

光学学报

多模光纤中的时空光场测量与成像应用(特邀)

文仲, 杨青, 刘旭*

浙江大学极端光学技术与仪器全国重点实验室, 浙江 杭州 310027

摘要 介绍了多模光纤中时空光场的传输矩阵测量研究历程,总结了多模光纤在真实样本成像(荧光成像、反射成像、无标记特异性成像、多模式成像)及图像传输成像等方面的进展,探讨了深度学习、超表面、自适应信标等方案在多模光纤抗扰动成像中的应用。最后展望了多模光纤快速抗扰动、高像素、广视场、多功能成像的前景。

关键词 多模光纤; 光场调控; 波前整形; 显微成像; 内窥镜

中图分类号 O436

文献标志码 A

DOI: 10.3788/AOS240438

1 引言

传统高分辨显微技术由于其庞大且复杂的系统,难以在狭小空间进行成像,例如动物的腔道组织或精密仪器的管腔内部。内窥显微技术通过插入微型探头可以在腔道中实现高分辨的观察。常见的内窥显微镜(如纯光学镜片构成的硬质内窥镜、使用图像传感器的电子内窥镜等)的直径一般都在毫米到厘米量级^[1-3]。为了获得直径更小的内窥显微成像系统,人们开始采用光纤束或单根单模光纤进行小直径内窥成像的研究,但是这些系统需要在光纤的出射端采用渐变折射率透镜或者扫描装置,它们的直径通常远大于成像视场(FOV),同时还存在边缘像差、蜂窝噪声等问题^[2-3]。近年来,超细无透镜多模光纤内窥镜成为了新的研究热点,在真实样本成像^[4-27]以及图像传输成像^[28-34]等场景中取得了许多突破。

多模光纤作为一种多模线性系统,其丰富的时空模式(相位、振幅、偏振、波长、脉冲时延)及敏感而复杂的模式间耦合特性在过去被视为不可预测^[35-38]。随着近年来光场调控和光场测量技术的发展,多模光纤在光场控制方面已经取得巨大的进展,有望成为新一代微创超分辨内窥显微成像工具^[39]。相较于以往的内窥镜,多模光纤内窥技术具备以下明显优势:1)充分发挥了光纤的空分复用能力,拥有超高的模式密度,在相同的探头直径下其模式数量比光纤束内窥镜高1个数量级^[25];2)光纤探头末端无需配置额外透镜系统,这种设计极大地缩小了探头的体积,同时也大大降低了对探头封装工艺的要求;3)采用多模光纤作为传输介质,通过编码的波前调制技术和模态计算,可在光纤出

射端形成复杂的三维光场分布,从而实现对样品的三维扫描成像,获取比传统方法更为全面和深入的样品细节;4)使用惰性、生物相容性好的水凝胶材料制备的多模光纤可直接应用于一次性使用的医学内窥探测系统中。综上,基于多模光纤构建的内窥探测系统,有望在未来成为传统内窥镜技术的重要补充,实现狭小空间的高精度探测。本文简要概述了多模光纤中的时空光场测量的实现机理,详细阐述多模光纤在成像应用中的研究进展。最后,对多模光纤成像的未来发展方向进行了讨论与展望。

2 多模光纤中的时空模式测量

虽然在理想的直光纤条件下,研究人员可以得到光纤传输模态的解析解^[40]。但是实际光纤制备过程不可避免地引入各种缺陷、几何形变或者环境条件变化等随机性因素,这极大地改变了光纤的传输特性,特别是多模光纤,其模式之间的耦合与缺陷等互为关联,使其空间模式呈现出一种随机散斑的特性^[37]。此外,短脉冲入射光纤后,也会由于色散而展宽^[38]。这种时空域的随机效应极大地增加了光纤传输的复杂性。

早在1967年,Spitz和Werts^[41]就提出利用全息技术来修正光纤成像中固有的严重畸变的方法。多年后,这一技术被称为相位共轭,即使用“全息镜”来消除多模光纤成像中的失真。近10年来,众多研究团队尝试利用单根多模光纤进行成像,相关研究取得了很大的进展^[4-34]。这一领域集成了数字相位共轭、传输矩阵算法、压缩感知以及深度学习等多种技术(图1),充分展现出多模光纤成像的潜力。其中,传输矩阵方法因具有测量方便及可完整描述光纤传输特性等优点,受

收稿日期: 2024-01-02; 修回日期: 2024-02-20; 录用日期: 2024-03-04; 网络首发日期: 2024-03-13

基金项目: 国家自然科学基金(T2293751, T2293750, 62020106002)、浙江省科技厅“领雁”计划(2022C01077)

通信作者: *liuxu@zju.edu.cn

到广泛关注^[39,42-48],其基本原理如下。

当光波通过复杂的随机散射介质,如雾气、生物组织或多模光纤时,入射光场通常会被打乱成随机的传输模态。因此,通常需要通过传输矩阵的实验校准来得到光场传输的完整描述。可以将给定波长的多模光纤的空域传输矩阵定义为连接第 m 个输出模式的光场

(振幅、相位、偏振)与第 n 个输入模式的复系数 t_{mn} 的矩阵,则有

$$\psi_m^{\text{out}} = \sum_{n=1}^N t_{mn} \psi_n^{\text{in}}, \quad (1)$$

式中: N 为光纤输入的模式数目; ψ_m^{out} 为第 m 个输出模式的光场分布; ψ_n^{in} 为第 n 个输入模式的光场分布。

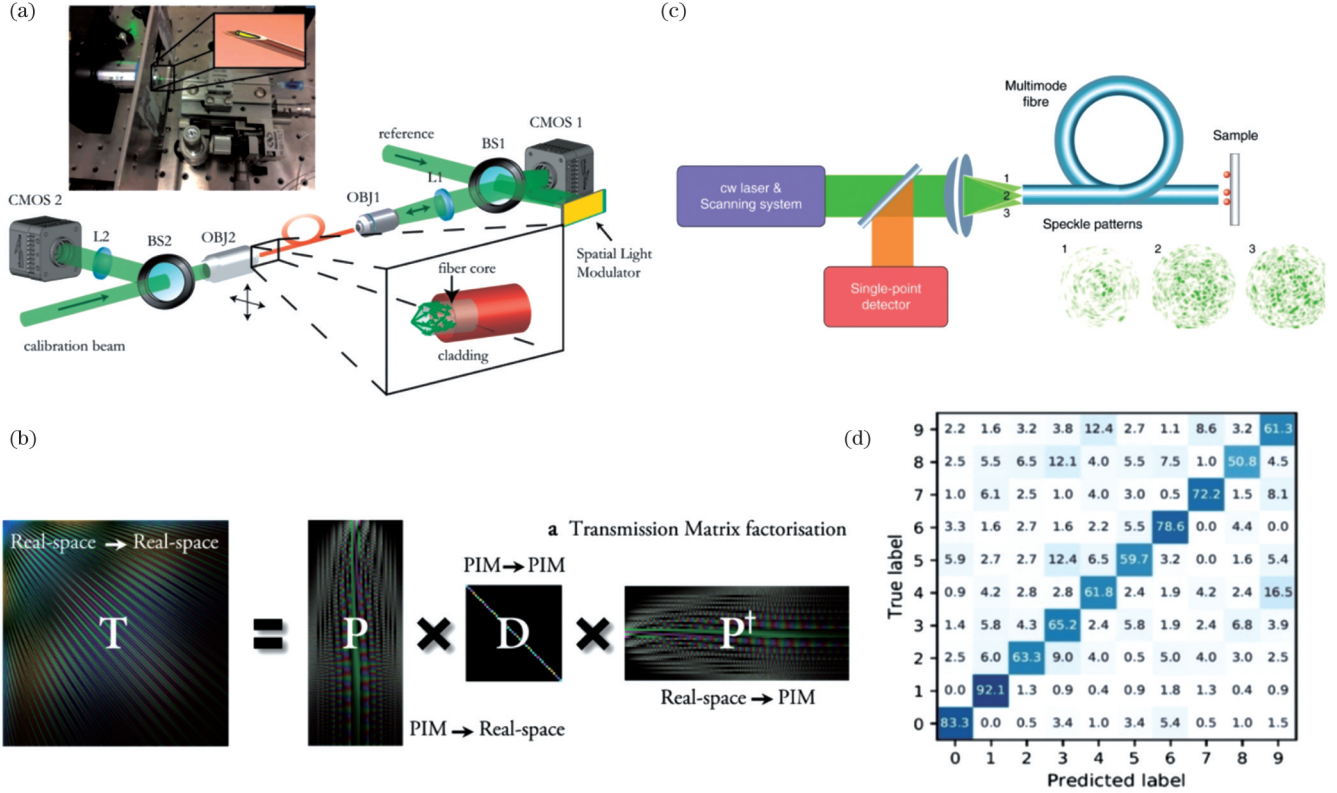


图 1 多模光纤成像技术的研究进展。(a)利用数字相位共轭方法实现光纤出射端面点扫描成像装置图^[5];(b)通过传输矩阵方法测量光纤输入及输出的传输关系^[48];(c)利用压缩感知方法实现光纤散斑快速成像^[13];(d)利用深度学习对 1 km 光纤传输的手写数字图像的识别准确率^[30]

Fig. 1 Research progress in multimode fiber imaging technology. (a) Point scanning imaging device of fiber output end face using digital phase conjugation method^[5]; (b) measurement of the transmission relationship between fiber input and output by the transmission matrix method^[48]; (c) fast imaging of fiber scattering spots using compressed sensing approach^[13]; (d) recognition accuracy of handwritten digital images transmitted by 1 km optical fiber using deep learning^[30]

2010年,Popoff等^[42-43]利用全息测量方式成功获得了ZnO随机散射介质的传输矩阵,并通过正则化图像恢复算法减小了图像噪声。为了优化基于光学传输矩阵的方法,研究人员探索了各种新的测量手段。2011年,Choi等^[44]提出了一种基于频域的传输矩阵测量方案;2012年,Tripathi等^[45]加入了偏振状态参量,这有助于获得特定偏振态下的聚焦光点;2015年,Andreoli等^[46]指出不同波长光的空域传输矩阵并不相同,并提出了一种多光谱传输矩阵测量方案,实现了宽光谱聚焦;2021年,Li等^[47]提出了传输矩阵的压缩测量方法,减少了标定传输矩阵所需的时间。

多模光纤中的空域传输矩阵计算需要测量出射光的复振幅分布,然而该信息无法被相机直接检测^[48-49]。

传统上,需要引入一束外部参考光与出射光进行干涉,通过分析干涉图样来提取出射光的复振幅信息^[50]。但是,外部参考光的实验方案较为复杂,而且容易受到机械稳定性变化和热漂移效应的影响,导致参考光束的相位不稳定。另一种方法是内部参考法,即将部分输入模式作为内部参考^[51]。但这种方案存在以下问题:1)减少了有效的输入调制模式数目;2)参考光中包含非理想的暗点,导致部分矩阵元素无法被有效测量;3)测量所得的传输矩阵存在固有的相位误差,难以应用于三维成像。

无参考传输矩阵测量仅需要通过检测输出光场在测量平面的强度分布即可重构传输矩阵,如基于贝叶斯方法^[52-53]、Gerchberg-Saxton算法^[54]、半定规划^[55]、Kalman滤波^[56]、prVAMP^[57]以及重加权振幅流^[58]等的

无参考传输矩阵重建算法。这种方案由于实验装置简单以及测量鲁棒性好,在多模光纤成像中展现出重要的应用前景。但是,无参考传输矩阵测量在多模光纤成像中的应用仍面临计算时间过长和重建矩阵存在较大相位误差这两个主要问题:1) 当矩阵维数较大时,这些算法的计算时间可达数小时量级^[54,57];2) 通过无参考方法获得的传输矩阵存在明显的相位偏移误差。由于仅从强度分布中恢复,不同像素之间的相对相位信息没有被获取,导致预测得到的光场振幅正确但相位存在错误,这对多模光纤的光场调控有重要影响^[59]。2023年,浙江大学刘旭教授及杨青教授团队^[60]提出了基于傅里叶变换矩阵的无参考测量方法,该方法相比于传统反演方法,速度提升1200倍,同时采用离焦测量修正了相位偏移误差,在不同焦面实现了三维聚焦点的生成。

此外,光在光纤传输过程中会受到光纤结构、折射率分布、应力等因素的影响。每个模式在经过光纤后其偏振状态呈随机化。偏振传输矩阵可以全面描述不同偏振态之间的耦合情况,包括线偏振、圆偏振等各种偏振状态之间的转换,在理解和优化多模光纤系统中的偏振行为方面具有重要的作用。2011年,Čižmár等^[61]在多模光纤中对两束正交线偏振光进行了传输矩阵测量,获取了偏振传输矩阵并大幅提升了调控精度。2015年,该课题组^[62]利用方解石光束偏移器在光纤入射端实现左旋圆偏振及右旋圆偏振光场的入射,最终通过测量光纤输入前后两束正交圆偏振光的复振幅传输关系,获取了完整的偏振传输矩阵。

当短脉冲经过多模光纤后,色散导致其时域响应不同。通过多模光纤进行时空调控,需要对其时空域进行测量,并进行空间波前整形及时域调制。2019年,Xiong等^[35]在长度为1 m、芯径为50 μm的阶跃光纤中通过微弯引入强耦合,以0.04 nm的步长测量了6.4 nm波长范围内的空域传输矩阵,并通过傅里叶变换获取了时间相关传输矩阵,最终通过多模光纤的时间相关传输矩阵优化脉冲的入射波前,最大限度地提高了在选定时间出射的功率。同年,Mounaix等^[36]在通过实验测量了光纤的多光谱传输矩阵后,利用傅里叶变换计算了时间分辨传输矩阵,最终实现对多模光纤空间/偏振模式的时间特性调控。

通过时空域的传输矩阵及入射光场波前的调控能够实现多模光纤输出光场的调控(振幅、相位、偏振、波长、脉冲时延等),从而能够通过光纤输出端的聚焦光斑扫描或者在接收端的宽场重建实现成像。

3 多模光纤成像技术的进展

多模光纤成像根据成像对象是否属于真实对象分为真实样本成像^[4-27]以及图像传输成像^[28-34]。前者通常指对实际存在的物体或样本进行成像,后者则涉及空间光调制器等器件模拟的图像信号在光纤中的传输

和还原重构。

3.1 真实样本成像

根据成像机制的不同,多模光纤对真实样本的成像可以分为以下几种类型:荧光成像、反射成像、无标记特异性成像和多模式成像。

1) 荧光成像

荧光成像是生命科学研究的重要手段之一,其原理是利用荧光标记物质吸收特定波长的激发光后,发出波长较长的荧光信号,并根据荧光分布构建样品的光学图像。相较于传统的显微技术,荧光成像具有高灵敏度、高空间分辨率、多通道检测能力等独特优势,可实现对细胞内组分的定量解析和定位。基于多模光纤的荧光内窥成像技术可在不引起组织较大损伤的前提下,实现对生理环境下细小腔道或脑组织的精确荧光观测,展现出重要的应用前景^[5-14,63-65]。

自2013年Papadopoulos等^[5]报道利用多模光纤实现点扫描荧光成像以来[图2(a)],该领域的研究取得了很大的进展。2018年,Vasquez-Lopez等^[7]通过将多模光纤植入活体小鼠脑内的微创手术实现了亚细胞级分辨率(约1.35 μm)的脑组织成像,所得图像可清晰显示神经元树突结构[图2(b)],并实现了神经信息测量,相比传统透镜内窥成像,多模光纤探头使脑组织损伤体积减小至原来的1/100以下。同年,Turtaev等^[6]实现了3.5 frame/s的高保真脑成像,这标志着微创高分辨脑成像技术的重大进展。与二维成像相比,三维内窥显微成像更能提供完整的细胞结构信息。2020年,浙江大学刘旭及杨青团队^[8]设计了一种紧凑的多模光纤体成像系统,实现了衍射极限三维荧光成像,如图2(d)所示。同年,针对波前调制器件模式数量有限,无法对大直径光纤中所有的模式进行有效控制,导致成像信噪比降低的问题,该团队^[63]提出基于波长调谐的多帧采集成像方法,实现了比单帧信噪比高4倍的成像[图2(f)]。2022年,该团队^[64]针对多模光纤中空间变化模糊问题,提出利用合成数据集驱动深度学习网络对空间变化的退化图像进行去模糊和去噪的方法,如图2(e)所示,该方法的速度比传统方法快3个数量级。2023年,该团队^[65]利用全矢量调制结合荧光差分实现250 nm分辨率的荧光成像。内窥中侧向成像对于观察内腔内壁的状况以及脑部结构的侧面都至关重要。2021年,Silveira等^[9]提出新型多模光纤侧向探头设计,以减小组织损伤。2023年,Stibůrek等^[10]进一步利用110 μm直径的多模光纤侧向探头,实现小鼠脑实时成像,监测钙信号和血流速度[图2(c)]。此外,双光子荧光成像具有深度成像能力,并能够在活体组织内实现高分辨率小损伤的三维成像。多模光纤双光子荧光成像一直备受关注。然而,在超短脉冲条件下,多模光纤不仅存在模式色散效应,脉冲在传播过程中也会发生明显的时域展宽。2015年,Morales-Delgado等^[16]提出一种同时补偿模式色散和脉冲展宽的方法,

使光纤远端产生最小时域宽度的脉冲,并形成聚焦光斑,进而实现双光子激发。该研究展示了多模光纤可实现多光子效应激发的可能性。该团队后续还证明,通过 20 cm 长、350 μm 直径的多模光纤可实现双光子激发,达到 1 μm 横向分辨率、15 μm 轴向分辨率、80 $\mu\text{m} \times 80 \mu\text{m}$ 视场的三维双光子成像效果^[17]。

上述提及的成像方案都基于点扫描成像,该方法受限于当前波前调制器件的速度,难以满足内窥视频

级采样(大于 30 frame)的需求。2018 年, Amonova 等^[12]利用多模光纤的模式耦合效应,采用压缩采样而非逐点扫描方式,并结合稀疏表示理论中的压缩感知算法进行重建,基于简单装置实现了比 Nyquist 频率下限高 20 倍的成像速率,后续研究还实现 2 倍衍射极限的分辨率^[13]。2022 年,浙江大学刘旭和杨青团队^[14]引入波前调控技术,提高了采样基矢的正交性,同时采用压缩感知和区域块并行计算实现三维快速成像。近年

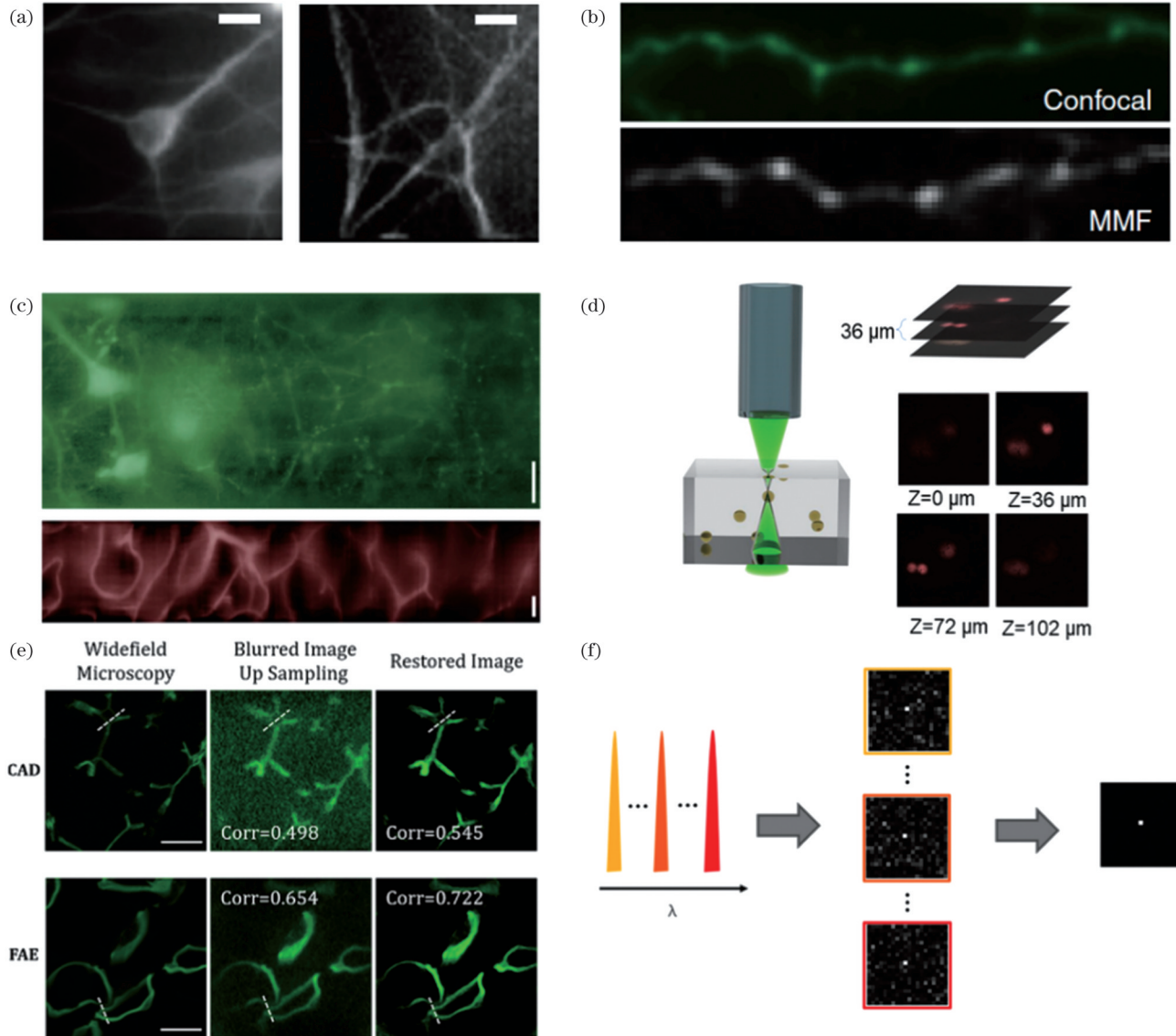


图 2 多模光纤荧光成像。(a) Papadopoulos 等用多模光纤内窥镜探测细胞和亚细胞细节^[5]; (b) Vasquez-Lopez 等通过共聚焦显微镜成像和多模光纤成像方式清晰地识别出树突棘^[7]; (c) Stibůrek 等利用侧向多模光纤内窥镜对小鼠大脑皮层及皮层血管的成像结果^[10]; (d) Wen 等利用多模光纤对三维分布的荧光微球进行体积成像^[8]; (e) Deng 等利用合成数据集驱动深度学习网络对空间变化的退化图像进行去模糊和去噪^[64]; (f) Zhang 等利用波长调谐的多帧采集成像方法实现了比单帧信噪比高 4 倍的成像^[63]

Fig. 2 Multimode fiber fluorescence imaging. (a) Papadopoulos *et al.* detected cellular and subcellular details with a multimode fiber endoscope^[5]; (b) Vasquez-Lopez *et al.* clearly identified dendritic spines by confocal microscopy imaging and multimode fiber imaging^[7]; (c) Stibůrek *et al.* used lateral multimode fiber endoscopy for cerebral cortex imaging and cortical vascular imaging in mice^[10]; (d) Wen *et al.* used multimode fiber for volumetric imaging of three-dimensionally distributed fluorescent microspheres^[8]; (e) Deng *et al.* used synthetic datasets to drive deep learning networks for deblurring and denoising of spatially varied degraded images^[64]; (f) Zhang *et al.* utilized wavelength-tuned multi-frame acquisition imaging method to achieve signal-to-noise ratio 4 times higher than that of single frame^[63]

来的研究充分展现出多模光纤荧光内窥在生物医学成像和临床神经外科研究中的巨大应用潜力。

2) 反射成像

反射成像是一种基于样本表面对入射光的反射来获取信号的方法。这些记录的光信号经过处理和重建算法后,可以呈现出样本表面的形貌、纹理、结构以及其他特性。结合反射成像技术,多模光纤有望应用在医学成像及狭窄工业腔道内表面形貌分析等领域^[11,22-23]。2013年,Mahalati等^[11]将一系列随机场模式输入光纤,利用输出端形成的随机散斑对目标进行采样,将反射光功率值回传,用于重建图像。图像的可分辨像素数接近光纤每个偏振方向上空间模式数的4倍。

为将多模光纤反射成像有效应用于临床诊断和微创手术,成像系统需要兼顾高分辨率、高帧率以及扩展工作距离和视野等指标。Leite等^[26]展示了基于1.7万模式调制的多模光纤反射成像方法,通过调控输入光场在特定空间频率区域的能量分布,可以将远场焦点

的均匀性提高2倍以上,同时改善成像信噪比。该多模光纤反射成像系统可以在20~400 mm距离范围内实现对宏观目标的成像,如图3(a)、(b)所示。这为多模光纤内窥镜在临床诊断与微创手术中的有效应用提供了可能。

此外,从反射信号中提取三维信息,对于临床医生更直观地判断手术视野中的深度变化非常重要,在手术过程中可以最大限度地避免对血管和神经的损伤,降低手术并发症的概率。2021年,Stellinga等^[27]在*Science*杂志上报道了一项突破性研究成果,他们利用多模光纤实现了多种场景的反射三维成像。与前期工作不同,该工作使用纳秒脉冲激光(脉宽约700 ps),基于返回信号强度获得图像信息,采用飞行时间技术恢复距离信息。同时,应用传输矩阵指导的计算方法提高了图像质量。该系统以5 Hz频率对几毫米至数米距离的目标进行三维成像,每帧包含约4000个可区分的深度特征,深度分辨率达2.5 mm^[27]。

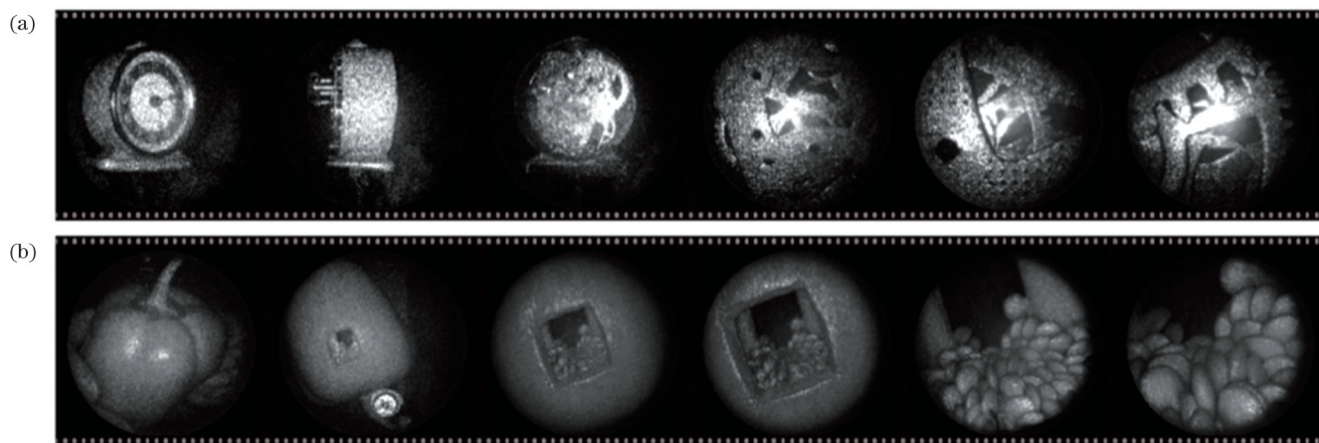


图3 多模光纤反射成像。(a)多模光纤内窥镜对机械钟进行宏观成像^[26]; (b)多模光纤内窥镜对开口辣椒进行宏观成像^[26]

Fig. 3 Multimode fiber reflection imaging. (a) Macroscopic imaging of mechanical clocks with a multimode fiber endoscope^[26]; (b) macroscopic imaging of open peppers by multimode fiber endoscopy^[26]

3) 无标记特异性成像

多模光纤探头可以很好地兼容各类传统的无标记特异性成像技术,如拉曼散射成像和二次谐波成像等^[18-22]。其中:拉曼散射成像可提供组织的化学成分振动指纹信息^[18-21];二次谐波成像可以获取样品的分子取向和结构信息^[22]。这些无标记成像手段的引入可显著提高多模光纤微内窥探头的成像能力,使其可以提取样品更为丰富的多维度信息,并改善深度和分辨率等关键指标。

2017年,Gusachenko等^[18]证明可在单根多模光纤中通过波前调控实现拉曼光谱成像,如图4(a)所示,从实验上分别对聚苯乙烯微球和药物混合物实现了拉曼检测。但是,微弱的拉曼信号常被来自光纤材料自身的强背景噪声掩盖,特别是最常用的二氧化硅,其在低频区域(小于 $500\sim 1700\text{ cm}^{-1}$)存在显著的宽背景噪

声。2018年,Deng等^[19]使用直径仅为 $60\text{ }\mu\text{m}$ 的蓝宝石多模光纤制备更细小的拉曼探头,如图4(b)所示。该设计利用了蓝宝石的低荧光、窄拉曼峰、优异的高温抗腐蚀性能和大数值孔径特性,实现了对聚苯乙烯微球、碳纳米的拉曼成像,空间分辨率达 $1\text{ }\mu\text{m}$,视场为 $30\text{ }\mu\text{m}$ ^[19]。

相干反斯托克斯拉曼散射成像是一种非线性光学显微技术,相比传统拉曼成像,其可实现高速采集样品化学信息的能力,适用于实时或高通量成像应用。这种技术具有化学选择性,可区分并分析不同化学成分,且信噪比高,即使弱信号条件下也可获得清晰图像^[20-21]。2019年,Trägårdh等^[20]实现多模光纤与相干反斯托克斯拉曼散射成像技术的结合,如图4(c)所示。该系统使用数值孔径为0.29、 $125\text{ }\mu\text{m}$ 外径的商用渐变折射率光纤,通过波前调制实现点扫描。这一新

工具可显著提高在体内对脂质代谢和组织结构进行成像的能力,但渐变光纤存在强背景噪声问题。Pikálek

等^[21]采用渐变光纤与阶跃光纤复合探头,将非线性背景降低 1 个数量级[图 4(d)]。

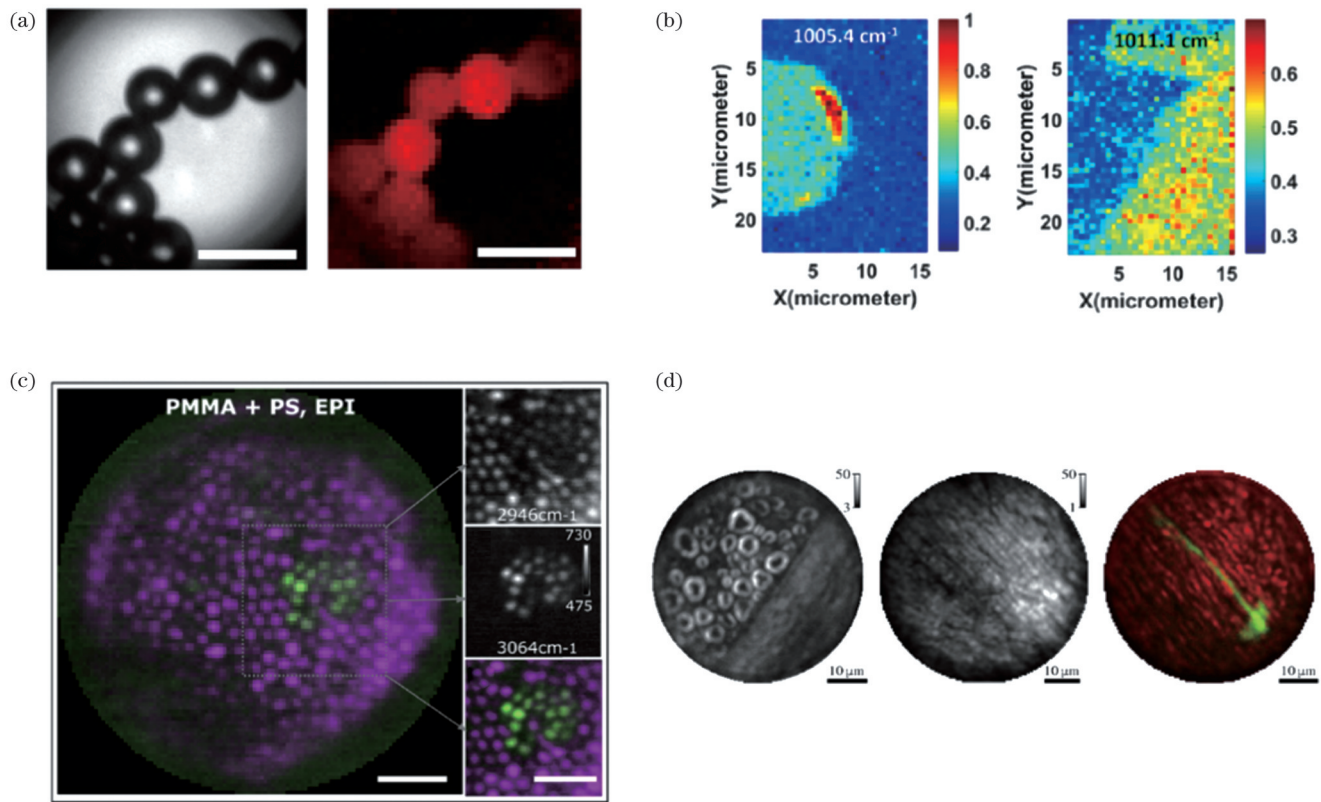


图 4 多模光纤拉曼成像。(a)Gusachenko 等对聚苯乙烯微球的宽场显微成像图以及拉曼成像图^[18];(b)Deng 等对聚苯乙烯微球和 CaSO₄块的拉曼成像^[19];(c)Trägårdh 等对甲基丙烯酸珠和聚苯乙烯珠样品的相干反斯托克斯拉曼散射成像^[20];(d) Pikálek 等对坐骨神经横切面髓鞘等组织进行相干反斯托克斯拉曼散射成像的结果^[21]

Fig. 4 Multimode fiber Raman imaging. (a) Wide-field micrographs of polystyrene microspheres and Raman imaging by Gusachenko *et al.*^[18]; (b) Raman imaging of polystyrene monobeads and CaSO₄ blocks by Deng *et al.*^[19]; (c) Coherent anti-Stokes Raman scattering imaging of methacrylic bead and polystyrene bead samples obtained by Trägårdh *et al.*^[20]; (d) coherent anti-Stokes Raman scattering imaging of myelin sheaths and other tissues in cross sections of sciatic nerves obtained by Pikálek *et al.*^[21]

在多模光纤内窥镜系统中,通过非线性成像技术的组合可以提取更丰富的组织病理学信息,这有助于临床医生进行快速决策,并减少微创手术中的重复操作。2021年,Cifuentes等^[22]利用多模光纤内窥镜在小鼠尾腱和心脏组织实现了无标记的二次谐波偏振显微成像,如图 5 所示。通过精确控制光纤出射端的偏振状态和空间模式,检测二阶非线性极化率张量,实现了对结构蛋白如胶原和肌球蛋白的识别与成像。这种新方法展现出在敏感组织中实现原位和实时肿瘤及纤维化病变诊断的潜力,并最大限度地减小组织损伤。

4) 多模式成像

多模式是指光场的不同物理参数,如强度、相位、光谱、偏振、三维等,所以多模式成像需要集成不同的成像手段。同样,多模式成像中还可以结合如光学相干层析成像、光声成像等,可以从多维度获取组织信息,获得更丰富的研究数据。目前与多模光纤结合的多模式的内窥镜以强度、相位、荧光、光声内窥为主^[23-25]。光声成像集成了高分辨率、大穿透深度和区

分组织特性的能力。在脉冲或强度调制激光的照射下,组织内色素发生光热效应,产生可由超声探头检测的声波,形成光吸收分布图像。通过靶向特定结构的对比剂可进一步增强对比度。当多模光纤传输的纳秒脉冲以衍射极限聚焦照射时,声学信号强度可表示成像对比度。2020年,Mezil等^[23]利用红细胞和荧光微球的双模式模型评估了光声-荧光多模光纤成像系统性能。进一步小型化的光声探头有望集成到医用针头等微创手术工具中,指导术中操作。2023年,浙江大学刘旭教授和杨青教授团队^[65]将白光电子内窥镜和多模光纤内窥技术相结合,充分发挥各自的优势,实现对狭窄管腔的跨尺度观察。该系统使用白光内窥镜对消化道进行 120°宽视场扫描,判断病变大致区域,再使用多模光纤内窥镜锁定目标在 100 μm 视场下进行细胞形态分析(图 6)。这样的系统今后还可结合多功能探测技术,有望在精准诊疗中提供更丰富全面的信息,提高早期筛查效率,提供治疗的实时信息。

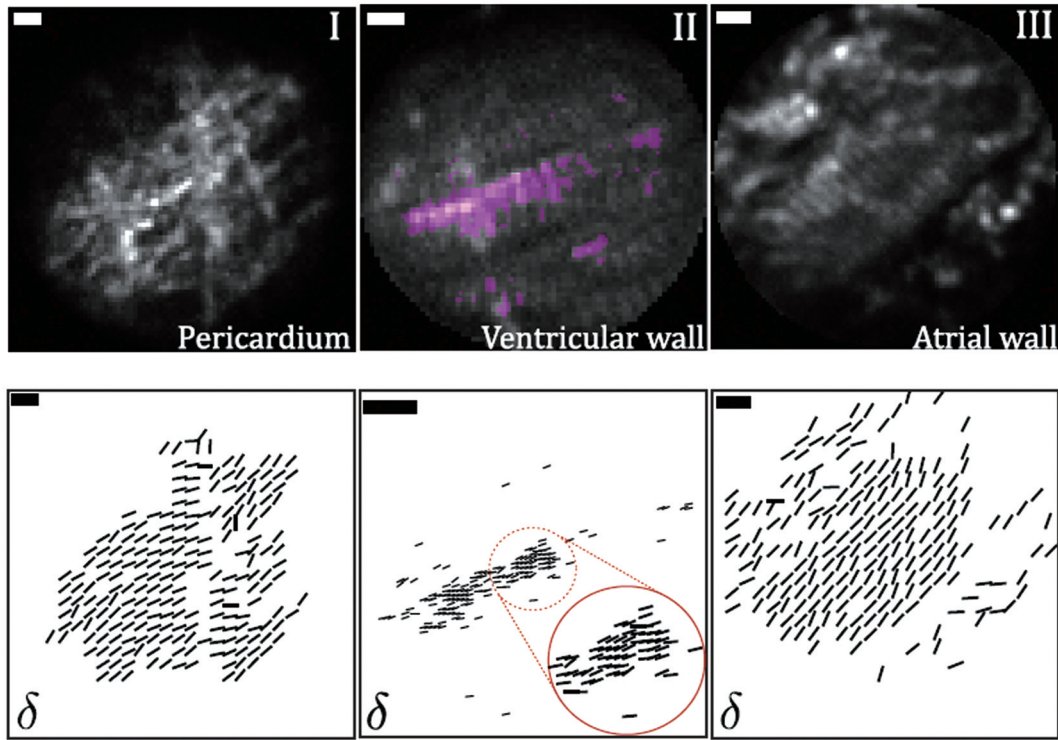


图 5 Cifuentes 等利用多模光纤对蛋白进行二次谐波偏振成像^[22]

Fig. 5 Second-harmonic polarization imaging of proteins using multimode fibers by Cifuentes *et al.*^[22]

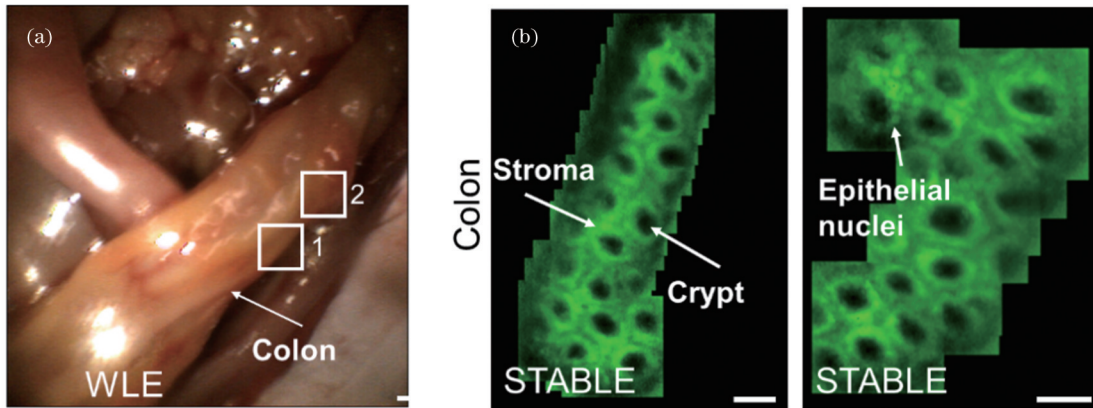


图 6 白光电子内窥镜与多模光纤的结合^[65]。(a)白光电子内窥镜观察健康结肠组织；(b)通过多模光纤内窥镜拼接的健康结肠荧光图像[图 6(a)中的区域 1 和 2]

Fig. 6 White light electronic endoscope combined with multimode fiber^[65]. (a) White light electronic endoscope images showing regions of healthy colon tissue; (b) stitching fluorescence images of healthy colon [regions 1 and 2 in Fig. 6(a)] by endoscopy with multimode fiber

3.2 图像传输成像

图像传输成像的典型方法是：首先利用空间光调制器对光进行振幅或相位的图案调制，光经多模光纤传输后，根据输出端的散斑分布，结合相应算法恢复输入端的图案信息。与其他成像应用不同，该方法中光束通常不与实际样品进行交互作用并产生反射光或荧光^[28-34]。

2018 年，Rahmani 等^[28]证明深度卷积神经网络可以仅从光纤输出端的散斑强度信息中恢复输入光场

的相位和振幅，实现了高保真图像的光纤传输与重建，如图 7(a)所示。2019 年，Caramazza 等^[29]通过建立光纤传输矩阵的复值逆矩阵模型，实现了高分辨率、高帧率自然场景图像的重建，无需深层神经网络即可完整恢复图像细节，如图 7(b)所示。2022 年，Liu 等^[34]联合时间拉伸法和光纤内窥镜，通过训练神经网络，从连接光纤输出的超快光电二极管时间波形中重建图像，实现了每秒超过 1500 万帧的成像，如图 7(c)所示。

然而,当前图像传输成像研究多数是基于投影系统生成的模拟样本。这与基于真实样本的成像结果存在较大差异。另外,由于构建包含真实样本的大规模

数据集用于神经网络训练具有困难,现有图像传输成像研究主要停留在算法测试阶段,与实际应用场景中的成像仍有一定距离。

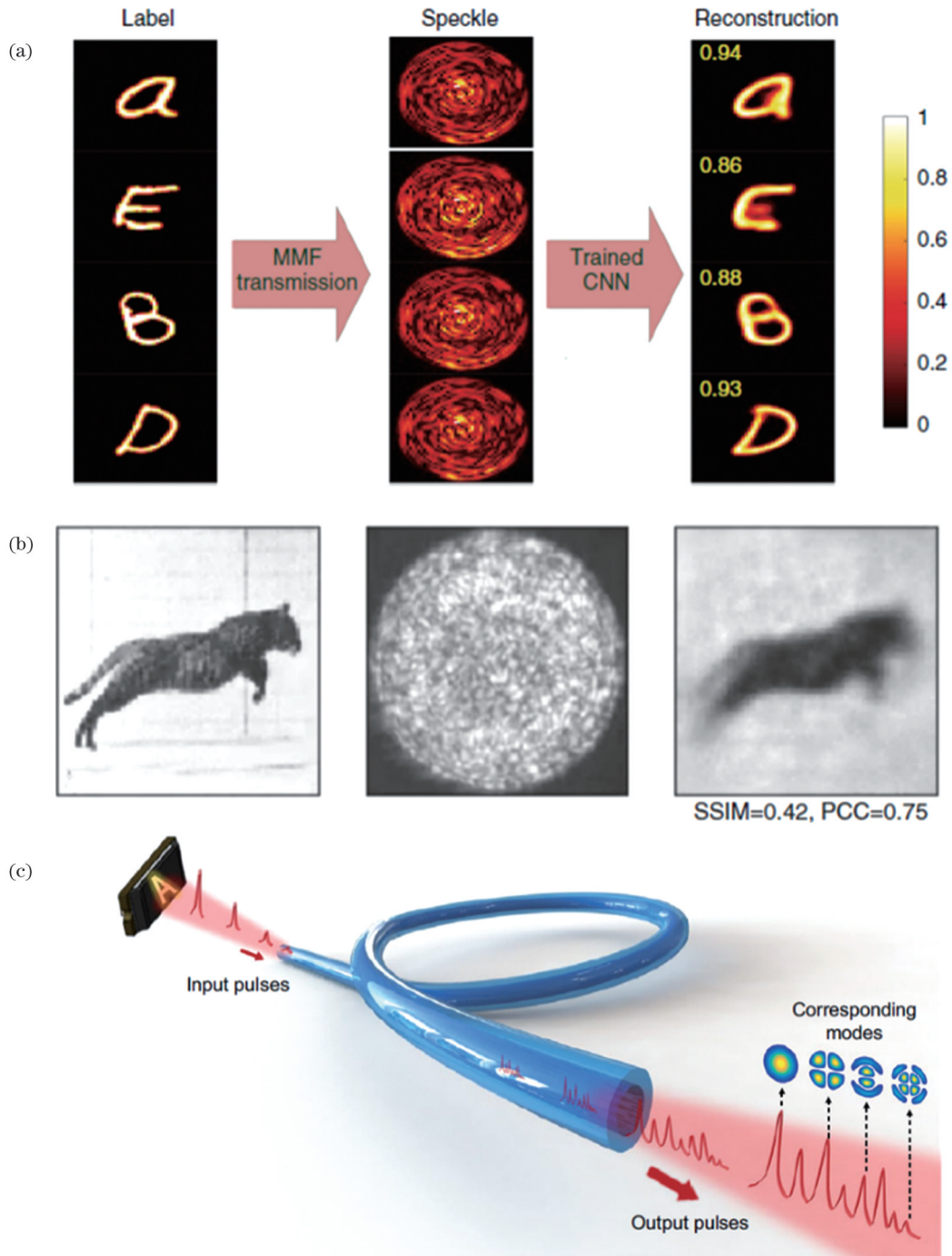


图 7 多模光纤图像传输成像。(a) Rahmani 等利用输出振幅散斑图和卷积神经网络产生的重建光纤输入振幅图的示例^[28]; (b) Caramazza 等将跳跃的猫的图像经过光纤后的散斑图以及重建恢复图^[29]; (c) Liu 等结合时间拉伸法和多模光纤内窥镜实现超高速成像的示意图^[34]

Fig. 7 Multimode fiber image transmission imaging. (a) Example of reconstructed fiber input amplitude map generated by Rahmani *et al.* using output amplitude scatter map and convolutional neural network^[28]; (b) scatterplot of images of jumping cats after fiber optics and reconstructed recovery maps obtained by Caramazza *et al.*^[29]; (c) schematic of the combination of time stretching method and multimode fiber endoscope for ultrafast imaging by Liu *et al.*^[34]

对多模光纤成像的各种方法中代表性工作的参数进行了详细统计。表 1 中呈现了各项工作参数的对

比,其中涵盖了光纤的参数、成像分辨率、工作距离、视场范围、成像速度以及成像模式等关键参数。

表 1 多模光纤成像代表性工作的参数对比
Table 1 Comparison of representative working parameters of multimode fiber imaging

Work	Multimode fiber parameter	Laser	Resolution / μm	Working distance	FOV/ ($\mu\text{m} \times \mu\text{m}$)	Imaging speed	Imaging mode
Vasquez-Lopez <i>et al.</i> ^[7]	NA is 0.22, fiber diameter is 50 μm	488 nm	1.35	0–100 μm	50 \times 50	2.4 frame/s for 14400 pixel	Fluorescence/reflection imaging
Turtaev <i>et al.</i> ^[6]	NA is 0.22, fiber diameter is 50 μm	532 nm	1.18	30 μm	50 \times 50	3.5 frame/s for 7000 pixel	Fluorescence imaging/reflection
Wen <i>et al.</i> ^[65]	Effective NA is 0.65, fiber diameter is 30 μm	488 nm	0.25 μm	0–200 μm		2.5 frame/s for 9216 pixel	Fluorescence imaging/reflection
Amitonova <i>et al.</i> ^[13]	NA is 0.22/0.1, fiber diameter is 50 μm /105 μm	532 nm	Spatial resolution is at least twice the diffraction limit	–	–	Imaging speed is 20 times faster than the Nyquist limit	Fluorescence imaging/reflection
Dong <i>et al.</i> ^[14]	NA is 0.22 and core radius is 25 μm	561 nm	Axial resolution is 16 μm	0–200 μm	100 \times 100 \times 200	1.7 s for the acquisition of the entire volume	Fluorescence imaging/reflection
Cifuentes <i>et al.</i> ^[22]	NA is 0.3, fiber diameter is 62.5 μm	1040 nm femtosecond laser	1 μm	15 μm	62.5 \times 62.5	30–80 s	Second harmonic
Morales-Delgado <i>et al.</i> ^[17]	NA is 0.29, fiber diameter is 200 μm	800 nm, 76 kHz repetition rate, 100 fs pulse width	1 μm laterally and 15 μm axially	0–50 μm	318 \times 318	–	Two-photon
Trägårdh <i>et al.</i> ^[20]	NA is 0.29, fiber diameter is 50 μm	Pump beam: 830–832 nm Stokes beam: 661–668 nm	Full width at half maximum of the spots is 1.23 μm and 1.55 μm for the pump and Stokes wavelengths	–	50 \times 50	–	Stimulated Raman
Mezil <i>et al.</i> ^[23]	Fiber diameter is 62.5 μm for illumination fiber, fiber diameter is 125 μm for collection fiber Fiber-optic ultrasound sensor	532 nm, 7 kHz repetition rate, 5 ns pulse width	2.2 μm	100 μm	64 \times 64	30 s	Photoacoustic
Stellinga <i>et al.</i> ^[27]	NA is 0.22, fiber core radius is 25 μm for illumination fiber, fiber diameter is 500 μm for collection fiber	532 nm, 21 kHz repetition rate, 700 ps pulse width	Angular resolution is 16 mrad	0–2.5 m	Depending on working distance	5 frame/s for \sim 23000 pixel	Reflection imaging

4 多模光纤抗弯曲成像发展

光纤弯曲会显著影响光纤中光的传播。光纤弯曲会导致能量损耗,因为一些模式的光可以穿透到弯曲处的包层上,造成光的泄漏。除此之外,光纤弯曲还会导致模式混合以及相位漂移。将特定散斑模式发送到光

纤的近端,以在远端获得一个聚焦的衍射极限光斑,这是光纤成像的典型场景。假设光纤发生弯曲,光纤弯曲导致的模式混合和相位漂移会引起传输矩阵的变化,这将导致远端聚焦光斑完全退化,从而无法正常成像。

光纤的远端面在成像时往往会深入物体内部,因此无法在这种情况下在光纤远端进行传输矩阵的重新

标定。为了克服这个限制并在封闭区域进行微创光学成像, 研究者们提出了几种方法, 试图不通过光纤远端面的标定来解决该问题^[65-75]。

2013年, Farahi等^[66]在多模光纤远端面放置一块全息板, 通过一根与多模光纤物理上分离的单模光纤进行照明, 从而创建一个“虚拟信标”, 同时结合反馈方法实现了单一聚焦光斑的稳定聚焦, 如图8(a)所示。2015年, Gu等^[67]提出了一种更通用的方法以在近端面进行传输矩阵的测量。该方法基于反射矩阵推断正向传输矩阵, 即光从近端面进入, 经过远端反射器再回到近端面, 如图8(b)所示。这种方法的应用限制在于光纤传输矩阵的转置对称性, 使测量到的反射矩阵与其相应的传输矩阵存在二次关系, 存在符号多义性或无法唯一确定相应传输矩阵等问题。在这种情况下, 需要构建一个明确的反射器来测量传输矩阵。然而, 反射器的制备难度极大, 同时反射器会阻碍光透过, 因此该方法目前还停留在仿真阶段。2019年, Gordon等^[70]提出在光纤输出端放置超表面

反射器件, 并通过测量多个波长的反射矩阵来恢复传输矩阵的方法, 如图8(e)所示。2015年, Plöschner等^[62]证明了如果能制造出高精密光纤并测量出其准确的直径、长度、数值孔径等物理参数, 同时结合精准的弯曲表征, 例如通过传感光纤标定弯曲, 那么在数值模拟上还原一个正确的传输矩阵是有可能的^[8(c)]。同时, 变形引起的传输矩阵变化的强度可以通过改变折射率和泊松比进行调节, 这可能带来一个令人激动的新可能性, 即设计一种具有抑制弯曲效应的光纤。然而, 要使光纤变形后的光传输过程完全不变, 则需要实现负折射率或负泊松比。同时, 在封闭腔体中精密测量光纤的弯曲也具有极大难度。因此这两种方法在实验上都非常难以实现^[62]。2017年, Loterie等^[68]证明可以在显著改变光纤的几何形状的同时保持恒定的传播特性, 例如允许多模光纤成像设备在刚性导管(如导管)内纵向平移一定距离, 如图8(d)所示。2018年, Boonzajer等^[69]展示了具有完美抛物线状折射率分布的光波导结构, 能够在弯曲时保持传播

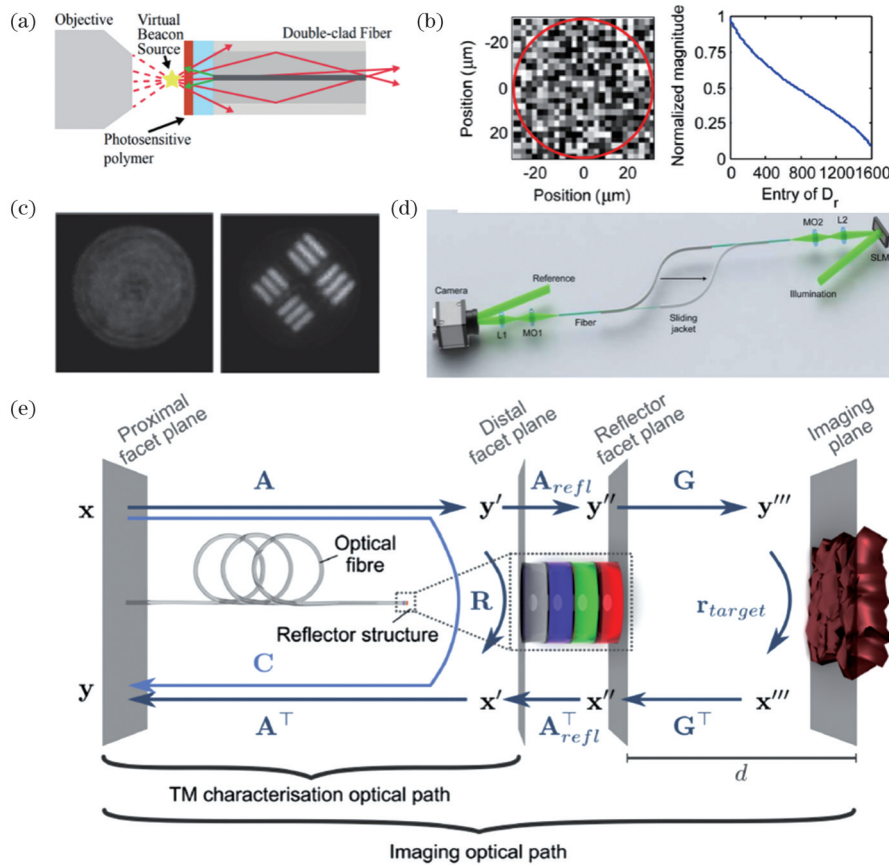


图 8 多模光纤抗弯曲成像的研究进展。(a)Farahi等提出的虚拟信标方法示意图^[66];(b)Gu等提出的部分反射器的反射率值示意图^[67];(c)Plöschner等提出通过建模计算结合数值修正得到的弯曲后多模光纤的恢复成像效果^[62];(d)Loterie等发现的光纤中形状平移不改变传播特性示意图^[68];(e)Gordon等通过端面超表面反射器实现反射光重建传输矩阵示意图^[70]

Fig. 8 Research progress in bending-resistant imaging of multimode fibers. (a) Schematic of the virtual beacon approach proposed by Farahi *et al.*^[66]; (b) schematic of reflectance values for some of the reflectors proposed by Gu *et al.*^[67]; (c) recovery imaging results of multimode fibers after bending by modeling calculations combined with numerical corrections proposed by Plöschner *et al.*^[62]; (d) schematic of discovery by Loterie *et al.* that shape translation in optical fibers does not change propagation properties^[68]; (e) schematic of reflected light reconstruction transmission matrix via end-plane reflectors proposed by Gordon *et al.*^[70]

不变模式几乎不受影响。此外,他们还证明了无论形变的复杂程度如何,由弯曲引起的抛物线折射率光线的传输矩阵的变化可以只用两个自由参数表示。尽管目前研究者无法制备具有足够精确的抛物线折射率分布光纤,但他们发现:与阶跃折射率类型相比,商用的渐变折射率光纤的成像性能受弯曲变形的影响明显更小。

尽管研究者们提出了许多解决方案,但是以往方案依赖过于复杂甚至难以实现的端面制造工艺,同时恢复算法非常耗时,且需要知道精确的光纤形状分布,还无法实现对真实场景下的柔性运动多模光纤高分辨成像。

深度学习神经网络目前也广泛应用在解决多模光纤弯曲成像的过程中,可以学习光纤弯曲对成像造成

的干扰并消除这一效应^[71-75],如图 9(a)所示。2019 年, Fan 等^[71]发现神经网络在多模光纤的多个状态间具备一定的泛化能力。这种深度神经网络可以用多个多模光纤弯曲状态进行训练,在不知道存在哪种状态的情况下恢复出简单的输入信息。进一步地,2021 年, Resisi 等^[73]使用深度卷积神经网络并对多个低相关光纤形态的组态进行训练。当采用数百个随机的不相关的光纤弯曲形态对网络进行训练后,即使光纤受到强烈扰动,它也能成功地重建出高保真的图像,如图 9(b)所示。

深度学习神经网络具备强大的泛化能力,但是目前的方案多用于手写数据集等模拟图像经传输后的图像恢复,这种场景与真实的多模光纤成像过程差距较大,因而目前还无法对实际场景进行成像。

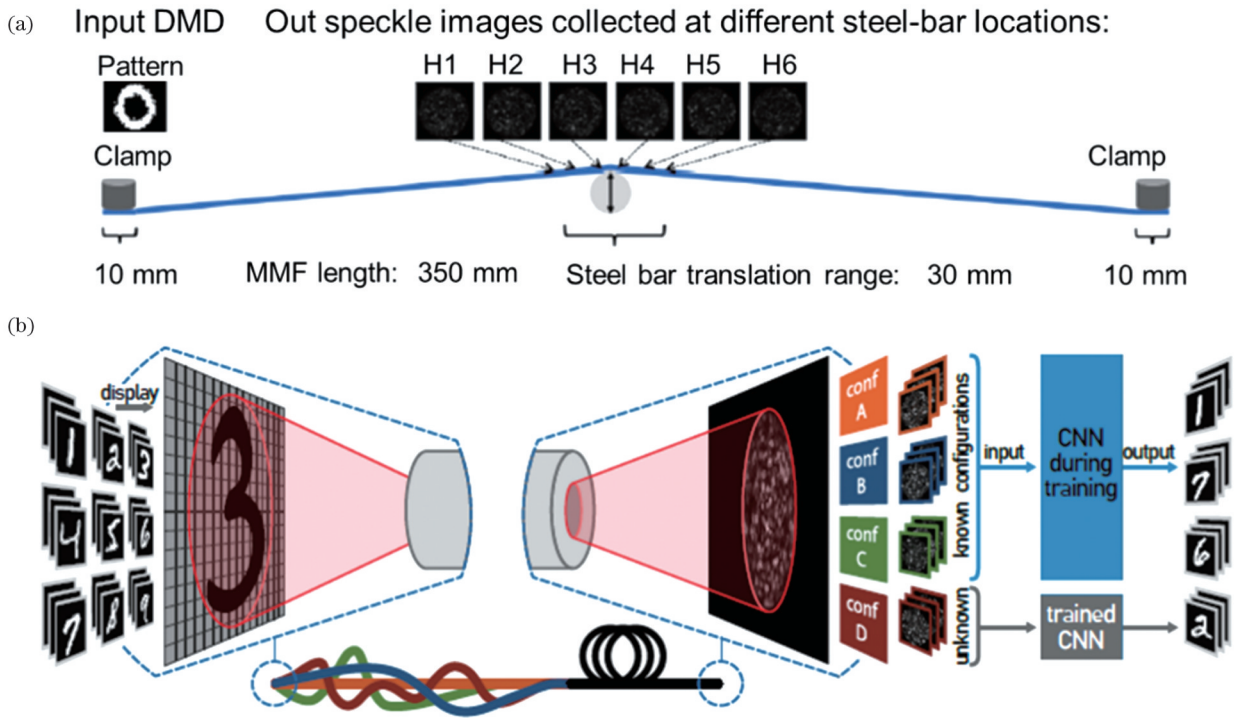
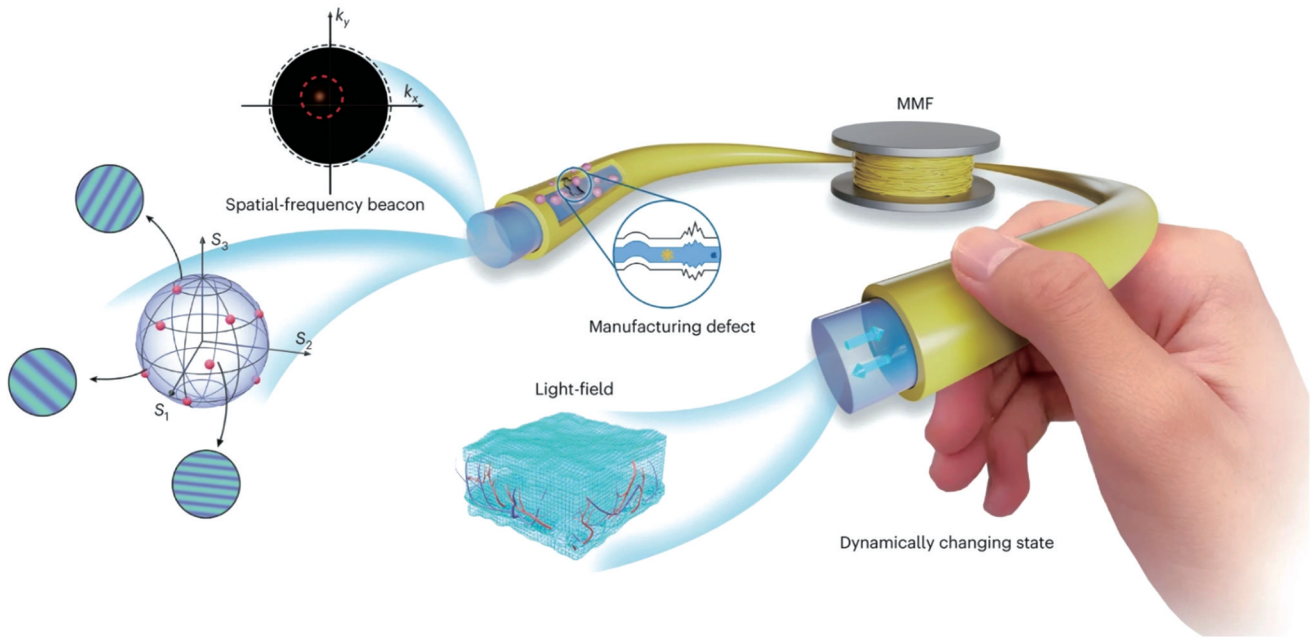


图 9 基于深度学习的多模光纤抗弯曲成像的研究进展。(a) Fan 等提出通过多个多模光纤弯曲状态进行神经网络训练的方法^[71]; (b) Resisi 等使用深度卷积神经网络对多个低相关光纤形态的组态训练^[73]
 Fig. 9 Research progress on deep learning-based bending-resistant imaging of multimode optical fibers. (a) Fan *et al.* proposed neural network training by multiple multimode fiber bending states^[71]; (b) Resisi *et al.* used a deep convolutional neural network combined with group training on multiple low correlation fiber morphologies^[73]

2023 年,浙江大学刘旭与杨青团队^[65]提出一种空间频率域编码追踪自适应信标光场编码(STABLE)方法,在 STABLE 方法中,该团队设计了一个全矢量的入射波前,将光纤远端面的菲涅耳反射光聚焦在空间频域的一个单像素探测器上,构成空间频率信标(图 10),实现多模光纤状态追踪从空间散斑追踪向单像素空间信标追踪的转变。通过分析光纤内传播模式分布、信标的关系,研究人员发现,单像素探测器检测到的信标强度信号与光纤形变引起的无序振幅、相位和

偏振变化直接相关。该强度信号反映了当前光纤弯曲状态与预校准传输矩阵之间的关联性。同时,利用多模光纤作为一种径向对称波导的特点,引入数据降维计算方法,将光纤状态搜索问题压缩到更低的维度,最终实现了千赫兹级的传输矩阵搜索速度,将反馈追踪时间从分钟级压缩至毫秒级。该技术有望实现多模光纤在实际场景中的抗弯曲成像应用,推动其实用化进程。

图 10 空间频率域编码追踪自适应信标光场编码方法原理^[65]Fig. 10 Principle of spatial-frequency coding tracking based adaptive beacon light-field-encoded method^[65]

5 结 论

多模光纤成像经过十多年的发展,已逐渐成熟并显示出比传统内窥显微成像的分辨率更高、损伤更小等优势。该技术有望实现超细直径的亚微米级分辨率的内窥显微成像,应用前景广泛。本文仅概括了多模光纤时空模式测量和成像的主要方法与进程,面向实用化增强系统的抗动态干扰能力是下一步的研究重点。特别值得指出的是:必须解决在使用过程中光纤的大幅度弯曲、扭转、拉伸等,以及内窥镜操控过程中不可避免的快速且剧烈运动导致的极为复杂且快速变化的模式耦合问题,需要发展更为快速的抗模式耦合扰动技术。同时结合阵列化的多模光纤,可使其成像的模式数进一步增加,以获取与传统高清电子内窥/显微镜相当的清晰度及视场范围。此外,成像的多功能性需要进一步的扩展,在狭窄通道内通过光纤探头获取多维度信息,引入偏振成像、相位成像、荧光寿命成像、高光谱成像等技术在未来尤为重要。超越现有内窥显微技术并实现稳定、高分辨率、广视场、多功能兼容、小损伤是多模光纤成像实际应用的目标和方向。

参 考 文 献

- [1] Mannath J, Ragnath K. Role of endoscopy in early oesophageal cancer[J]. *Nature Reviews Gastroenterology & Hepatology*, 2016, 13(12): 720-730.
- [2] Goetz M, Malek N P, Kiesslich R. Microscopic imaging in endoscopy: endomicroscopy and endocytoscopy[J]. *Nature Reviews Gastroenterology & Hepatology*, 2014, 11(1): 11-18.
- [3] Bajbouj M, Vieth M, Rösch T, et al. Probe-based confocal laser endomicroscopy compared with standard four-quadrant biopsy for evaluation of neoplasia in Barrett's esophagus[J].

Endoscopy, 2010, 42(6): 435-440.

- [4] Cao H, Čizmar T, Turtaev S, et al. Controlling light propagation in multimode fibers for imaging, spectroscopy, and beyond[J]. *Advances in Optics and Photonics*, 2023, 15(2): 524-612.
- [5] Papadopoulos I N, Farahi S, Moser C, et al. High-resolution, lensless endoscope based on digital scanning through a multimode optical fiber[J]. *Biomedical Optics Express*, 2013, 4(2): 260-270.
- [6] Turtaev S, Leite I T, Altwegg-Boussac T, et al. High-fidelity multimode fibre-based endoscopy for deep brain *in vivo* imaging [J]. *Light, Science & Applications*, 2018, 7: 92.
- [7] Vasquez-Lopez S A, Turcotte R, Koren V, et al. Subcellular spatial resolution achieved for deep-brain imaging *in vivo* using a minimally invasive multimode fiber[J]. *Light, Science & Applications*, 2018, 7: 110.
- [8] Wen Z, Wang L Q, Zhang X H, et al. Fast volumetric fluorescence imaging with multimode fibers[J]. *Optics Letters*, 2020, 45(17): 4931-4934.
- [9] Silveira B M, Pikálek T, Stibúrek M, et al. Side-view holographic endomicroscopy via a custom-terminated multimode fibre[J]. *Optics Express*, 2021, 29(15): 23083-23095.
- [10] Stibúrek M, Ondráčková P, Tučková T, et al. 110 μm thin endo-microscope for deep-brain *in vivo* observations of neuronal connectivity, activity and blood flow dynamics[J]. *Nature Communications*, 2023, 14: 1897.
- [11] Mahalati R N, Gu R Y, Kahn J M. Resolution limits for imaging through multi-mode fiber[J]. *Optics Express*, 2013, 21(2): 1656-1668.
- [12] Amitonova L V, de Boer J F. Compressive imaging through a multimode fiber[J]. *Optics Letters*, 2018, 43(21): 5427-5430.
- [13] Amitonova L V, de Boer J F. Endo-microscopy beyond the Abbe and Nyquist limits[J]. *Light, Science & Applications*, 2020, 9: 81.
- [14] Dong Z Y, Wen Z, Pang C L, et al. A modulated sparse random matrix for high-resolution and high-speed 3D compressive imaging through a multimode fiber[J]. *Science Bulletin*, 2022, 67(12): 1224-1228.
- [15] Choi Y, Yoon C, Kim M, et al. Scanner-free and wide-field endoscopic imaging by using a single multimode optical fiber[J].

- Physical Review Letters, 2012, 109(20): 203901.
- [16] Morales-Delgado E E, Farahi S, Papadopoulos I N, et al. Delivery of focused short pulses through a multimode fiber[J]. Optics Express, 2015, 23(7): 9109-9120.
- [17] Morales-Delgado E E, Psaltis D, Moser C. Two-photon imaging through a multimode fiber[J]. Optics Express, 2015, 23(25): 32158-32170.
- [18] Gusachenko I, Chen M Z, Dholakia K. Raman imaging through a single multimode fibre[J]. Optics Express, 2017, 25(12): 13782-13798.
- [19] Deng S N, Loterie D, Konstantinou G, et al. Raman imaging through multimode sapphire fiber[J]. Optics Express, 2019, 27(2): 1090-1098.
- [20] Trägårdh J, Pikálek T, Šerý M, et al. Label-free CARS microscopy through a multimode fiber endoscope[J]. Optics Express, 2019, 27(21): 30055-30066.
- [21] Pikálek T, Stibůrek M, Simpson S, et al. Suppression of the non-linear background in a multimode fibre CARS endoscope[J]. Biomedical Optics Express, 2022, 13(2): 862-874.
- [22] Cifuentes A, Pikálek T, Ondráčková P, et al. Polarization-resolved second-harmonic generation imaging through a multimode fiber[J]. Optica, 2021, 8(8): 1065-1074.
- [23] Mezil S, Caravaca-Aguirre A M, Zhang E Z, et al. Single-shot hybrid photoacoustic-fluorescent microendoscopy through a multimode fiber with wavefront shaping[J]. Biomedical Optics Express, 2020, 11(10): 5717-5727.
- [24] Caravaca-Aguirre A M, Singh S, Labouesse S, et al. Hybrid photoacoustic-fluorescence microendoscopy through a multimode fiber using speckle illumination[J]. APL Photonics, 2019, 4(9): 096103.
- [25] Čížmár T, Dholakia K. Exploiting multimode waveguides for pure fibre-based imaging[J]. Nature Communications, 2012, 3: 1027.
- [26] Leite I T, Turtaev S, Boonzajer Flaes D E, et al. Observing distant objects with a multimode fiber-based holographic endoscope[J]. APL Photonics, 2021, 6(3): 036112.
- [27] Stellinga D, Phillips D B, Mekhail S P, et al. Time-of-flight 3D imaging through multimode optical fibers[J]. Science, 2021, 374(6573): 1395-1399.
- [28] Rahmani B, Loterie D, Konstantinou G, et al. Multimode optical fiber transmission with a deep learning network[J]. Light, Science & Applications, 2018, 7: 69.
- [29] Caramazza P, Moran O, Murray-Smith R, et al. Transmission of natural scene images through a multimode fibre[J]. Nature Communications, 2019, 10: 2029.
- [30] Borhani N, Kakkava E, Moser C, et al. Learning to see through multimode fibers[J]. Optica, 2018, 5(8): 960-966.
- [31] Xu R C, Zhang L H, Chen Z Y, et al. High accuracy transmission and recognition of complex images through multimode fibers using deep learning[J]. Laser & Photonics Reviews, 2023, 17(1): 2200339.
- [32] 孟球, 胡海峰, 胡金洲, 等. 基于深度学习的多模光纤散射介质成像重建[J]. 中国激光, 2020, 47(12): 1206005.
Meng L, Hu H F, Hu J Z, et al. Image reconstruction of multimode fiber scattering media based on deep learning[J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(12): 1206005.
- [33] Song B B, Jin C, Wu J X, et al. Deep learning image transmission through a multimode fiber based on a small training dataset[J]. Optics Express, 2022, 30(4): 5657-5672.
- [34] Liu Z T, Wang L L, Meng Y, et al. All-fiber high-speed image detection enabled by deep learning[J]. Nature Communications, 2022, 13: 1433.
- [35] Xiong W, Hsu C W, Cao H. Long-range spatio-temporal correlations in multimode fibers for pulse delivery[J]. Nature Communications, 2019, 10: 2973.
- [36] Mounaix M, Carpenter J. Control of the temporal and polarization response of a multimode fiber[J]. Nature Communications, 2019, 10: 5085.
- [37] 朱润泽, 徐飞. 基于时空域信息提取的多模光纤成像[J]. 激光与光电子学进展, 2023, 60(11): 1106011.
Zhu R Z, Xu F. Multimode fiber imaging based on temporal-spatial information extraction[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2023, 60(11): 1106011.
- [38] Oguz I, Hsieh J L, Dinc N U, et al. Programming nonlinear propagation for efficient optical learning machines[J]. Advanced Photonics, 2024, 6(1): 016002.
- [39] Wen Z, Liu X, Yang Q. Multimode fiber imaging: a novel and fast-developing field[J]. Science Bulletin, 2022, 67(14): 1399-1401.
- [40] Gloge D. Weakly guiding fibers[J]. Applied Optics, 1971, 10(10): 2252-2258.
- [41] Spitz E, Werts A. Transmission des images à travers une fibre optique[J]. Comptes Rendus Hebdomadaires Des Seances De L Academie Des Sciences Serie B, 1967, 264(14): 1015.
- [42] Popoff S M, Lerosey G, Carminati R, et al. Measuring the transmission matrix in optics: an approach to the study and control of light propagation in disordered media[J]. Physical Review Letters, 2010, 104(10): 100601.
- [43] Popoff S M, Lerosey G, Fink M, et al. Controlling light through optical disordered media: transmission matrix approach [J]. New Journal of Physics, 2011, 13(12): 123021.
- [44] Choi Y, Yang T D, Fang-Yen C, et al. Overcoming the diffraction limit using multiple light scattering in a highly disordered medium[J]. Physical Review Letters, 2011, 107(2): 023902.
- [45] Tripathi S, Paxman R, Bifano T, et al. Vector transmission matrix for the polarization behavior of light propagation in highly scattering media[J]. Optics Express, 2012, 20(14): 16067-16076.
- [46] Andreoli D, Volpe G, Popoff S, et al. Deterministic control of broadband light through a multiply scattering medium via the multispectral transmission matrix[J]. Scientific Reports, 2015, 5: 10347.
- [47] Li S H, Saunders C, Lum D J, et al. Compressively sampling the optical transmission matrix of a multimode fibre[J]. Light, Science & Applications, 2021, 10(88): 916-930.
- [48] Li S H, Horsley S A R, Tyc T, et al. Memory effect assisted imaging through multimode optical fibres[J]. Nature Communications, 2021, 12: 3751.
- [49] Mounaix M, Andreoli D, Defienne H, et al. Spatiotemporal coherent control of light through a multiple scattering medium with the multispectral transmission matrix[J]. Physical Review Letters, 2016, 116(25): 253901.
- [50] Lee S Y, Parot V J, Bouma B E, et al. Reciprocity-induced symmetry in the round-trip transmission through complex systems[J]. APL Photonics, 2020, 5(10): 106104.
- [51] Yoon J, Lee K, Park J, et al. Measuring optical transmission matrices by wavefront shaping[J]. Optics Express, 2015, 23(8): 10158-10167.
- [52] Drémeau A, Liutkus A, Martina D, et al. Reference-less measurement of the transmission matrix of a highly scattering material using a DMD and phase retrieval techniques[J]. Optics Express, 2015, 23(9): 11898-11911.
- [53] Deng L, Yan J D, Elson D S, et al. Characterization of an imaging multimode optical fiber using a digital micro-mirror device based single-beam system[J]. Optics Express, 2018, 26(14): 18436-18447.
- [54] Huang G Q, Wu D X, Luo J W, et al. Generalizing the Gerchberg-Saxton algorithm for retrieving complex optical transmission matrices[J]. Photonics Research, 2020, 9(1): 34-42.
- [55] N'Gom M, Lien M B, Estakhri N M, et al. Controlling light transmission through highly scattering media using semi-definite programming as a phase retrieval computation method[J]. Scientific Reports, 2017, 7: 2518.
- [56] Huang G Q, Wu D X, Luo J W, et al. Retrieving the optical

- transmission matrix of a multimode fiber using the extended Kalman filter[J]. *Optics Express*, 2020, 28(7): 9487-9500.
- [57] Metzler C A, Sharma M K, Nagesh S, et al. Coherent inverse scattering via transmission matrices: efficient phase retrieval algorithms and a public dataset[C]//2017 IEEE International Conference on Computational Photography (ICCP), May 12-14, 2017, Stanford, CA, USA. New York: IEEE Press, 2017: 1-16.
- [58] Cheng S F, Zhong T T, Lai P X. Non-convex optimization for retrieving the complex transmission matrix of a multimode fiber [J]. *Advanced Photonics Nexus*, 2023, 2(6): 066005.
- [59] Plöschner M, Kollárová V, Dostál Z, et al. Multimode fibre: light-sheet microscopy at the tip of a needle[J]. *Scientific Reports*, 2015, 5: 18050.
- [60] Zhong J S, Wen Z, Li Q Z, et al. Efficient reference-less transmission matrix retrieval for a multimode fiber using fast Fourier transform[J]. *Advanced Photonics Nexus*, 2023, 2(5): 056007.
- [61] Čizmar T, Dholakia K. Shaping the light transmission through a multimode optical fibre: complex transformation analysis and applications in biophotonics[J]. *Optics Express*, 2011, 19(20): 18871-18884.
- [62] Plöschner M, Tyc T, Čizmar T. Seeing through chaos in multimode fibres[J]. *Nature Photonics*, 2015, 9: 529-535.
- [63] Zhang X H, Wen Z, Ma Y G, et al. High contrast multimode fiber imaging based on wavelength modulation[J]. *Applied Optics*, 2020, 59(22): 6677-6681.
- [64] Deng Q L, Wen Z, Dong Z Y, et al. Spatially variant deblur and image enhancement in a single multimode fiber imaged by deep learning[J]. *Optics Letters*, 2022, 47(19): 5040-5043.
- [65] Wen Z, Dong Z Y, Deng Q L, et al. Single multimode fibre for *in vivo* light-field-encoded endoscopic imaging[J]. *Nature Photonics*, 2023, 17: 679-687.
- [66] Farahi S, Ziegler D, Papadopoulos I N, et al. Dynamic bending compensation while focusing through a multimode fiber[J]. *Optics Express*, 2013, 21(19): 22504-22514.
- [67] Gu R Y, Mahalati R N, Kahn J M. Design of flexible multimode fiber endoscope[J]. *Optics Express*, 2015, 23(21): 26905-26918.
- [68] Loterie D, Psaltis D, Moser C. Bend translation in multimode fiber imaging[J]. *Optics Express*, 2017, 25(6): 6263-6273.
- [69] Boonzajer F D E, Stopka J, Turtaev S, et al. Robustness of light-transport processes to bending deformations in graded-index multimode waveguides[J]. *Physical Review Letters*, 2018, 120(23): 233901.
- [70] Gordon G S D, Gataric M, Ramos A G C P, et al. Characterizing optical fiber transmission matrices using metasurface reflector stacks for lensless imaging without distal access[J]. *Physical Review X*, 2019, 9(4): 041050.
- [71] Fan P F, Zhao T R, Su L. Deep learning the high variability and randomness inside multimode fibers[J]. *Optics Express*, 2019, 27(15): 20241-20258.
- [72] Lan M Y, Xiang Y Y, Li J H, et al. Averaging speckle patterns to improve the robustness of compressive multimode fiber imaging against fiber bend[J]. *Optics Express*, 2020, 28(9): 13662-13669.
- [73] Resisi S, Popoff S M, Bromberg Y. Image transmission through a dynamically perturbed multimode fiber by deep learning[J]. *Laser & Photonics Reviews*, 2021, 15(10): 2000553.
- [74] Yang D Y, Hao M, Wu G H, et al. Single multimode fiber imaging based on low-rank recovery[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2022, 149: 106827.
- [75] Fan P F, Wang Y F, Ruddlesden M, et al. Deep learning enabled scalable calibration of a dynamically deformed multimode fiber[J]. *Advanced Photonics Research*, 2022, 3(10): 2100304.

Spatiotemporal Light Field Measurement and Imaging Applications Based on Multimode Fibers (Invited)

Wen Zhong, Yang Qing, Liu Xu*

State Key Laboratory of Extreme Photonics and Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou 310027, Zhejiang, China

Abstract

Significance Traditional high-resolution microscopy techniques are limited in imaging within confined and narrow spaces, such as the cavities of animals or the inner chambers of precision instruments, due to their bulky and complex systems. Microscopic endoscopy technology allows for high-resolution observations within cavities by inserting miniature probes. Common types of endoscopes include rigid endoscopes composed of purely optical lenses and electronic endoscopes using image sensors, with diameters typically ranging from millimeters to centimeters. To achieve imaging systems with even smaller diameters, researchers have begun to explore the use of fiber bundles or single fibers for miniature endoscopic imaging. However, these systems typically require gradient refractive index lenses or scanning devices, resulting in diameters much larger than the imaging field and encountering issues such as edge aberrations and honeycomb noise. In recent years, ultrathin lensless multimode fiber (MMF) endoscopes have emerged as a new research hotspot, achieving numerous breakthroughs in imaging modes such as real sample imaging and image transmission.

MMFs, as a type of multimode linear system, have historically been regarded as unpredictable due to their rich spatiotemporal modes (phase, amplitude, polarization, wavelength, and pulse delay) and the sensitive and complex mode coupling characteristics. With recent advancements in optical wavefront shaping and optical field measurement technologies, significant strides have been achieved in controlling optical fields within MMFs. This progress positions

them as promising candidates for a new generation of minimally invasive super-resolution endoscopic imaging tools. In comparison to traditional endoscopes, MMF endoscopy technology presents several notable advantages. Firstly, it fully exploits the spatial multiplexing capability of fibers, resulting in ultra-high mode density. Moreover, its spatial bandwidth product exceeds that of fiber bundle endoscopes by an order of magnitude under identical probe diameters. Secondly, no additional lens system is required at the fiber probe end, reducing probe size and encapsulation requirements substantially. Thirdly, leveraging MMFs as the transmission medium enables the creation of complex three-dimensional light field distributions at the fiber exit end through encoded wavefront modulation techniques and mode calculations. This facilitates three-dimensional scanning imaging of samples, yielding more comprehensive and detailed sample information than traditional methods. Furthermore, MMFs fabricated from inert and biocompatible hydrogel materials can be directly integrated into disposable medical endoscopic systems. Overall, MMF-based endoscopic detection systems have made significant advancements and are poised to complement traditional endoscopic techniques in achieving high-precision detection in confined spaces. Nonetheless, the feasibility and performance enhancement of this technology in medical and industrial detection applications encounter various challenges. Consequently, summarizing existing research to inform the future rational development of this field is deemed important and necessary.

Progress We initially introduced the mechanism of measuring the spatiotemporal optical field transmission matrix in MMFs and then delineated the evolution of MMFs in real sample imaging, encompassing fluorescence imaging, reflection imaging, unlabeled specific imaging, and multimode imaging, along with image transmission imaging methods, and their imaging performance was summarized (Table 1). We also discussed the application of deep learning, metamaterials, adaptive beacons, and other strategies in disturbance-resistant imaging with MMFs. Finally, we looked ahead to the future of MMFs for fast perturbation-resistant, high-pixel, and multifunctional imaging.

Conclusions and Prospects MMF imaging is one of the representative achievements with significant influence and wide application in the field of scattering medium imaging, playing an increasingly important role in biomedical, material science, industrial testing, and other fields. Studying the theoretical and technical issues of measuring and imaging the spatiotemporal optical field of MMFs is of great significance for improving imaging spatial resolution, suppressing noise, and obtaining multidimensional imaging information.

Key words multimode fiber; light field modulation; wavefront shaping; microscopic imaging; endoscope