的前提下,可供选择的商用细径光纤型号相对有限,且不同细径光纤之间的纤芯直径差异通常较小,其变化跨度并不像本文讨论的三种 MMF 芯径那样明显。因此,本文主要关注固定 TCF 条件下中间 MMF 的芯径与长度对模式耦合和多点能量分配的影响。在上述参数下计算光场分布与功率演化。图 2(b)给出了 XZ 平面光强分布,图 2(c)展示了沿传播方向的功率变化。仿真结果表明,入射光在引入端 TCF 中以基模稳定传播;在 TCF - MMF 拼接处,由于纤芯尺寸与模场分布不连续,部分能量由纤芯导模耦合到包层相关模式并在 MMF 中演化,光场横向扩展,功率曲线在拼接位置出现相应变化。该结果与图 1 所述工作机理一致。能量统计表明,接收端 TCF 中继续以纤芯模式前向传输的光功率约占入射能量的 32.6%,可为后续串联的 TMT 节点提供稳定的激发光功率,从而支持多点分布式激励。

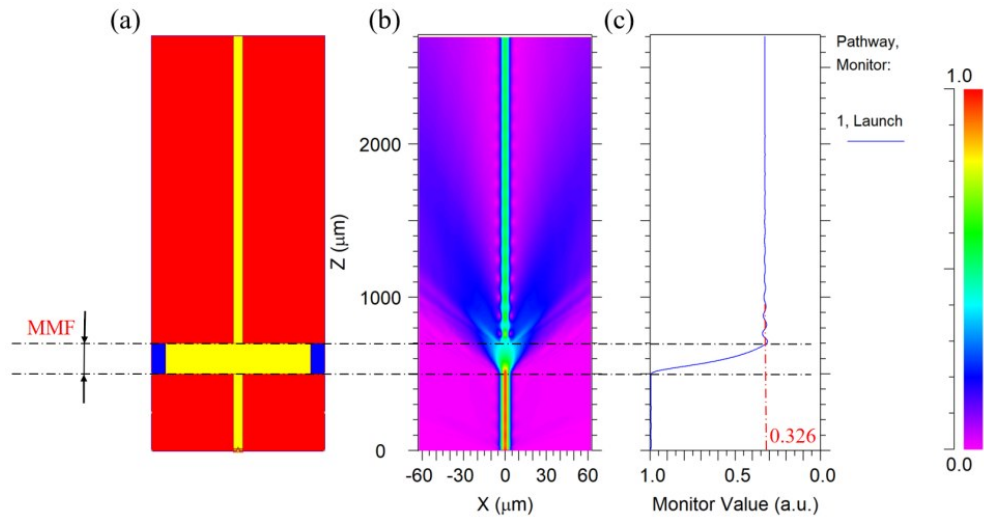


图2 TMT 光纤结构中光能传输与模式耦合行为的数值仿真:(a) TMT 结构的二维模型;(b) X-Z 平面中的光强分布 (c) 沿传播方向的光功率演化。

Fig.2 Numerical simulation of optical energy transmission and mode coupling behavior in the TMT fiber structure: (a) two-dimensional model of the TMT structure; (b) optical intensity distribution in the X - Z plane; (c) optical power evolution along the propagation direction.

此外,系统研究了 MMF 芯径与长度对光耦合特性的影响。图 3(a)对比了细径光纤与单模光纤结构下包层功率随 MMF 长度变化的规律,结果显示对比普通单模光纤而言,细径光纤结构能够实现更高的包层功率占比。图 3(b)给出了纤芯直径为 105 μm 的 MMF 长度与接收端 TCF 中纤芯功率及包层功率比例之间的关系。结果表明,随着 MMF 长度从 0~1500 μm 的增加,耦合至包层的光功率逐渐增大,而纤芯功率相应减小。这表明,通过调节 MMF 的长度参数,可实现对核心模式与包层模式之间功率分配比例的有效控制。图 3(c)对比了不同纤芯直径多模光纤(50 μm 、62.5 μm 和 105 μm)条件下,包层功率占比随 MMF 长度变化的关系。可以看出,三种纤芯直径对应的包层功率随 MMF 长度变化均呈现出相似的总体演化趋势,表明 TMT 结构的基本耦合机理对 MMF 芯径变化具有良好的适应性。

然而相比之下,105 μm 芯径 MMF 对应的曲线整体更为平缓。在 MMF 长度增加过程中,其包层功率占

比能够在较宽范围内保持较高水平,且波动幅度相对较小。这一特征对于实际结构设计尤为重要,因为多点TMT结构在制备过程中难以完全避免长度误差,而变化较为平缓的耦合曲线意味着结构对参数扰动的敏感性较低,更有利于保证制备后结构性能的一致性。从光场分布角度看,较大芯径MMF在传播过程中更容易形成向外扩展的径向能量分布,这使得输出端光场在进入接收端TCF时,更容易向靠近包层区域的模式分布。考虑到光纤激光超声发射结构中的光声转换材料沉积在光纤表面,这种空间能量分布特征有利于提高光场与光声转换材料之间的重叠程度,从而提高表面激励的有效性。因此,从稳定性、径向能量分布特性以及光声转换效率等多方面综合考虑,105 μm 芯径多模光纤在TMT发射器结构中不仅能够提供高且稳定的包层光功率占比,还在空间能量匹配层面更有利于包层表面光声转换材料对光能的有效吸收。基于上述优势,本文在后续实验研究中统一选用105 μm 芯径MMF作为多模光纤段,以确保实验结果的稳定性与可重复性。

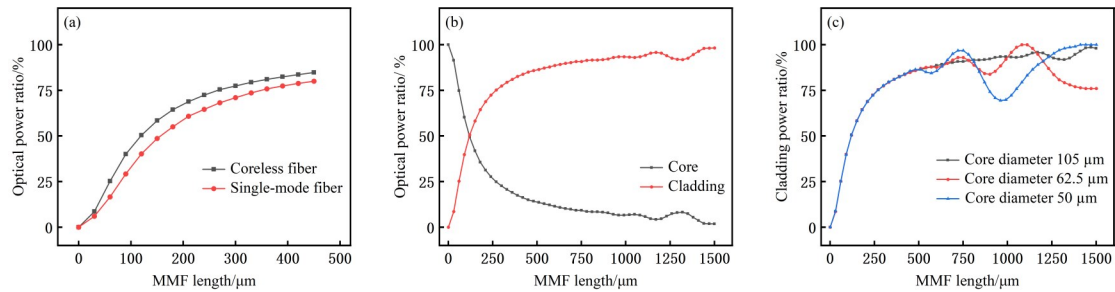


图3 TMT结构中包层功率及其参数依赖关系:(a)细径光纤与单模光纤结构下包层功率占比随MMF长度的变化;(b)纤芯直径为105 μm 时,接收端TCF中纤芯和包层功率占比随MMF长度的变化;(c)不同MMF纤芯直径下包层功率占比随MMF长度的变化。

Fig.3 Cladding optical energy coupling behavior in the TMT fiber structure and its dependence on MMF parameters: (a) Variation of cladding power ratio with MMF length for thin-core-fiber and single-mode-fiber structures; (b) Variation of core and cladding power ratios in the receiving TCF with MMF length for an MMF core diameter of 105 μm ; (c) Variation of cladding power ratio with MMF length for different MMF core diameters.

在多点激光超声激发系统中,确保各个超声激发点获得近乎相等的包层功率占比是实现系统能量平衡的关键因素。若耦合至不同激发点的激光能量存在显著偏差,将直接导致跨点超声激励强度的不一致,从而影响系统整体性能与成像一致性。以三点超声激发系统为例,为实现理想的能量平衡,每个激发点需消耗约33.3%的入射激光能量。在串联的TMT结构中,该能量分配需求可通过精确调节各TMT单元中MMF的长度来实现。具体而言,为依次获得所需的功率分配比例,最佳包层功率占比分别为33.3%、49.92%和100%,对应的MMF长度分别为76.56 μm 、117.26 μm 和1500 μm 。为验证上述MMF长度设计的准确性,在RSoft软件中建立了相应的多级TMT仿真模型,如图4(a)所示,其中MMF1、MMF2和MMF3分别对应上述长度参数。图4(b)给出了光场在XZ平面内的强度分布,图4(c)展示了沿传播方向的功率变化情况。仿真结果表明,光经过MMF1后,纤芯中剩余能量约占入射能量的66.4%;经过MMF2后,纤芯中剩余能量约占入射能量的33.6%,表明各超声激发点消耗的光能基本一致,从而验证了所提出多点能量均衡设计方案的有效性。

1.3 细径-多模-细径光纤发射器的制成

在TMT结构的制备过程中,精确控制MMF的有效长度是实现目标包层光功率占比的关键因素。基于前文BeamPROP数值仿真结果可知,TMT结构中的包层光功率占比对MMF长度高度敏感。因此,在实验制备中,如何在微米尺度上准确获得所需长度的MMF,是实现稳定、可重复TMT结构的核心问题。

针对上述需求,本文采用“微米级位移平台辅助切割+多次熔接”的方法制备TMT结构,其具体流程如图5(a)-(f)所示。如图5(a)所示,首先将细径光纤(TCF)与多模光纤(MMF)进行轴向对准,并利用光纤熔接机完成首次熔接。图5(b)为TCF-MMF完成首次熔接的示意图。如图5(c)所示,在完成首次熔接后,将TCF-MMF复合光纤固定在微米级精密移动平台上。通过控制移动平台的位移量,在设定位置对光纤进行切割,从而在MMF一侧保留一段长度可控的微米级MMF。该方法避免了直接测量MMF长度的困难,实

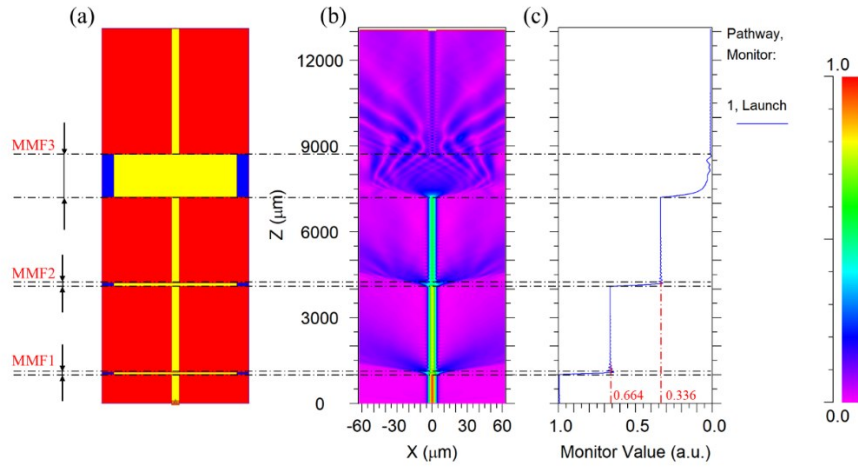


图4 多级TMT结构中光能均衡分配的仿真验证:(a)多级TMT结构模型;(b) XZ平面光场强度分布;
Fig.4 Experimental validation of uniform optical power distribution in multi-point TMT fiber structure: (a) Multistage TMT structure model; (b) Optical field intensity distribution in the XZ plane; (c) Power evolution along the propagation direction.
(c)沿传播方向的功率变化。

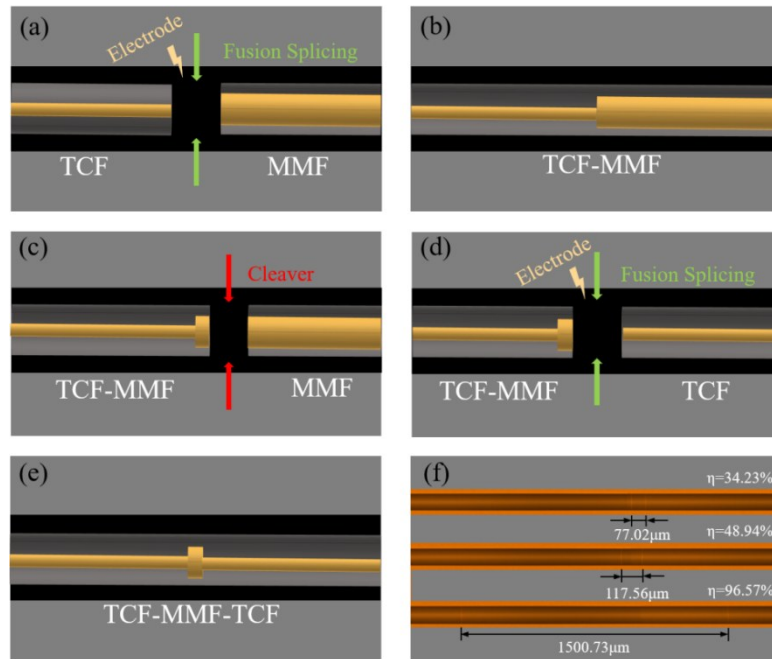


图5 TMT光纤结构的制备流程及显微结构表征:(a) TCF与MMF的首次熔接;
Fig.5 Fabrication process of the TMT structure and its microscopic representation: (a) First fusion splicing of TCF and MMF; (b) TCF-MMF composite structure; (c) Micrometer-scale cutting of the MMF length
(b) TCF-MMF复合结构;(c)微米级MMF长度切割;(d)与另一段TCF的二次熔接;(e) TCF-MMF-TCF结构;(f)不同MMF长度TMT结构显微图。
(d) Second fusion splicing with another TCF;(e) TCF-MMF-TCF structure;(f) Microscopic images of TMT structures with different MMF lengths.

现了对MMF有效长度的精确调控。如图5(d)所示,将切割后保留微米级MMF的TCF-MMF光纤与另一段TCF进行二次熔接,形成TCF-MMF-TCF的三段式结构。图5(e)为熔接完成的TMT结构的示意图。最后,图5(f)展示了三个TMT结构在显微镜下放大400倍的图像,可以清晰分辨出中间MMF段以及其两侧的TCF结构,表明通过微米级位移平台切割与多次熔接相结合的方法,可以稳定获得所需MMF有效长度的TMT结构。通过上述制备流程,可实现不同MMF长度的TMT结构的可重复制备,为后续多点光能

分配及光声转换实验提供了可靠的结构基础。

为评估制备后 TMT 结构的耦合特性,本文采用激光器与光功率计对其光学性能进行测试。首先测量无 TMT 结构时的入射光功率 P_{in} ,随后将 TMT 结构接入光路并测量输出光功率 P_{out} 。据此可得到包层光功率占比 $\eta = (P_{in} - P_{out}) / P_{in}$ 。实验结果表明,随着 MMF 有效长度增加, η 呈上升趋势,与 RSoft 数值仿真规律一致。进一步地,在完成光声转换材料涂覆后,将 3 个 TMT 结构按 1m 间距串联接入光路,经串联测试与功率折算得出三处激发点的实际包层光功率占比为 34.23%、32.19% 和 32.43%。上述结果表明,各激光超声激发点所获得的光能基本一致,从而验证了所提出的 TMT 光纤制备方法及多点能量均衡设计方案的有效性。

2 分析与讨论

2.1 实验设置

将制备好的 TMT 微结构光纤粘贴于铝合金板表面以构成光纤激光超声发射器。铝板厚度为 1 mm,其表面加工有半径为 250 μm 的半圆形凹槽,用于定位并固定光纤,同时对光声材料的涂覆区域起到限位作用。选用石墨—环氧树脂复合材料作为光声转换层,并兼具粘接功能,其中石墨填充量为环氧树脂质量的 3%。在各预定光泄露位置采用定量方式涂抹相同体积的复合材料,使其在凹槽内形成覆盖范围一致的包覆结构。随后在 120 $^{\circ}\text{C}$ 条件下固化 4h,固化后在光纤侧壁形成稳定的光声能量转换单元。通过“开槽限位+定量涂覆”的方式,保证各激励点光声转换层的一致性,从而降低材料差异对实验结果的影响。

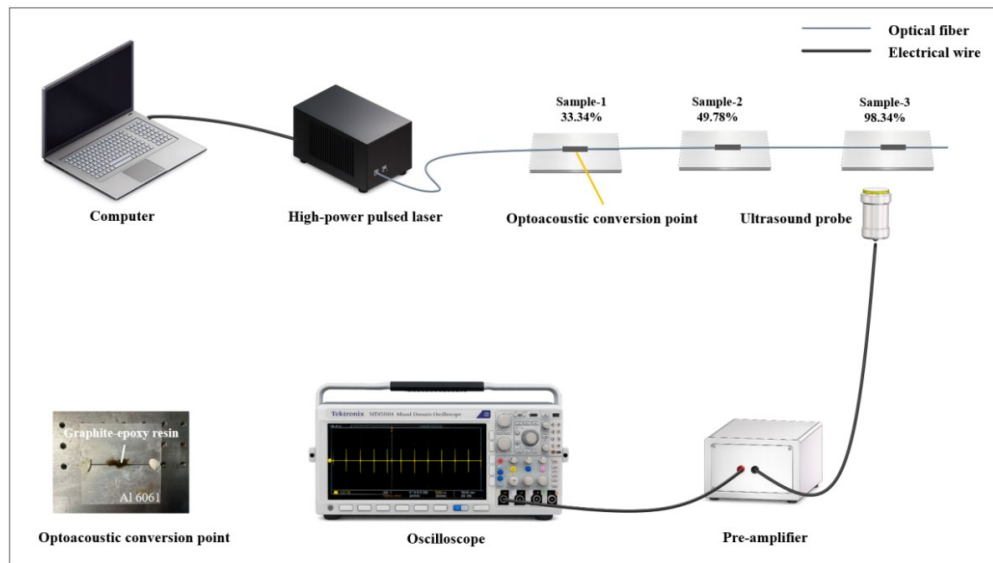


图6 多点 TMT 光纤激光超声实验系统示意图

Fig.6 Schematic diagram of the TMT multi-point optoacoustic experimental system

在同一根光纤上依次布置三处 TMT 结构,并分别粘贴于三块铝板上构成多点激励单元。对应铝板上的 TMT 结构的单点包层功率占比分别为 34.23%、48.94% 和 96.57%。按照包层功率占比由小到大的顺序,将三处激励单元依次标记为 Sample-1、Sample-2 和 Sample-3。实验系统如图 6 所示。脉冲激光经输入光纤传输至各 TMT 节点,在光声转换区域产生侧向出光并激发超声信号。所用脉冲激光器中心波长为 1550 nm,脉冲宽度 5 ns,重复频率 3 kHz,最大平均输出功率 1 W;实验中平均输出功率设定为 20 mW。产生的超声信号由中心频率为 5 MHz 的超声探头 (5P6, Guangdong Goworld) 在铝板背面接收,并与光声转换区域同轴对准。接收信号经前置放大器 (ATA-5320, Aigtek) 增益 60dB 放大后输入示波器进行采集。示波器采用平均采样模式,平均次数设为 512 次,以提高测量信噪比。

2.2 高功率脉冲激光器的特性表征

对系统中所使用的高功率脉冲激光器的关键输出特性进行表征。激光器工作于脉冲输出模式,设定脉冲宽度为 5 ns,重复频率为 3 kHz。首先使用分辨率为 0.02 nm 的光谱分析仪 (YOKOGAWA AQ6370C) 对

激光器输出光谱进行测试,结果如图7(a)所示。可以看出,激光中心波长位于1550 nm附近,谱形稳定,表明该脉冲激光器具有良好的光谱稳定性,适用于基于光纤结构的光能传输与耦合实验。对激光器的时域特性进行测量。利用高速光电探测器将激光脉冲信号转换为电信号,并通过示波器进行记录,其结果如图7(b)所示,可以清晰分辨脉冲信号以约333.34 μs 的时间间隔周期性出现,对应重复频率为3 kHz,与激光器的设定参数一致。在单脉冲时间尺度下对脉冲波形进行放大观察,如图7(c)所示,测得单个脉冲的脉冲宽度约为5 ns,与设定值相符。上述结果表明,该高功率脉冲激光器在光谱特性和时域特性方面均表现出良好的稳定性,其输出参数能够满足后续TMT光纤结构中光能传输与光声转换实验的要求。

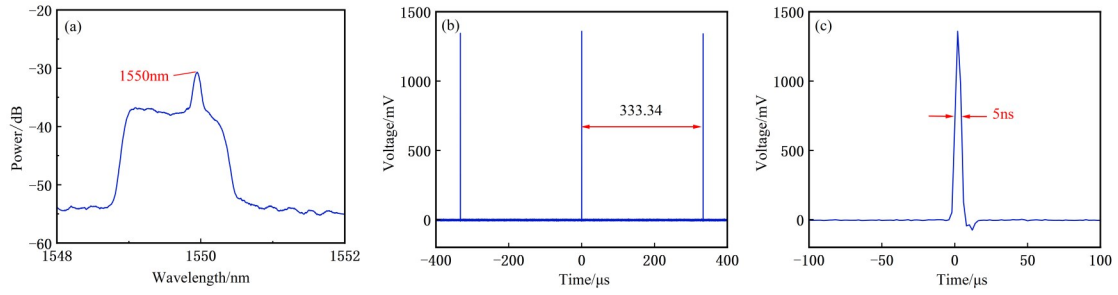


图7 高功率脉冲激光器的输出特性表征:(a)激光器输出谱;(b)脉冲序列波形;(c)单脉冲波形。

Fig.7 Output characteristics of the high-power pulsed laser source: (a) Output optical spectrum of the laser (b) Pulse train waveform;(c) Single-pulse waveform.

2.3 实验结果与分析

实验中脉冲激光器单脉冲能量为0.0066 mJ。TMT结构按照耦合比升序连接,每个激励点设计提取总能量的33.3%左右,相当于0.0022 mJ。如前所述,光声转换材料在各超声激励点以包覆模式吸收光能,激光脉冲作用下石墨与环氧树脂发生瞬态热膨胀和收缩,从而在铝板中激发超声波。图8给出了Sample-1在脉冲激光激励下的超声信号时域波形。可以观察到,超声信号由一系列窄脉冲组成,其重复周期与激光器的3 kHz重复频率一致。超声波在铝板中传播过程中表现出良好的振幅稳定性和较高的峰值幅度,说明该信号具有良好的重复性和稳定性。

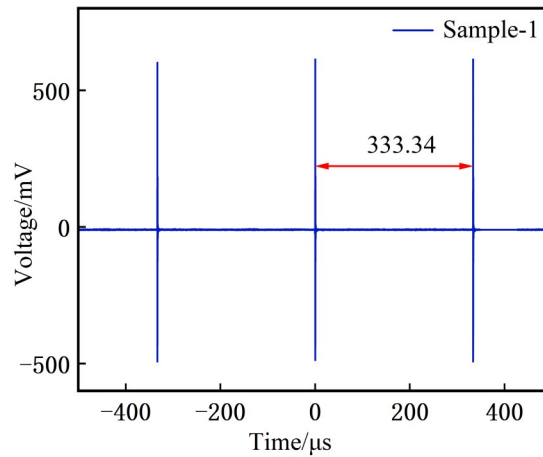


图8 第一个TMT结构激励下的超声波信号时域波形

Fig.8 Ultrasonic pulse signal in the time domain under the excitation of the first TMT structure

图9(a)至图9(c)给出了三个TMT结构在多点激励条件下采集到的超声时域信号。为避免信号正负极性差异及基线漂移对幅值评估的影响,本文采用峰-峰值电压 V_{pp} 作为超声信号的幅值表征参数,其定义为主脉冲中最高电压与最低电压之差。根据计算得出三个TMT结构对应的超声信号峰-峰值电压分别为1146.79 mV、1129.22 mV和1104.37 mV。结合三点串联条件下各激发点实际耦合至包层中的光能占比分别为34.23%、32.19%和32.43%,可以看出三个激发点在能量分配和输出响应两方面均表现出较好一致性。

为便于与文献[18]、[19]和[21]侧壁激励光纤激光超声结构的研究结果进行统一比较,直观反映本文

TMT 结构的光声响应能力,本文采用接收超声信号峰-峰值电压与单点输入脉冲能量之比 V_{pp}/E 作为系统级光声响应表征量。按此方式计算,TMT 结构单个激发点的平均表征值为 512.17 mV/J。要说明的是,该指标会受到接收链路增益和探测系统的影响,因此更适合作为关键实验平台相近条件下的工程参考比较,而不宜简单理解为严格意义上的绝对能量转换效率。在同样采用 1550 nm、5 ns、3 kHz 脉冲激光、石墨-环氧树脂复合光声转换层、铝板与 PZT 探头耦合方式和 60 dB 电放大链路的前提下,本文所提出 TMT 结构对应的系统级光声响应表征值明显高于 COS 结构(62.4375 mV/J)^[18]、COT 结构(49.025 mV/J)^[19] 和基于无芯光纤的侧壁结构(64.075 mV/J)^[21]。该提升主要归因于:TMT 结构通过细径-多模-细径的模式失配实现了可设计的功率再分配,使侧向泄露光在包层表面形成较高且稳定的能量占比;同时,泄露光更集中于包层外侧区域,与包覆的光声材料作用更加充分,从而提高了光能吸收与热弹性激励效率。此外,该结构不依赖侧抛或开槽等破坏性加工,减少了附加散射与不确定损耗,有利于在多点串联条件下保持较好的输出一致性。

为分析 TMT 结构产生的超声信号特性,对时域电压信号进行快速傅里叶变换(FFT),得到频域复谱 $V(f)$,并取其幅值平方表征各频率分量的谱强度。同时以全频段最大谱强度为参考进行归一化,并转换为分贝标度^{[10][11]}:

$$P_{dB}(f) = 10 \log_{10} \left(\frac{|V(f)|^2}{\max(|V(f)|^2)} \right) \quad (1)$$

因此,图 9(d)~9(f)中的纵坐标表示归一化相对功率谱。结果表明,超声信号频谱的-3 dB 带宽约为 1.48 MHz,中心频率位于 5.4 MHz 附近,接近所用超声探头的中心频率。此外,三个激励点对应的超声信号脉冲形态在时域和频域上均表现出较好的一致性。

3 结论

本文提出的 TMT 多点激光超声发射结构可实现包层光能占比的可控分配,从而提升多点激励的能量一致性。仿真表明,MMF 有效长度是影响包层光能占比的关键参数。实验在同一根光纤上构建三点 TMT 激励系统,各激励点的包层光能占比接近一致,超声信号在时域脉冲形态与频域特性上均具有良好一致性。三点激励下的超声信号峰-峰值电压分别为 1146.79 mV、1129.22 mV 和 1104.37 mV,系统光声响应值为 512.17 mV/J,显著高于对比结构。频域分析显示信号-3 dB 带宽约 1.48 MHz,中心频率约 5.4 MHz。综上,该 TMT 结构在多点激励条件下实现了稳定一致的超声输出,适用于分布式光纤激光超声检测与结构健康监测等应用。

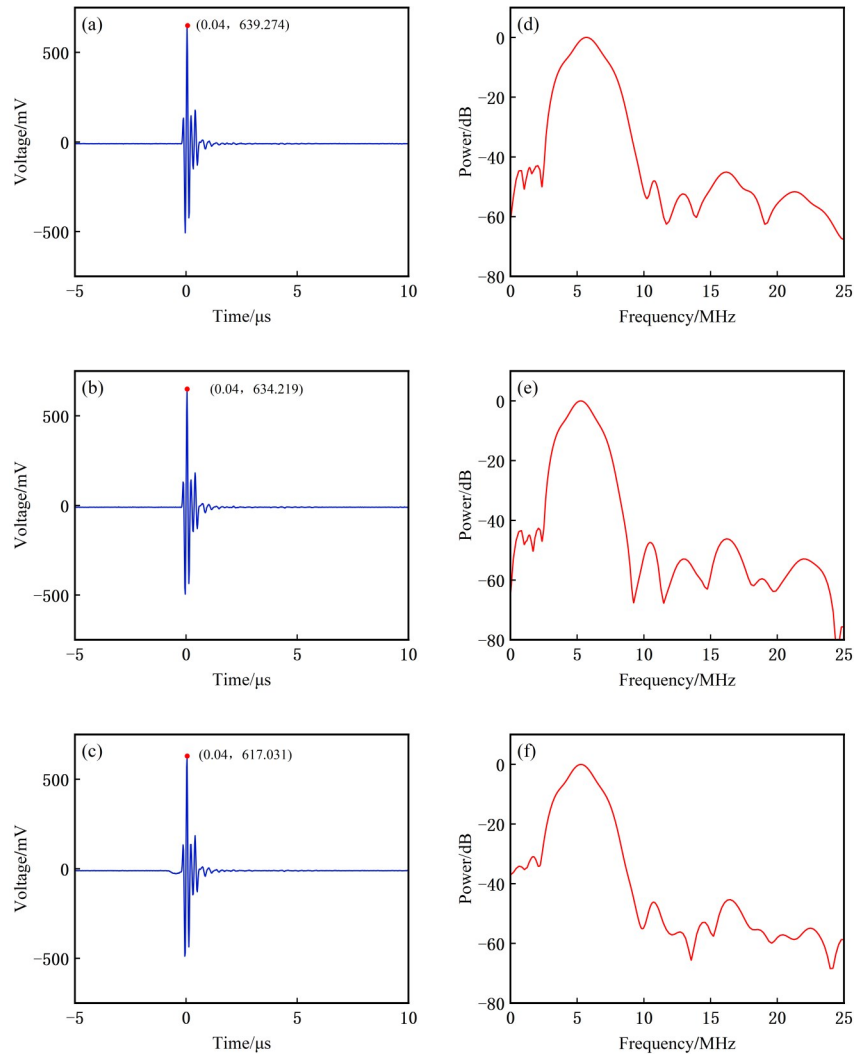


图9 Sample-1到Sample-3上采集的超声信号:(a)~(c)为时域波形,(d)~(f)为对应信号经FFT所得频谱。

Fig.9 Ultrasonic signals acquired from Sample-1 to Sample-3: (a) - (c) time-domain waveforms, and (d) - (f) corresponding spectra obtained by FFT.

参考文献

- [1] HONARVAR F, VARVANI-FARAHANI A. A review of ultrasonic testing applications in additive manufacturing: Defect evaluation, material characterization, and process control[J]. Ultrasonics, 2020, 108: 106227.
- [2] YUN H, RAYHANA R, PANT S, et al. Nonlinear ultrasonic testing and data analytics for damage characterization: a review[J]. Measurement, 2021, 186: 110155.
- [3] 周同彪, 张浩, 史秀梅, 等. 偏铌酸铅压电陶瓷及其超声无损检测应用[J]. 无损检测, 2022, 44(1): 66-69, 73.
ZHON Tonbiao, ZHANG Hao, SHI Xiumei, et al. Study on lead niobate piezoelectric ceramics and their application in ultrasonic nondestructive testing [J]. Nondestructive Testing, 2022, 44(1): 66-69, 73.
- [4] 谢峰, 余由俊, 康祎, 等. 激光参数和光声材料对超声信号的影响[J]. 光学仪器, 2025, 47(3): 76-86.
XIE Feng, YU Youjun, KANG Yi, et al. The influence of laser parameters and photoacoustic materials on ultrasonic signals [J]. Optical Instruments, 2025, 47(3): 76-86.
- [5] Zhu H B. Miniaturized acoustic focus tunable photoacoustic transmitter probe[J]. Sensors & Actuators A: Physical, 2021, 332: 113211.
- [6] 孙琪真, 杨留洋, 徐栋宸, 等. 光纤超声换能器技术及应用进展[J]. 中国激光, 2022, 49(12): 1210001.
SUN Qizhen, YANG Liuyang, XU Dongchen, et al. Progress in fiber optic ultrasonic transducer technology and applications [J]. Chinese Journal of Lasers, 2022, 49(12): 1210001.
- [7] LEE T, GUO L J. Highly efficient photoacoustic conversion by facilitated heat transfer in ultrathin metal film sandwiched by polymer layers[J]. Advanced Optical Materials, 2017, 5(2): 1600421.
- [8] TIAN Y, WU N, ZOU X T, et al. Fiber-optic ultrasound generator using periodic gold nanopores fabricated by a focused

- ion beam.[J]. Optical Engineering, 2013, 52(6): 065005.
- [9] JIANG Y, LEE H J, LAN L, et al. Optoacoustic brain stimulation at submillimeter spatial precision.[J]. Nature communications, 2020, 11(1): 881.
- [10] ALLES E J, NOIMARK S, ZHANG E Z, et al. Pencil beam all-optical ultrasound imaging[J]. Biomedical Optics Express, 2016, 7(9): 3696–3704.
- [11] NOIMARK S, COLCHESTER R J, BLACKBURN B J, et al. Carbon-Nanotube-PDMS composite coatings on optical fibers for all-optical ultrasound imaging[J]. Advanced Functional Materials, 2016, 26(46): 8390–8396.
- [12] CHANG W Y, LI J, WU N, et al. Evaluation of photoacoustic transduction efficiency of candle soot nanocomposite transmitters[J]. IEEE Transactions on Nanotechnology, 2018, 17(5): 985–993.
- [13] BIAGI E, MARGHERI F, MENICHELLI D, et al. Efficient laser-ultrasound generation by using heavily absorbing films as targets[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2001, 48(6): 1669–1680.
- [14] XIAO T, YI B. Measuring crack width using a distributed fiber optic sensor based on optical frequency domain reflectometry[J]. Measurement, 2021, 172: 108945.
- [15] ZHOU J C, WU N, BIS P, et al. Ultrasound generation from an optical fiber sidewall[C]. Sensors and Smart Structures Technologies for Civil, Mechanical, and Aerospace Systems 2016. Proceedings of SPIE, 2016, 9803: 98031U.
- [16] TIAN J J, ZHANG Q, HAN M, et al. Distributed fiber-optic laser-ultrasound generation based on ghost-mode of tilted fiber Bragg gratings[J]. Optics Express, 2013, 21(5): 6109–6114.
- [17] LI Y, YIN S H, TIAN J J, et al. Multipoint and energy-equal fiber-optic laser-ultrasonic actuator based on peanut-shaped structures[J]. IEEE Sensors Journal, 2020, 20(11): 5976–5983.
- [18] DONG X L, GAO S M, TIAN J J, et al. Multipoint fiber-optic laser-ultrasound generation along a fiber based on the core-offset splicing of fibers[J]. Photonics Research, 2017, 5(4): 287–292.
- [19] TIAN J J, DONG X L, GAO S M, et al. Multipoint fiber-optic laser-ultrasonic actuator based on fiber core-opened tapers[J]. Optics Express, 2017, 25(24): 29737–29745.
- [20] JI S B, TIAN J J, DONG X L, et al. Multipoint all-fiber laser-ultrasound transducer using cascaded fiber waist-enlarged fusion tapers[J]. Journal of Lightwave Technology, 2018, 36(16): 3284–3292.
- [21] JI S B, TIAN J J, YAO Y, et al. Fiber-optic multipoint laser-ultrasonic excitation transducer using coreless fibers[J]. Optical Express, 2019, 27(5): 6116–6128.

The Study of Multi-Point Laser Ultrasonic Emitter Based on Thin-Core Multi-Mode Thin-Core Fiber Structure

PAN Nengwen^{1,2}, PAN Zhen⁴, LI Yuan^{1,2,3}, LI Sisi^{1,2}, SHAO Jiankang^{1,2}, PAN Jianjun¹,
ZHOU Ciming¹

(1 National Engineering Research Center for Optical Fiber Sensing Technology and Network, Wuhan University of Technology, Wuhan 430070, China)

(2 School of Mechanical and Electrical Engineering, Wuhan University of Technology, Wuhan 430070, China)

(3 School of Artificial Intelligence, Hubei Open University, Wuhan 430074, China)

(4 School of Electronics and Information Engineering, Chongqing Three Gorges University, Chongqing 404100, China)

Abstract: Distributed ultrasonic excitation is important for structural health monitoring and nondestructive testing, especially when several detection positions need to be covered by one compact and flexible excitation system. Traditional ultrasonic excitation is mainly realized by piezoelectric transducers, which usually require electrical wiring and local driving circuits at each point. This increases system complexity and limits application in narrow spaces or electromagnetic-interference environments. Fiber-optic laser ultrasound provides a possible solution because the optical fiber can transmit light and also act as the carrier of the excitation unit. However, most reported fiber-optic laser ultrasonic transmitters are still based on single-point excitation, and some multipoint structures involve complex fiber processing or poor controllability of optical power distribution. To solve these problems, this paper proposes a multipoint laser ultrasonic transmitter based on a thin-core fiber – multimode fiber – thin-core fiber structure, namely the TMT structure, aiming to realize controllable cladding optical coupling and balanced multipoint ultrasonic excitation along a single fiber. The TMT structure consists of an input thin-core fiber, a short multimode

fiber, and an output thin-core fiber. Owing to the mode-field mismatch between the thin-core fiber and the multimode fiber, part of the core light is coupled into higher-order modes and cladding-related modes when light enters the multimode fiber. After propagation and redistribution in the multimode fiber, part of the optical energy is coupled into the cladding region of the output thin-core fiber. A photoacoustic conversion layer is coated on the fiber sidewall, so that the cladding optical energy can be absorbed and converted into transient thermal expansion, thereby generating ultrasonic waves. BeamPROP simulation based on the beam propagation method was used to analyze the optical transmission and mode coupling behavior. The effects of multimode fiber length and core diameter on the cladding optical power ratio were investigated. Then, TMT structures with different effective multimode fiber lengths were fabricated by micrometer displacement platform-assisted cutting and repeated fusion splicing. The cladding optical power ratio was measured through input and output optical power, and a three-point TMT laser ultrasonic excitation system was built to verify the optical energy distribution and ultrasonic output consistency. The simulation results show that the cladding optical power ratio of the TMT structure can be effectively adjusted by changing the effective length of the multimode fiber. Compared with the structure using a conventional single-mode fiber, the thin-core-fiber-based TMT structure obtains a higher cladding optical power ratio and is more suitable for sidewall laser ultrasonic excitation. Among the investigated multimode fibers, the 105 μm core diameter provides better coupling stability and more favorable cladding energy distribution. For the fabricated three-point TMT structure, the measured cladding optical power ratios of the three excitation units are 34.23%, 32.19%, and 32.43%, respectively, indicating that relatively balanced optical power distribution is achieved. After the photoacoustic conversion layer is prepared, stable ultrasonic signals are obtained from all three excitation units. The peak-to-peak voltages of Sample-1, Sample-2, and Sample-3 are 1146.79 mV, 1129.22 mV, and 1104.37 mV, respectively. The small amplitude difference indicates good output consistency. Frequency-domain analysis shows that the generated ultrasonic signals have a -3 dB bandwidth of about 1.48 MHz and a central frequency of about 5.4 MHz. In conclusion, the proposed TMT structure realizes controllable cladding optical power coupling through the mode mismatch between thin-core fiber and multimode fiber, without complicated special-shaped fiber processing or additional electrical excitation units. The effective length of the multimode fiber provides a practical parameter for controlling the cladding optical power ratio, which supports the fabrication of multipoint transmitters with balanced energy distribution. The three-point experiment verifies that the proposed structure has good optical power distribution consistency and ultrasonic output consistency. Therefore, this multipoint fiber-optic laser ultrasonic transmitter has the advantages of simple fabrication, controllable parameters, good repeatability, and potential scalability, and can provide a feasible excitation scheme for distributed ultrasonic testing, structural health monitoring, and fiber-based nondestructive evaluation.

Key words: Fiber laser ultrasound; Multi-point excitation; Mode coupling; Energy balance

OCIS Codes: 060.2370; 110.7170; 110.5120; 060.2370

CSTR: 32255.14.gzxb20265508.0806001