

激光与光电子学进展

医用柔性 CO₂ 激光传输介质研究进展与展望(特邀)陶光明^{1,2,3*}, 邹郁祁^{1,2,3}, 刘超^{1,2,3}, 任志禾^{1,2,3}¹华中科技大学武汉光电国家研究中心, 湖北 武汉 430074;²华中科技大学同济医院血管衰老教育部重点实验室, 湖北 武汉 430074;³华中科技大学材料科学与工程学院材料成型与模具技术国家重点实验室, 湖北 武汉 430074

摘要 中红外激光凭借其非接触、高效率和高精度的显著优势, 广泛应用于病变组织切除、组织整形和肿瘤间质光热疗法等临床外科手术中。在众多中红外激光中, 二氧化碳(CO₂)激光具备极高消融效率和高精度的特点, 广泛应用于皮肤、耳鼻喉和腹腔等手术中。然而, 由于缺乏稳定、高性能的小尺度柔性能量传输介质, CO₂激光无法像钬激光、铥激光等近红外激光一样, 通过成熟的石英光纤, 以微创或无创的方式进入体内, 在人体内部自然腔道中进行微创介入操作。目前 CO₂激光通常通过导光臂、空心波导管等传输介质进行手术, 这极大地制约了其优势在微创手术中的充分体现。为使 CO₂激光更好地服务于临床外科医疗领域, 本文总结了现有的医用 CO₂激光能量传输介质, 重点讨论了热拉式多材料光纤技术在 CO₂激光医疗领域的研究进展, 并展望了未来多功能柔性 CO₂激光消融机器人光纤的发展趋势及应用前景。

关键词 激光医疗; CO₂激光; 红外光纤; 多材料纤维; 连续体机器人

中图分类号 TN214; TN219

文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP232686

Research Progress and Perspective of Clinically Promising Flexible CO₂ Laser Delivery Mediums (Invited)

Tao Guangming^{1,2,3*}, Zou Yuqi^{1,2,3}, Liu Chao^{1,2,3}, Ren Zhihe^{1,2,3}¹Wuhan National Laboratory for Optoelectronics, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, Hubei, China;²Key Laboratory of Vascular Aging, Ministry of Education, Tongji Hospital Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, Hubei, China;³State Key Laboratory of Material Processing and Die & Mould Technology, School of Materials Science and Engineering, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, Hubei, China

Abstract Mid-infrared (MIR) lasers offer substantial benefits, including non-contact operation, high efficiency, and precision, making them widely utilized in clinical surgical procedures such as lesion tissue removal, tissue plasticity, and tumor interstitial photothermal therapy. Notably, carbon dioxide (CO₂) lasers, among various MIR lasers, are extensively employed in skin, ear, nose, throat, and abdominal surgeries due to their exceptionally high ablation efficiency and precision. However, the lack of stable and high-performance small-scale, flexible laser energy-delivering mediums for CO₂ lasers restricts their use in minimally invasive or noninvasive procedures, a capability present in mature silica fibers used in holmium, neodymium, and other near-infrared lasers for conducting minimally invasive interventional operations in natural cavities *in vivo*. Presently, CO₂ laser procedures typically rely on energy-delivering mediums such as articulated arms and hollow waveguides but this considerably hampers the application of CO₂ laser in minimally invasive surgeries. To enhance the role of CO₂ lasers in clinical medicine, we review and summarize existing medical CO₂ laser energy-delivering mediums, focusing on the advances in thermal-drawn multi-material fiber technology in CO₂ laser surgery, and explore future development trends and applications of multifunctional flexible CO₂ laser ablation robotic fibers.

Key words laser medicine; CO₂ laser; infrared fibers; multi-material fibers; continuum robots

收稿日期: 2023-12-18; 修回日期: 2023-12-27; 录用日期: 2023-12-28; 网络首发日期: 2023-12-31

基金项目: 国家自然科学基金(62175082)、华中科技大学交叉研究支持计划(2023JCYJ039)

通信作者: *tao@hust.edu.cn

1 引言

手术刀是手术中切割、分离组织与病灶的重要工具。随着现代医学和生物工程学等学科的发展,手术刀已从单一的钢制刀具发展到合金手术刀^[1]、电动刀^[2]、超声刀^[3]、射频电刀^[4]和激光手术刀^[5]等形式种类多样的手术工具。其中,在激光发明之初,激光手术刀便被应用在外科手术中^[6],凭借其安全非接触、精准切口、出血少、副损伤小的巨大优势,已广泛应用于普通外科、神经外科、耳鼻喉科、眼科和皮肤科等科室中^[7]。激光光源是决定激光手术刀工作效率的关键,从激光输出波长的角度来看,激光光源可大致分为紫外(200~400 nm)、可见光(400~700 nm)、近红外(0.7~2 μm)和中远红外(2~15 μm)激光^[8-9]。

作为能量载体,激光辐照生物组织时,会产生一系列的化学、热学与力学现象,由于生物组织的复杂光学特性,不同组织对激光的吸收、反射、透射和散射也不尽相同^[10]。激光与生物组织的相互作用机制主要取决于激光波长范围,位于紫外到近红外波段的激光与生

物组织相互作用时,主要发生光化学或光生物效应^[7, 11-13],产生如蛋白质分子变性、细胞酶合成与分解和细胞间离子通道开启等现象,如图 1(a)所示,位于这一范围的医用激光光源主要以准分子激光(193、308 nm)^[14-15]、绿激光(532 nm)^[16]和 Nd 激光(1064 nm)^[17]为主,由于这些激光不会直接对生物组织产生破坏、切割效果,一般被称为“弱激光”。然而,位于中远红外波段的“强激光”辐照生物组织时,会在组织上产生强烈热效应,发生组织的气化、熔融、喷射和高温分解等现象,即组织消融^[18]。这些“强激光”主要包括 Ho 激光(1.94 μm)^[19]、Tm 激光(2.12 μm)^[20]、Er 激光(2.94 μm)^[21]和 CO₂ 激光(9.3~10.6 μm)^[22]。激光消融技术作为激光外科领域极具发展潜力和应用前景的新兴技术,在诸多临床领域应用中获得了巨大成功,先后出现了肿瘤光热动力疗法^[23]、激光血管成形术^[24]、激光心肌消融术^[25]和激光角膜成形^[26]等。

作为新型手术方式,对于软组织,激光消融利用生物组织吸收强激光辐射的特性加热组织细胞,使得细胞内水分蒸发,细胞内缩或气化,实现组织消融与止

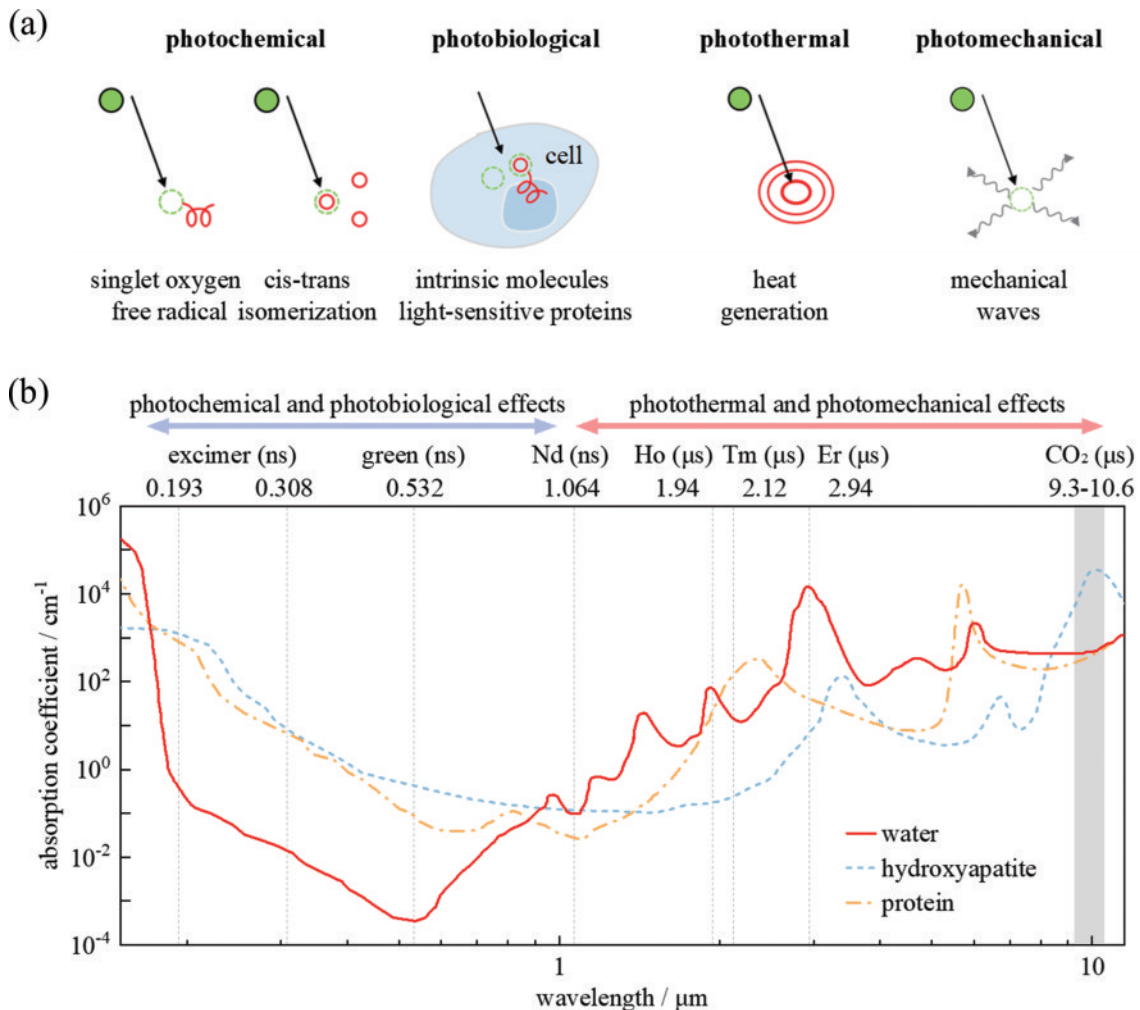


图 1 激光与组织相互作用^[28]。(a)激光与组织相互作用机理;(b)生物组织吸收光谱与典型外科医用激光光源
Fig. 1 Laser-tissue interactions^[28]. (a) Laser-tissue interaction mechanisms; (b) biological tissues absorption spectra and typical medical lasers in clinical surgery

血。对于硬组织,利用骨组织细胞吸收强激光辐射被加热以至气化的特点,增大骨组织内部压力,最终产生微爆效应,实现硬组织切割^[27]。在所有“强激光”光源中,磷灰石盐、水、蛋白质等生物组织成分均在 CO₂ 激光工作波段具有较高吸收特性,使得 CO₂ 激光可同时实现生物软硬组织的高效消融^[28]。传统 CO₂ 激光输出波长为 10.6 μm,位于水与蛋白质的高吸收峰波段,一般应用于软组织切割。近年来,CO₂ 激光技术的快速发展使其工作波段也越来越多样化,出现了位于 9.3、9.6、10.3 μm 的特殊波段 CO₂ 激光器产品^[29],它们覆盖了硬组织主要成分(磷灰石盐)的吸收峰波段,在被应用于外科手术中时,可实现高效率硬组织消融加工。

随着科医人^[30]、Lightscalpel^[31]和 Omniguide^[32]等医疗器械公司的推广,CO₂ 激光手术刀技术逐步从实验室走向商业化,深刻影响了神经外科^[33]、耳科^[34]和骨科^[35]等诸多临床领域。然而,随着现代医学研究的深入发展,在通过微创或无创介入方式进行体内手术时,CO₂ 激光手术刀技术仍存在许多问题,限制了其优势的充分体现,这些问题主要包括:

1) CO₂ 激光易造成严重的消融热损伤。由于生物组织成分对 CO₂ 激光能量的强吸收,传统的连续波(CW)CO₂ 激光会对生物组织产生严重的热破坏与碳化现象,毁坏目标区域外的正常组织结构,不利于手术的实施和患者术后愈合。热损伤的产生严重限制了 CO₂ 激光在高精度组织切割手术中的应用,近年来,短脉冲(SP)CO₂ 激光技术的发展,为有效缓解激光热损伤现象带来了可能^[36]。短脉冲激光可以在相邻激光脉冲之间提供足够的热弛豫时间,最大限度地减轻热损伤^[37-38]。目前,已出现多种商用微秒级短脉冲 CO₂ 激光,在外科手术中,已经证明其可有效改善传统连续 CO₂ 激光消融过程中出现的组织碳化。但短脉冲 CO₂ 激光的高峰值功率,也对能量传输器件的稳定性提出了更高要求。

2) 高效率的柔性 CO₂ 激光传输介质仍然缺乏。与 Nd、Ho 和 Tm 等激光光源不同,CO₂ 激光无法通过技术成熟的石英光纤^[8],以微创方式深入人体,在人体深层部位进行工作。现有的 CO₂ 激光通常由庞大光学元件组成的手持式导光臂^[22]输送至手术部位,导光臂系统复杂且稳定性低,仅能在体表或大切口下进行手术,无法有效深入人体。因此,尽管 CO₂ 激光已逐渐成为针对多种生物软硬组织加工的亮点光源,但要拓展 CO₂ 激光的应用场景,发挥其优势潜能,开发具有高效率、可稳定传输 CO₂ 激光的小尺度柔性能量传输介质至关重要。

3) 现有 CO₂ 激光手术刀技术功能单一。局限于单一能量传输的功能,在涉及人体深层复杂环境的手术中,CO₂ 激光刀往往无法应对复杂多变的病理环境,给医生带来了巨大的挑战。可进行导航制动、感知和多模态操作的手术器械,对于提升手术效率、提高手术

精度具有十分重要的意义^[39]。现有技术通常将激光传输器件与手术机器人控制系统简单结合^[40],尽管在一定程度上扩展了手术刀的功能性,但庞大的器件也限制了手术刀功能优势的发挥。如何将激光手术刀从单一能量传输功能有效拓展,打造小尺度多功能柔性 CO₂ 激光消融器件,对于突破小工作通道与强操作能力不可兼得的局面具有重要的科学意义和应用价值。

针对以上问题,本文介绍典型的医用 CO₂ 激光传输介质及其适用范围,梳理新型柔性 CO₂ 激光能量传输光纤的研究进展,并对未来多功能柔性 CO₂ 激光消融器件的发展趋势及应用前景进行展望。

2 医用 CO₂ 激光传输介质现状

随着临床医学研究的深入,对于可稳定传输医用 CO₂ 激光的柔性传输介质的需求愈加迫切,适应于各类复杂手术环境的医用激光能量传输介质相继被开发。目前,导光臂^[22]、空心波导管^[41]和红外传能光纤^[42]是最主要的 3 类医用 CO₂ 激光传输介质。在这些器件中,为实现高效率生物组织激光消融,器件尺度、柔性、功率阈值和输出光束质量是需要考虑的重要因素。

2.1 导光臂

自激光发明初始,导光臂便作为导光介质,被用于医疗手术激光传输,目前仍然是多种激光手术的重要工具^[22]。导光臂由刚性空心管、光学透镜和其他金属连接件组成,它在临床手术中具备诸多优势:1) 工作窗口宽,覆盖整个紫外至中红外波段(0.2~15 μm),可同时传输多种医用激光与可见瞄准光束;2) 抗损伤阈值高,连续波 CO₂ 激光(10.6 μm)传输阈值可达数百瓦;3) 几乎无传输损耗与模式畸变,可保证高效率单模激光传输。

尽管庞大的器件体积限制了导光臂在体内手术中的灵活性,在诸多微创或无创手术中已经不适用,但凭借在体外空间的高灵活度和无损高效的激光传输性能优势,导光臂在表浅组织和开放性激光外科手术中仍具备无可比拟的优势,如图 2 所示。在皮肤科领域,CO₂ 激光手术刀技术具有精度高、出血少、炎症程度小、愈合速度快的优势,利用导光臂作为媒介,可治疗脂溢性角化病、疣、皮肤痣等病变,常用于抗衰老、去除痤疮疤痕手术,可达到激光美容的目的^[43]。在牙科领域,牙釉质和口腔内软组织成分对于 CO₂ 激光具有极高的生物吸收系数,相对较大的口腔结构和表浅位置为导光臂提供了足够灵活的操作空间,使得导光臂技术也常用于牙齿防龋^[44]、牙周洁治术^[45]、龈沟清创手术^[46]和口腔黏膜修复术^[47]等牙科手术。此外,在部分开放性骨科手术中,依托导光臂技术,可实现高效人体骨骼加工与关节置换,例如复杂脊柱手术^[48]、膝关节成形术^[35]等。

近年来,为拓宽导光臂在激光外科手术中的适用范围,研究人员将导光臂与现代成像技术结合,实现精

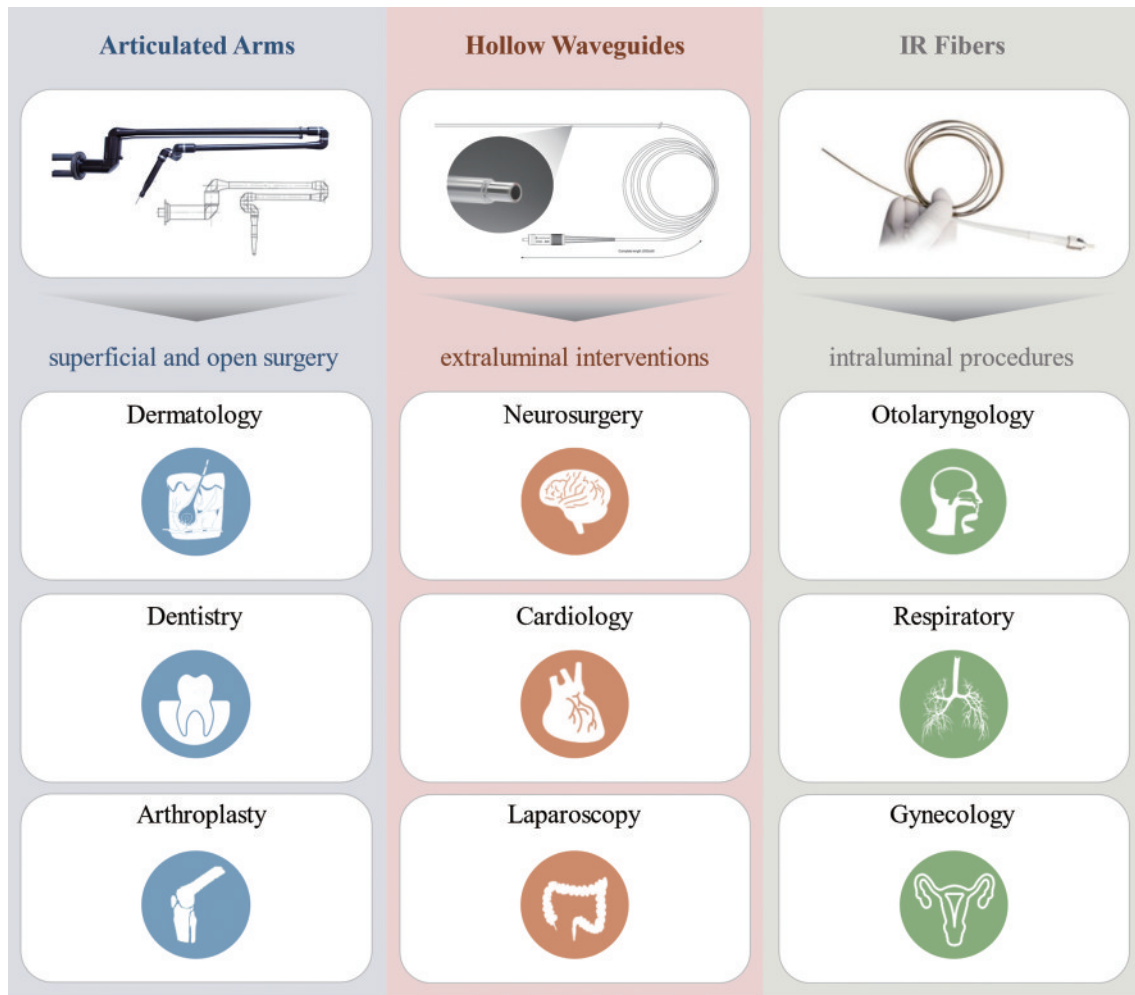


图 2 现有 CO₂ 激光传输介质及其在临床手术中的适用范围^[32, 82-83]

Fig. 2 Existing CO₂ laser energy delivering mediums and their applications in clinical surgery^[32, 82-83]

准定位。Gebhart 等^[49]通过术前计算机断层扫描、磁共振相关联的图像引导神经外科手术,将成像技术高分辨率的优势与 CO₂ 激光精准切割能力相结合,利用导光臂实现远端加工,帮助医疗人员进行肿瘤边缘切除术等有着高精度需求的外科手术。以导光臂作为传输介质,CO₂ 激光刀技术结合现代扫描系统可安全有效地应用于颌骨切除术^[50]。随着工程技术的发展,研究人员将医疗机器人技术与激光消融技术相结合,实现新技术的融合与开拓。依托导光臂技术,德国 KUKA 机器人^[51]搭建了一套用于骨外科手术的机器人辅助激光系统,利用可编程软件引导、机器人辅助的形式进行骨外科激光切除术,该研究在人体头骨的激光截骨术中取得了成功。非接触式的激光切除术和医疗机器人替代传统的机械切割器械,改善了骨外科手术的效果,进一步实现了从诊断到手术,再到治疗的全方位应用。

尽管导光臂是一种高效的激光传输工具,但庞大刚性器件特点使其仅能在体表或大切口下进行手术,无法适应人体内的复杂手术环境,不能通过微创或无创方式有效深入人体腔道,且其无法与内窥镜、传感元

件等功能器件高效集成,这些问题限制了导光臂在人体内复杂位置的应用。

2.2 空心波导管

为解决导光臂灵活性低、体积大的问题,研究人员开发了一种空心波导管,用于替代导光臂的关节铰链,增强灵活性^[52]。空心波导管通常由金属、玻璃、塑料或晶体制成,通过磁控溅射和湿化学反应等工艺在套管内表面沉积介电薄膜以实现中红外激光功率传输^[41]。空心波导管具备小尺度和较强的灵活性,其工作窗口包括整个中红外激光波段(2~15 μm)。由于空心结构避免了传输过程中器件材料的吸收,同时将空气作为传输激光的介质,连续波 CO₂ 激光传输功率达数十瓦,空心波导管逐渐成为实现高功率柔性 CO₂ 激光传输的理想选择。

1988 年,以金属材料为基底空心波导管被报道,通过射频磁控溅射,可在镍空心管上沉积铬金属层^[52-53]。此后,为改善波导管柔性,拓展其在复杂临床手术环境和狭窄人体腔道中的适应性,在塑料管^[54]或玻璃管^[55]内沉积金属层和介电层的湿化学法也被开发,如图 3(a)所示。Harrington 等^[56]在硅玻璃管内部

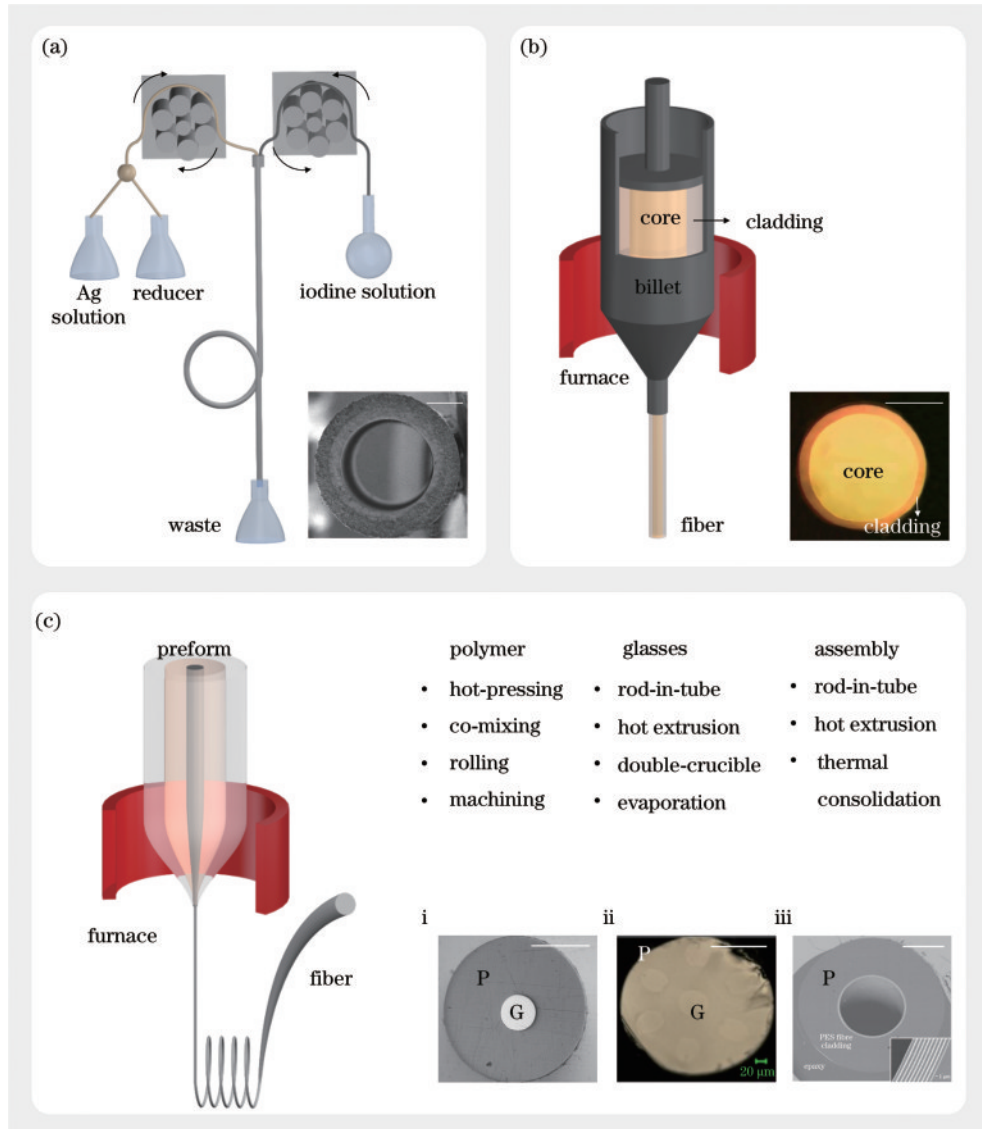


图3 具有临床应用前景的柔性CO₂激光传能介质的制造策略。(a)空心波导管及其制备方法;(b)多晶光纤及其制备方法;(c)多材料光纤及其制备方法,其中,P代表聚合物,G代表玻璃材料,比例尺均为200 μm

Fig. 3 Clinical promising flexible CO₂ laser fibers fabrication strategies. (a) Hollow waveguides and their fabrication strategy; (b) polycrystalline fibers and their fabrication strategy; (c) multimaterial fibers and their fabrication strategy, P is polymer and G is glass, scale bar is 200 μm

沉积银金属层,之后通过碘化过程形成均匀的碘化银介电层,制备了长13 m的波导和内径250~1300 μm的空心波导管,其中,金属层和介电层的厚度可以根据反应时间和溶液浓度来控制。此外,Croitoru等^[57]利用柔性聚酰亚胺,替代特氟龙塑料作为基底,并安装套筒以避免波导管弯曲时扭结,在实现较高柔性的同时,CO₂激光传输功率可达25 W。

空心波导管在10.6 μm的光学损耗可低至0.1 dB/m^[56],极佳的激光传输性能使得其在各类CO₂激光消融手术器件中脱颖而出,空心结构带来的高功率输出性能满足了许多外科手术的激光输出功率阈值需求,可进行更精确、更有效的切割^[58-59]。然而,在临床环境中,空心波导管仍然存在一些问题,包括:1)弯曲敏感性高,10.6 μm CO₂激光传输时,180°角和10 cm

弯曲半径下的损耗约为3 dB^[60],限制了器件的能量传输效率和稳定性,易引发术中损伤;2)输出光束质量不佳,受空心结构与制备工艺影响,对光束的约束能力差,输出为多模激光,传输模式畸变严重,难以实现高精度激光消融;3)器件刚性大,毫米尺度直径与高杨氏模量的基底材料使器件柔性不佳。这些问题限制了空心波导管在复杂人体激光手术环境中的进一步发展。

尽管如此,与导光臂相比,体积更小的空心波导管有效拓展了激光在体内手术中的应用,在一些经小创口进入人体的腔外手术^[61]中发挥了重要作用,如恶性脑肿瘤激光切除术^[33]、心脏血管重建术^[62]和腹腔镜手术^[63]等(图2)。

2.3 红外传能光纤

导光臂的庞大体积限制了其在体内外科手术中的

灵活性,而体积更小的空心波导管激光传输稳定性与柔性不足。目前,结构更加小巧、更具柔性的红外光纤(IR fiber)越来越受到关注,被广泛认为是实现中红外激光柔性传输的理想媒介。其中,石英(SiO_2)光纤是目前最为成熟的医用激光传能光纤器件^[64],可用于传输紫外至近红外激光($0.2\sim 2.1\ \mu\text{m}$),已在泌尿外科^[65]和神经外科^[66]等领域广泛使用。然而,受多声子吸收限制,石英光纤的红外透过窗口仅到 $2.1\ \mu\text{m}$ ^[8],无法满足中红外激光传输需求。近年来,红外光纤领域快速发展,多种具备不同光学和力学性能的红外传能光纤陆续被开发。

常见的红外光纤一般由晶体或玻璃材料制造得到。其中,凭借较宽的中红外透过窗口,多晶材料和硫系玻璃是用于制造 CO_2 激光传输光纤的典型材料。多晶光纤一般为实心结构,可实现高达 $\sim 67\ \text{W}$ 的连续波 $10.6\ \mu\text{m}$ CO_2 激光输出,光学损耗低至 $0.1\ \text{dB/m}$ ^[67]。多晶光纤已广泛应用于中红外激光传输领域,通常以锗^[68]、硒化锌^[69]、卤化银^[70]为基底材料,通过热挤压方式制备得到,如图 3(b)所示。然而,受工艺限制,其长度受限,且光纤包层厚度通常较薄,难以约束激光并实现单模激光输出,重金属元素和含有毒性的卤化银也将危害生物组织^[71],这些问题限制了多晶光纤在外科医疗中的深入发展。

硫系玻璃具有极宽的透过窗口($0.6\sim 20\ \mu\text{m}$),是实现 $3\sim 12\ \mu\text{m}$ 激光传输的理想玻璃材料^[8, 72]。然而,硫系玻璃在 CO_2 激光波段具有较低的抗损伤阈值^[73],在手术过程中,一旦光纤发生烧蚀,极易对人体产生伤害。近年来,研究人员围绕硫系玻璃材料体系、光纤结构和传输机理等方面展开了深入研究^[8],期望实现基于硫系玻璃材料的 CO_2 激光传输光纤的高功率激光输出。戴世勋教授团队^[74]基于碲基硫系玻璃体系材料,通过热拉法得到长为 $1\ \text{m}$ 、直径为 $400\ \mu\text{m}$ 的裸光纤,在 $10.6\ \mu\text{m}$ 波段的脉冲 CO_2 激光传输过程中,最大激光传输功率达 $1.37\ \text{W}$ (脉宽 $75\ \mu\text{s}$),损耗为 $5\ \text{dB/m}$,但此类裸光纤结构无法有效约束激光光场,大量激光能量泄漏至光纤侧面,将危害生物组织安全。陶光明教授团队^[75]采用碲基硫系玻璃材料,结合双坩埚法和热拉法等光纤成型技术,制造出一种具有大芯包比结构和外置聚合物套层的柔性光纤[图 3(c)i],可用于传输单模脉冲 CO_2 激光,最大激光传输功率为 $0.42\ \text{W}$ (脉宽 $400\ \mu\text{s}$,峰值功率 $30\ \text{W}$),该器件效率在离体动物组织消融中得到了有效验证。章向华教授团队^[76]基于碲基硫系玻璃材料,采用热拉法制备了约 $1\ \text{m}$ 长的硫系光纤,并将其应用于 $9.3\ \mu\text{m}$ 连续 CO_2 激光传输,其输出功率阈值达 $2.5\ \text{W}$ 。

为提升光纤传输功率阈值,王荣平教授团队^[77]提出一种碲基硫系玻璃七芯光纤[图 3(c)ii],可实现激光多通道传输,工作窗口覆盖 $2\sim 12\ \mu\text{m}$ 波段,在 $10.6\ \mu\text{m}$ 波段 CO_2 激光的传输过程中,平均功率达 $1.1\ \text{W}$,损耗为

$2.5\ \text{dB/m}$,该光纤有效提高了提高光纤激光传输功率阈值,且单个激光传输通道可输出单模激光,多芯光纤在传输功率和输出光场可控性方面展现出巨大的潜力。对于空心微结构光纤,空心负曲率光纤利用干涉效应,理论上可实现高功率低损耗的 CO_2 激光传输^[8]。然而,在实际制造过程中,堆叠-热拉制的光纤制备方式在避免材料变质、结构形变等方面给光纤的稳定制备带来了诸多挑战,这些挑战使得负曲率光纤结构可控性差、长度受限,此外,制备过程中的光纤轴向上不均匀的问题也进一步限制了这类光纤的机械性能和光学性能。Temelkuran等^[78]提出一种内部具有布拉格反射镜^[79]的空心结构光子带隙光纤[布拉格光纤,图 3(c)iii],实现了 CO_2 激光在空心光纤内的较高功率传输,对于 $10.6\ \mu\text{m}$ 的 CO_2 激光波段,传输功率可达 $\sim 1.15\ \text{W}$ (孔径 $\sim 700\ \mu\text{m}$),传输损耗低至 $0.95\ \text{dB/m}$ 。小尺度柔性光纤可通过微创或无创方式深入人体,凭借柔性、小尺度和良好的光学特性与机械性能,布拉格光纤已获得美国食品药品监督管理局(FDA)批准,由OmniGuide公司^[32]于2006年推广并商业化,在诸多腔内手术中广泛应用,如耳鼻喉科^[34]、支气管^[80]和妇科^[81]等外科手术(图 2)。与此同时,OmniGuide公司正推进布拉格光纤器件与手术机器人系统的结合,拓展 CO_2 激光传能光纤的应用范围。

当前,面向精准外科医疗,研究人员逐步通过创新光纤材料、结构和制备工艺,在保证机械性能良好的同时,获得兼具低损耗、高功率阈值、高光束质量的红外传能光纤,为 CO_2 激光在复杂的激光外科手术中的应用提供可靠能量递送媒介。

3 多材料光纤

回顾激光传能光纤的发展历程,石英光纤的发明是其广泛应用的标志性技术^[84]。如今,作为极其成熟的通信器件,石英光纤已广泛用于传输与处理海量光信息数据。最初为石英光纤制造开发的纤维热拉技术,通过在石英熔化温度下热拉伸石英预制棒前驱体,进而实现百公里长度的通信光纤制造,是实现其工业化与全面普及的重要一步。以光纤热拉伸工艺为基础,在随后的几十年中多种红外特种光纤被开发。尽管如此,红外传能光纤的单一玻璃材料组成仍使其存在机械性能差的问题^[8]。

缺乏良好的机械性能是阻碍 CO_2 激光在外科医疗应用中进一步发展的重要原因之一。在对于激光传输介质灵活性与坚固性的迫切需求下,近年来,“多材料光纤”概念的提出为解决 CO_2 激光传能光纤长期存在的机械性能差的问题提供了新的思路^[85-86]。多材料光纤通常指除单一光学玻璃材料外,由其他具备不同光、力、热等性能材料共同组成的多功能纤维器件,这些材料通常包括玻璃、热塑性聚合物、半导体和金属等,必须具有相同或相近的熔融温度范围,以便进行纤维热

拉伸^[85]。

布拉格光纤是首次被提出的多材料光纤,在 2002 年由 Temelkuran 等^[78]实现,用于瓦级 CO₂激光功率传输,如图 3(c)iii 所示。这类光纤实际上是一种多材料空芯光子带隙光纤,通过热蒸发高折射率硫系玻璃(As₂Se₃)至低折射率聚合物薄膜(PES)上,随后经卷绕与热固化工艺得到空心多材料光纤预制棒,并热拉制得到由聚合物和硫系玻璃交替形成的亚微米级多层周期性布拉格结构。在光纤中引入约 98% (体积比)的聚合物,使其具备极佳的柔韧性,可在小于 1 cm 的弯曲半径下实现 CO₂激光稳定输出。随后的 20 年里,多种基于布拉格结构和热拉制工艺的多材料多功能光纤被提出,被应用于激光能量传输^[87]、医疗监护^[88]和物质分析^[89-90]等领域。针对布拉格光纤的研究工作不仅极大地提升了柔性 CO₂激光光纤的传输性能,拓展了 CO₂激光手术刀技术在精准外科医疗中的应用,同时开创了“多材料光纤”领域,使其从仅具备单一激光传输功能朝着多功能化手术器械方向发展。

尽管如此,特殊的布拉格反射镜结构限制了器件的激光传输带宽,光纤仅能传输位于 10.6 μm 波段的 CO₂激光,而无法传输在骨科手术中具有更高效率的 9.3 μm 和 9.6 μm 激光^[91]。为应对这一挑战,大量研究致力于开发具有实心结构的宽带宽多材料红外光纤^[75, 79, 92-94]。这类光纤一般由红外玻璃棒与聚合物套层组装成预制棒后,通过纤维热拉伸制成,其光学特性由内部红外玻璃材料决定,而机械坚固性则来自外置的聚合物套层。如图 3(c)所示,一般而言,光纤预制棒的聚合物套层通过机械加工、热挤压、热共混或薄膜卷绕方式制备,而玻璃则通过管棒法、共热挤压法和双坩埚法等方式得到,最终通过管套棒、热挤压或热固化的方式进行组装^[8]。目前,这些光纤已被证明具有优异的机械鲁棒性,并在 3~12 μm 窗口内保持较低损耗 (<5 dB/m),使其在传输 CO₂激光能量方面具有诱人的前景。然而,光纤外置套层通常为具有较高杨氏模量的热塑性聚合物,如聚亚苯基砜(PPSU)、聚醚砜(PES)和聚醚酰亚胺(PEI)等^[75],尽管光纤十分坚固,柔性的缺失仍限制了红外传能光纤在人体深层环境,如血管、支气管等位置实现消融功能的可能。近年来,研究人员开发了杨氏模量可调的多材料光纤^[75],通过在高模量聚合物 PPSU 中引入低模量软聚合物聚偏二氟乙烯(PVDF),通过热挤压方式进行混合造粒,进而对聚合物的模量进行调制,以解决多材料光纤中热塑性聚合物杨氏模量大、光纤柔性不足的问题,该研究在布料切割和离体动物组织加工应用中得到了有效论证,展现了未来基于多材料光纤的柔性 CO₂激光传输介质在体内高效介入中的巨大潜力。

4 展 望

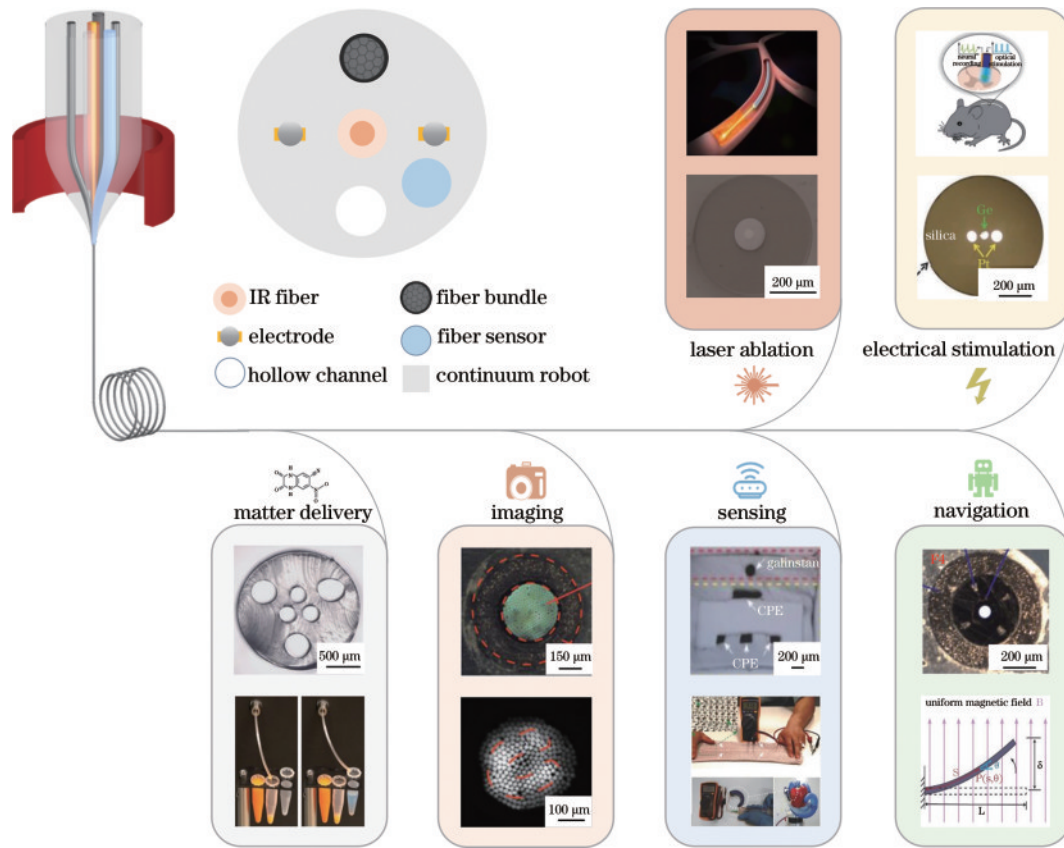
凭借高度可扩展性、材料兼容性和微纳结构可控

等优势,多材料光纤解决了困扰激光传能介质在临床手术中的传输效率低和机械性能差的问题。然而,随着临床医学的发展,仅具备单一激光传输功能的纤维器件已无法满足外科手术的需求。近年来,杨广中教授团队^[95-96]在医疗机器人领域的研究工作极大地推动了精准外科领域的快速发展,他们指出未来的手术机器人应具备更微观、小尺度和智能方向的特点,通过对多功能机器人纤维的研究,支撑精准医疗的深入发展^[39]。在以高效率激光能量传输功能为核心的基础上,将多种具备不同声、光、电、热、磁、力等功能的材料在单根纤维内高度集成,使其具备物质或能量输送、制动和感知等机器人功能,这类具有纤维形态的机器人器件将有望拓展手术器械在更深入、狭窄和复杂环境下进行精准操作的能力,为利用多功能手术器械进行高效精准手术提供了新的思路。

近年来,多材料纤维热拉制技术已成为可大批量制造具有灵活可控结构的多功能纤维器件的重要方式^[97-102],具有不同几何结构、材料的多材料纤维被用于可穿戴纺织品^[103]、神经接口^[104]、生理监测^[105]和连续体机器人领域^[106]。随着生物医学和工程科学的飞速发展,多种以激光能量传输为核心功能、具有临床前景的功能纤维被开发。赵选贺教授团队^[107]报道了一种新型磁致动纤维,可与激光传能光纤有效集成,实现光纤器件精准导航与转向。Leber 等^[108]利用纤维热拉制技术,开发了一种肌腱驱动的多材料多功能激光传输纤维器件,此外,这种纤维还可对环境形态进行探测扫描,输送流体物质。贾晓婷教授团队^[106]报道的多功能纤维具备导航、光纤束成像、物质递送和生理电信号监测等功能。基于多材料纤维热拉制技术的优势,未来的医用 CO₂激光消融器件有望将激光消融^[75]、导航^[106]、光电刺激^[109]、药物递送^[108]、成像^[106]和感知^[110]等多种重要功能集成在单根柔性纤维中(图 4),形成柔性多功能 CO₂激光消融机器人光纤,对于拓展激光消融器械的多场景普适性、高效性具有重大的研究意义。

综上所述,CO₂激光在生物组织加工方面有着安全、非接触、精准和高效率的独特优势,但由于缺乏可实现稳定能量传输的小尺度柔性介质,CO₂激光在复杂人体手术中无法充分发挥其优势。随着生物医学、材料科学与先进制造工艺的快速发展,人们对于 CO₂激光传能介质的光学性能和力学特性进行了广泛的研究,一系列具备微创临床前景的柔性激光传输介质被开发,并深刻影响了外科医疗发展。特别是对于多材料光纤的深入研究,拓展了柔性 CO₂激光传输介质在临床外科手术中的应用,未来的研究仍需关注以下方面:

生物材料研究:医疗器械对人体组织的危害主要来源于器件材料的有毒成分和力学特性。目前大多数红外材料含有砷、氟和重金属等有毒有害元素^[8],毒性材料往往会破坏人体细胞和组织,导致细胞死亡或组

图 4 柔性多功能 CO₂ 激光消融机器人光纤Fig. 4 Flexible multifunctional CO₂ laser ablation robotic fibers

织功能受损,刚性的纤维也存在破坏人体正常组织的风险,甚至产生排异反应。进一步探索生物兼容性材料体系、器件封装和材料改性技术,可丰富激光传能介质的应用场景,提高临床手术的安全性。

结构设计及调控:进一步探索 CO₂ 激光传能光纤结构设计、激光传输机理研究,改善其损耗、功率阈值、输出光场等光学性能。同时,基于热拉工艺制备多材料光纤,虽可在纤维纵轴向及截面进行灵活结构设计,但由于多种材料的热力学性质差异,热拉工艺仍会导致结构畸变异常,限制纤维功能稳定。设计优异的激光传能光纤模型,深入探索预制棒与光纤成型技术,提高纤维结构稳定性和精度,是提升柔性 CO₂ 激光传输介质临床表现的关键。

多功能集成:尽管 CO₂ 激光传能光纤已在多个临床手术场景中证明了其有效性,但手术台仍然需要配置各类大型成像、控制等设备,极大地提高了手术难度并延长手术时间。在单根纤维中有效集成多种功能,如照明、成像、导航定位和感知等,并维持其灵活、小巧的特点,将有助于提高手术效率与精度。如何将多种具备不同物理特性的功能材料或器件有效集成、完美配合,以充分适应各种手术场景,涉及材料科学、光学工程、计算科学、生物工程和临床医学等诸多领域的交叉合作。

光纤的发明深刻地影响了外科医学和人们的生

活,未来具有临床前景的柔性 CO₂ 激光传输光纤将从单一功能光纤向精准定位、可视化和智能感知等多个方向发展,在复杂骨组织、支气管和血管等微小腔道介入等多个场景发挥作用。同时,结合临床医学、计算科学、生物工程和材料科学等多个领域,进一步提升其场景普适性并发挥其工业生产批量性,为保证人民生命健康、促进社会发展提供可靠支持,为未来介入外科手术术式的进一步发展开辟新的技术路线,拓展其在精准外科手术中的应用。

参 考 文 献

- [1] Watt A M, Patkin M, Sinnott M J, et al. Scalpel safety in the operative setting: a systematic review[J]. *Surgery*, 2010, 147(1): 98-106.
- [2] Kuhajda I, Durić D, Koledin M, et al. Electric vs. harmonic scalpel in treatment of primary focal hyperhidrosis with thoroscopic sympathectomy[J]. *Annals of Translational Medicine*, 2015, 3(15): 211.
- [3] López-Anglada Fernández E, Braña Vigil A. Experience in the use of ultrasonic scalpels in orthopaedic surgery[J]. *Revista Española De Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition)*, 2010, 54(5): 306-309.
- [4] Stevens R H, Hudson W A. Bronchial obstruction: its diagnosis and treatment[J]. *Radiology*, 1934, 22(3): 339-349.
- [5] Amini-Nik S, Kraemer D, Cowan M L, et al. Ultrafast

- mid-IR laser scalpel: protein signals of the fundamental limits to minimally invasive surgery[J]. *PLoS One*, 2010, 5(9): e13053.
- [6] Goldman L, Hornby P, Meyer R, et al. Impact of the laser on dental caries[J]. *Nature*, 1964, 203(4943): 417.
- [7] Yun S H, Kwok S J J. Light in diagnosis, therapy and surgery[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2017, 1: 8.
- [8] Tao G M, Ebendorff-Heidepriem H, Stolyarov A M, et al. Infrared fibers[J]. *Advances in Optics and Photonics*, 2015, 7(2): 379-458.
- [9] Xie X M, Xu Q, Hu W Y, et al. A brief review of 2 μ m laser scalpel[C]//2020 IEEE 5th Optoelectronics Global Conference (OGC), September 7-11, 2020, Shenzhen, China. New York: IEEE Press, 2020: 63-67.
- [10] Kienle A, Lilge L, Patterson M S, et al. Spatially resolved absolute diffuse reflectance measurements for noninvasive determination of the optical scattering and absorption coefficients of biological tissue[J]. *Applied Optics*, 1996, 35(13): 2304-2314.
- [11] 李步洪, 陈天龙, 林立, 等. 光动力疗法基础研究与临床应用的新进展[J]. *中国激光*, 2022, 49(5): 0507101.
Li B H, Chen T L, Lin L, et al. Recent progress in photodynamic therapy: from fundamental research to clinical applications[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2022, 49(5): 0507101.
- [12] 顾瑛, 刘凡光, 王开, 等. 光动力疗法治疗鲜红斑痣 1216 例临床分析[J]. *中国激光医学杂志*, 2001, 10(2): 86-89.
Gu Y, Liu F G, Wang K, et al. A clinic analysis of 1216 cases of port wine stain treated by photodynamic therapy [J]. *Chinese Journal of Laser Medicine & Surgery*, 2001, 10(2): 86-89.
- [13] 顾瑛, 李峻亨, 陈华, 等. 光动力疗法选择性治疗鲜红斑痣的基础研究[J]. *中国激光医学杂志*, 1992, 1(2): 81-84, 122.
Gu Y, Li J H, Chen H, et al. A study of photodynamic therapy for port wine stains using chicken comb as a model[J]. *Chinese Journal of Laser Medicine & Surgery*, 1992, 1(2): 81-84, 122.
- [14] Beggs S, Short J, Rengifo-Pardo M, et al. Applications of the excimer laser[J]. *Dermatologic Surgery*, 2015, 41(11): 1201-1211.
- [15] Belgorod B M, Ediger M N, Weiblinger R P, et al. Tangential corneal surface ablation with 193- and 308-nm excimer and 2936-nm erbium-YAG laser irradiation[J]. *Archives of Ophthalmology*, 1992, 110(4): 533-536.
- [16] Xiao K W, Ma Y C, Luo Z M, et al. Network meta-analysis of the treatment safety and efficacy of different energy systems in prostate vaporization[J]. *Lasers in Medical Science*, 2023, 38(1): 150.
- [17] Zhang R N, Wang D K, Zhuo F L, et al. Long-pulse Nd: YAG 1064-nm laser treatment for onychomycosis[J]. *Chinese Medical Journal*, 2012, 125(18): 3288-3291.
- [18] Carroll L, Humphreys T R. LASER-tissue interactions [J]. *Clinics in Dermatology*, 2006, 24(1): 2-7.
- [19] Rassweiler J J, Klein J. Re: update on lasers in urology. current assessment on holmium: yttrium-aluminum-garnet (Ho: YAG) laser lithotripter settings and laser fibers[J]. *European Urology*, 2016, 70(3): 538-539.
- [20] de Boorder T, Brouwers H B, Noordmans H, et al. Thulium laser-assisted endoscopic third ventriculostomy: determining safe laser settings using in vitro model and 2 year follow-up results in 106 patients[J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2018, 50(6): 629-635.
- [21] Abu-Serriah M, Critchlow H, Whitters C J, et al. Removal of partially erupted third molars using an Erbium (Er): YAG laser: a randomised controlled clinical trial[J]. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2004, 42(3): 203-208.
- [22] Polanyi T G, Bredemeier H C, Davis T W, Jr. A CO₂ laser for surgical research[J]. *Medical and Biological Engineering*, 1970, 8(6): 541-548.
- [23] Xiao Y, Zhang T, Ma X B, et al. Microenvironment-responsive prodrug-induced pyroptosis boosts cancer immunotherapy[J]. *Advanced Science*, 2021, 8(24): e2101840.
- [24] Cumberland D C, Moore D J, Tayler D I. Laser angioplasty: a review[M]//Heuck F H W, Donner M W. *Radiology today*. Berlin: Springer, 1987, 4: 25-28.
- [25] Schofield P, Sharples L, Caine N, et al. Transmyocardial laser revascularisation in patients with refractory angina: a randomised controlled trial[J]. *The Lancet*, 1999, 353(9152): 519-524.
- [26] Williams G P, Mehta J S. Technology: femtosecond laser in keratoplasty[M]//Hjortdal J. *Corneal transplantation*. Cham: Springer, 2016: 181-192.
- [27] Forrer M, Frenz M, Romano V, et al. Bone-ablation mechanism using CO₂ lasers of different pulse duration and wavelength[J]. *Applied Physics B*, 1993, 56(2): 104-112.
- [28] Vogel A, Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues[J]. *Chemical Reviews*, 2003, 103(2): 577-644.
- [29] ACCESS Laser[EB/OL]. [2023-12-15]. <http://www.accesslaser.cn/>.
- [30] LUMENIS[EB/OL]. [2023-12-15]. <http://www.lumenis.com/>.
- [31] LightScalpel[EB/OL]. [2023-12-15]. <http://www.lightscalpel.com/>.
- [32] OmniGuide[EB/OL]. [2023-12-15]. <http://www.omni-guide.com/>.
- [33] Kozodoy R L, Zazanis G A, Schwarz K O, et al. A hollow sapphire waveguide for stereotactic intraventricular CO₂ laser neurosurgery: a rat model[J]. *Lasers in Medical Science*, 1994, 9(4): 273-281.
- [34] Scheich M, Ginzkey C, Harnisch W, et al. Use of flexible CO₂ laser fiber in microsurgery for vestibular schwannoma via the middle cranial fossa approach[J]. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 2012, 269(5): 1417-1423.
- [35] Whipple T L, Caspari R B, Meyers J F. Arthroscopic laser meniscectomy in a gas medium[J]. *Arthroscopy: the Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 1985, 1(1): 2-7.

- [36] Moy R L, Bucalo B, Lee M H, et al. Skin resurfacing of facial rhytides and scars with the 90- μ s short pulse CO₂ laser[J]. *Dermatologic Surgery*, 1998, 24(12): 1390-1396.
- [37] Anderson R R, Parrish J A. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation[J]. *Science*, 1983, 220(4596): 524-527.
- [38] Parker S. Introduction, history of lasers and laser light production[J]. *British Dental Journal*, 2007, 202(1): 21-31.
- [39] Yang G Z, Bellingham J, Dupont P E, et al. The grand challenges of Science Robotics[J]. *Science Robotics*, 2018, 3(14): eaar7650.
- [40] Schmitz A, Thompson A J, Berthet-Rayne P, et al. Shape sensing of miniature snake-like robots using optical fibers[C]//2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), September 24-28, 2017, Vancouver, BC, Canada. New York: IEEE Press, 2017: 947-952.
- [41] Jelínková H, Němec M, Šulc J, et al. Hollow waveguide delivery systems for laser technological application[J]. *Progress in Quantum Electronics*, 2004, 28(3/4): 145-164.
- [42] Merberg G N. Current status of infrared fiber optics for medical laser power delivery[J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 1993, 13(5): 572-576.
- [43] Conforti C, Vezzoni R, Giuffrida R, et al. An overview on the role of CO₂ laser in general dermatology[J]. *Dermatologic Therapy*, 2021, 34(2): e14692.
- [44] Rodrigues L K A, dos Santos M N, Pereira D, et al. Carbon dioxide laser in dental caries prevention[J]. *Journal of Dentistry*, 2004, 32(7): 531-540.
- [45] Crespi R, Barone A, Covani U, et al. Effects of CO₂ laser treatment on fibroblast attachment to root surfaces. A scanning electron microscopy analysis[J]. *Journal of Periodontology*, 2002, 73(11): 1308-1312.
- [46] Vaderhobli R M, White J M, Christine L, et al. In vitro study of the soft tissue effects of microsecond-pulsed CO₂ laser parameters during soft tissue incision and sulcular debridement[J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2010, 42(3): 257-263.
- [47] Zhang Y F, Zhang L L, Yang D G, et al. Treatment of oral refractory large area mucosal leukoplakia with CO₂ laser combined with photodynamic therapy: case report [J]. *Photodiagnosis and Photodynamic Therapy*, 2017, 20: 193-195.
- [48] Osorio J A, Liabres G V T, Miller C A, et al. Use of intraoperative CO₂ laser for the resection of a ventral intradural extramedullary cervical spinal tumor: 2-dimensional operative video[J]. *Operative Neurosurgery*, 2019, 18(5): E161.
- [49] Gebhart S C, Jansen E D, Galloway R L. Dynamic, three-dimensional optical tracking of an ablative laser beam[J]. *Medical Physics*, 2005, 32(1): 209-220.
- [50] Brase C, Schwitulla J, Künzel J, et al. First experience with the fiber-enabled CO₂ laser in stapes surgery and a comparison with the "one-shot" technique[J]. *Otology & Neurotology*, 2013, 34(9): 1581-1585.
- [51] Mönnich H, Stein D, Raczkowsky J, et al. System for laser osteotomy in surgery with the Kuka lightweight robot-first experimental results[C]//World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009, Munich, Germany. Berlin: Springer, 2009: 179-182.
- [52] Hongo A, Shiota T, Suzuki M, et al. Germanium-coated nickel hollow waveguides for high-powered CO₂ laser light transmission[C]//Conference on Lasers and Electro-Optics, April 25-29, 1988, Anaheim, California. Washington, DC: OSA, 1988: WL2.
- [53] Matsuura Y, Hongo A, Miyagi M. Dielectric-coated metallic hollow waveguide for 3- μ m Er: YAG, 5- μ m CO, and 10.6- μ m CO₂ laser light transmission[J]. *Applied Optics*, 1990, 29(15): 2213-2214.
- [54] Croitoru N, Dror J, Gannot I. Characterization of hollow fibers for the transmission of infrared radiation[J]. *Applied Optics*, 1990, 29(12): 1805-1809.
- [55] Abel T, Hirsch J, Harrington J A. Hollow glass waveguides for broadband infrared transmission[J]. *Optics Letters*, 1994, 19(14): 1034-1036.
- [56] Harrington J A, Rabii C, Gibson D. Transmission properties of hollow glass waveguides for the delivery of CO₂ surgical laser power[J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 1999, 5(4): 948-953.
- [57] Croitoru N I, Inberg A, Oksman M, et al. Hollow silica, metal, and plastic waveguides for hard-tissue medical applications[J]. *Proceedings of SPIE*, 1997, 2977: 30-35.
- [58] 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*, 2011, 51(1): 1-7.
- [59] LIGHTGUIDE[EB/OL]. [2023-12-15]. <http://www.lightguide.com/>.
- [60] Artyushenko V, Bochamnikov A, Sakharova T, et al. Mid-infrared fiber optics for 1-18 μ m range[J]. *Optik & Photonik*, 2014, 9(4): 35-39.
- [61] Zhu J Q, Lyu L X, Xu Y, et al. Intelligent soft surgical robots for next-generation minimally invasive surgery[J]. *Advanced Intelligent Systems*, 2021, 3(5): 2100011.
- [62] Livesay J. Intraoperative laser coronary angioplasty[J]. *The Thoracic and Cardiovascular Surgeon*, 1988, 36(S 2): 150-154.
- [63] Absten G T. Physics of light and lasers[J]. *Obstetrics and Gynecology Clinics of North America*, 1991, 18(3): 407-427.
- [64] Li C, Tao Y, Jiang M, et al. High-power single-frequency fiber amplifiers: progress and challenge[J]. *Chinese Optics Letters*, 2023, 21(9): 090002.
- [65] Dretler S P. Laser lithotripsy: a review of 20 years of research and clinical applications[J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 1988, 8(4): 341-356.
- [66] Auer L M, Holzer P, Ascher P W, et al. Endoscopic neurosurgery[J]. *Acta Neurochirurgica*, 1988, 90(1/2): 1-14.
- [67] Harrington J A. Infrared alkali halide fibers[J]. *Applied Optics*, 1990, 29(12): 1805-1809.

- Optics, 1988, 27(15): 3097-3101.
- [68] Ballato J, Hawkins T, Foy P, et al. Glass-clad single-crystal germanium optical fiber[J]. Optics Express, 2009, 17(10): 8029-8035.
- [69] Sparks J R, He R R, Healy N, et al. Zinc selenide optical fibers[J]. Advanced Materials, 2011, 23(14): 1647-1651.
- [70] Matsuura Y, Miyagi M, German A, et al. Silver-halide fiber tip as a beam homogenizer for infrared hollow waveguides[J]. Optics Letters, 1997, 22(17): 1308-1310.
- [71] ARTPHOTONICS[EB/OL]. [2023-12-15]. <http://www.artphotonics.com/>.
- [72] Huang J, Lu Y G, Wu Z N, et al. Infrared broadband nonlinear optical limiting technology based on stimulated Brillouin scattering in As_2Se_3 fiber[J]. Chinese Optics Letters, 2022, 20(3): 031902.
- [73] Sincore A, Cook J, Tan F A, et al. Practical limits of power transmission through single-mode chalcogenide fibers[J]. Optical Engineering, 2018, 57(11): 111807.
- [74] Su J X, Dai S X, Jiang L, et al. Fabrication and bending strength analysis of low-loss $\text{Ge}_{15}\text{As}_{25}\text{Se}_{40}\text{Te}_{20}$ chalcogenide glass fiber: a potential mid-infrared laser transmission medium[J]. Optical Materials Express, 2019, 9(7): 2859-2869.
- [75] Zou Y Q, Liu C, Ren Z H, et al. Flexible and robust low-loss selenium-based multimaterial infrared fibers towards CO_2 laser ablation[J]. iScience, 2022, 25(10): 105167.
- [76] Zhang X H, Ma H L, Lucas J. Evaluation of glass fibers from the Ga-Ge-Sb-Se system for infrared applications[J]. Optical Materials, 2004, 25(1): 85-89.
- [77] Wang X G, Jiao K, Si N, et al. Extruded seven-core tellurium chalcogenide fiber for mid-infrared[J]. Optical Materials Express, 2019, 9(9): 3863-3870.
- [78] Temelkuran B, Hart S D, Benoit G, et al. Wavelength-scalable hollow optical fibres with large photonic bandgaps for CO_2 laser transmission[J]. Nature, 2002, 420(6916): 650-653.
- [79] Chen W L, Liu C, Zou Y Q, et al. Flexible omnidirectional reflective film for CO_2 laser protection[J]. Chinese Optics Letters, 2023, 21(2): 022201.
- [80] Tate L P, Jr, Elce Y A. Transendoscopic application of CO_2 laser irradiation using the OmniGuide fiber[J]. Proceedings of SPIE, 2005, 5686: 612-619.
- [81] Barton S E, Gargiulo A R. Robot-assisted laparoscopic myomectomy and adenomyomectomy with a flexible CO_2 laser device[J]. Journal of Robotic Surgery, 2013, 7(2): 157-162.
- [82] TIANLIGX[EB/OL]. [2023-12-15]. <http://www.tianligx.com/>.
- [83] LIGHTGUIDE[EB/OL]. [2023-12-15]. <http://www.lightguide.cn/>.
- [84] Agrawal G P. Fiber-Optic Communication Systems[M]. Weinheim: Wiley, 2012.
- [85] Loke G, Yan W, Khudiyev T, et al. Recent progress and perspectives of thermally drawn multimaterial fiber electronics[J]. Advanced Materials, 2020, 32(1): 1904911.
- [86] Tao G M, Stolyarov A M, Abouraddy A F. Multimaterial fibers[J]. International Journal of Applied Glass Science, 2012, 3(4): 349-368.
- [87] Bayindir M, Sorin F, Abouraddy A F, et al. Metal-insulator-semiconductor optoelectronic fibres[J]. Nature, 2004, 431(7010): 826-829.
- [88] Sandt J D, Moudio M, Clark J K, et al. Stretchable optomechanical fiber sensors for pressure determination in compressive medical textiles[J]. Advanced Healthcare Materials, 2018, 7(15): 1800293.
- [89] Yildirim A, Vural M, Yaman M, et al. Bioinspired optoelectronic nose with nanostructured wavelength-scalable hollow-core infrared fibers[J]. Advanced Materials, 2011, 23(10): 1263-1267.
- [90] Stolyarov A M, Gumennik A, McDaniel W, et al. Enhanced chemiluminescent detection scheme for trace vapor sensing in pneumatically-tuned hollow core photonic bandgap fibers[J]. Optics Express, 2012, 20(11): 1240712415.
- [91] Yang Z Y, Luo T, Jiang S B, et al. Single-mode low-loss optical fibers for long-wave infrared transmission[J]. Optics Letters, 2010, 35(20): 3360-3362.
- [92] Tao G M, Shabahang S, Ren H, et al. Robust multimaterial tellurium-based chalcogenide glass fibers for mid-wave and long-wave infrared transmission[J]. Optics Letters, 2014, 39(13): 4009-4012.
- [93] Tao G M, Shabahang S, Banaei E H, et al. Multimaterial preform coextrusion for robust chalcogenide optical fibers and tapers[J]. Optics Letters, 2012, 37(13): 2751-2753.
- [94] Tao G M, Shabahang S, Dai S X, et al. Multimaterial disc-to-fiber approach to efficiently produce robust infrared fibers[J]. Optical Materials Express, 2014, 4(10): 2143-2149.
- [95] Barbot A, Power M, Seichepine F, et al. Liquid seal for compact micropiston actuation at the capillary tip[J]. Science Advances, 2020, 6(22): eaba5660.
- [96] Power M, Thompson A J, Anastasova S, et al. Microgrippers: a monolithic force-sensitive 3D microgripper fabricated on the tip of an optical fiber using 2-photon polymerization[J]. Small, 2018, 14(16): 1703964.
- [97] Zhang J, Wang Z, Wang Z X, et al. Advanced multimaterial optoelectronic fibers: a review[J]. Journal of Lightwave Technology, 2021, 39(12): 3836-3845.
- [98] Shen Y N, Wang Z, Wang Z X, et al. Thermally drawn multifunctional fibers: toward the next generation of information technology[J]. InfoMat, 2022, 4(7): e12318.
- [99] Canales A, Jia X T, Froriep U P, et al. Multifunctional fibers for simultaneous optical, electrical and chemical interrogation of neural circuits in vivo[J]. Nature Biotechnology, 2015, 33(3): 277-284.
- [100] Yan W, Dong C Q, Xiang Y Z, et al. Thermally drawn advanced functional fibers: new frontier of flexible electronics[J]. Materials Today, 2020, 35: 168-194.
- [101] Wang Z, Chen M X, Zheng Y, et al. Advanced thermally drawn multimaterial fibers: structure-enabled functionalities[J]. Advanced Devices & Instrumentation, 2021, 2021: 9676470.

- [102] Park S, Loke G, Fink Y, et al. Flexible fiber-based optoelectronics for neural interfaces[J]. *Chemical Society Reviews*, 2019, 48(6): 1826-1852.
- [103] Rein M, Favrod V D, Hou C, et al. Diode fibres for fabric-based optical communications[J]. *Nature*, 2018, 560(7717): 214-218.
- [104] Lu C, Park S, Richner T J, et al. Flexible and stretchable nanowire-coated fibers for optoelectronic probing of spinal cord circuits[J]. *Science Advances*, 2017, 3(3): e1600955.
- [105] Park S, Guo Y Y, Jia X T, et al. One-step optogenetics with multifunctional flexible polymer fibers[J]. *Nature Neuroscience*, 2017, 20(4): 612-619.
- [106] Zhang Y J, Wu X B, Vadlamani R A, et al. Submillimeter multifunctional ferromagnetic fiber robots for navigation, sensing, and modulation[J]. *Advanced Healthcare Materials*, 2023, 12(28): 2300964.
- [107] Kim Y, Parada G A, Liu S D, et al. Ferromagnetic soft continuum robots[J]. *Science Robotics*, 2019, 4(33): eaax7329.
- [108] Leber A, Dong C Q, Laperrousaz S, et al. Highly integrated multi-material fibers for soft robotics[J]. *Advanced Science*, 2023, 10(2): 2204016.
- [109] Wei L, Hou C, Levy E, et al. Optoelectronic fibers via selective amplification of In-fiber capillary instabilities[J]. *Advanced Materials*, 2017, 29(1): 1603033.
- [110] Qu Y P, Nguyen-Dang T, Page A G, et al. Superelastic multimaterial electronic and photonic fibers and devices via thermal drawing[J]. *Advanced Materials*, 2018, 30(27): 1707251.