

引用格式: YU Taoying, YUAN Yifang, LI Yunxuan, et al. High Contrast Imaging through Infrared Chalcogenide Imaging Fiber Bundle Illuminated by Quantum Cascade Laser[J]. Acta Photonica Sinica, 2021, 50(3):0306001

庾韬颖,袁一方,黎云轩,等. 基于量子级联激光器照明的高对比度红外内窥成像[J]. 光子学报, 2021, 50(3):0306001

# 基于量子级联激光器照明的高对比度红外内窥成像

庾韬颖<sup>1</sup>,袁一方<sup>1,2</sup>,黎云轩<sup>3</sup>,韩东<sup>1</sup>,祝家滢<sup>1,4</sup>

(1 国防科技创新研究院 太赫兹生物物理学创新工作站,北京 100071)

(2 西安电子科技大学 物理与光电工程学院,西安 710071)

(3 中国运载火箭技术研究院,北京 100076)

(4 天津大学 精密仪器与光电子工程学院,天津 300072)

**摘要:**对单丝直径为 20  $\mu\text{m}$ ,  $12 \times 9$  阵列方形面阵的 Ge-As-Te-Se 组分光纤束进行了测试,并开展红外成像研究。利用 5~11  $\mu\text{m}$  连续可调谐红外量子级联激光器作为光源,对光纤束损耗进行检测,传输损耗平均为 1 dB/cm。设计并加工了基于像方远心成像的紧凑型物镜,总长 13.6 mm,直径 6 mm,最终实现了 2 mm  $\times$  2 mm 视场内 100  $\mu\text{m}$  分辨率传像。分别在量子级联激光器和非相干黑体光源的照明下,进行了环境温度对成像对比度影响的研究,结果表明,在环境温度较高( $>40^\circ\text{C}$ )的条件下,基于量子级联激光器照明可实现高对比度内窥成像。本文对于深入开展红外生物效应研究具有指导意义和实用价值。

**关键词:**红外光学;光纤束;量子级联激光器;像方远心成像;对比度

中图分类号:O435.2

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20215003.0306001

## High Contrast Imaging through Infrared Chalcogenide Imaging Fiber Bundle Illuminated by Quantum Cascade Laser

YU Taoying<sup>1</sup>, YUAN Yifang<sup>1,2</sup>, LI Yunxuan<sup>3</sup>, HAN Dong<sup>1</sup>, ZHU Jiaying<sup>1,4</sup>

(1 *Innovation Laboratory of Terahertz Biophysics, National Innovation Institute of Defense Technology, Beijing 100071, China*)

(2 *School of Physics and Optoelectronic Engineering, Xidian University, Xi'an 710071, China*)

(3 *China Academy of Launch Vehicle Technology, Beijing 100076, China*)

(4 *School of Precision Instrument and Optoelectronic Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China*)

**Abstract:** A fiber bundle made of  $12 \times 9$  individual Ge-As-Te-Se fibers with a core diameter of 20  $\mu\text{m}$  has been tested for optical properties and used to carry out the imaging experiment. A 5~11  $\mu\text{m}$  continuous tunable quantum cascade laser has been used to test the bundle's attenuation property with a cut-back method. The attenuation of bundle is nearly 1 dB/cm in the spectral region. A compact distal objective lens with length of 13.6 mm and diameter of 6 mm based on telecentric system has been designed and fabricated. The MTF of the lens showed the ability to transmit the image with resolution of 25  $\mu\text{m}$ . A infrared image with 2 mm  $\times$  2 mm and 100  $\mu\text{m}$  resolution with quantum cascade lasers illumination, which has high power spectrum density and narrow linewidth, has been captured. A comparison experiment about the environmental temperature has been conducted illuminated by quantum cascade laser and incoherent black

基金项目:国家自然科学基金(No.11622542)

第一作者(通讯作者):庾韬颖(1989-),男,博士后,主要研究方向为光纤技术。Email: ytyccc@163.com

收稿日期:2020-10-26;录用日期:2020-12-10

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

body, it proved that the quantum cascade laser illumination could help build a high SNR imaging under a high environmental temperature even above human's temperature. It would be meaningful for the next infrared endoscopy experiment in vivo way.

**Key words:** Infrared optics; Fiber bundles; Quantum cascade lasers; Telecentric system; Signal noise ratio

**OCIS Codes:** 060.2350; 110.2350; 110.3080; 220.0220; 260.3060

## 0 引言

热成像技术一般指在中远红外波段(3~30  $\mu\text{m}$ )对红外目标进行成像,从而获取可见光以外的大量信息。随着该波段内镀膜、物镜、滤波器件、探测器等技术的快速发展,热成像在生物医疗<sup>[1]</sup>、工业检测<sup>[2]</sup>、军事侦查<sup>[3]</sup>中发挥着越来越重要的作用。例如,在生物医疗领域,乳腺癌<sup>[4]</sup>等癌症组织的早期检测中,利用癌变组织与正常组织代谢速率不同所表现出来的热成像差异,可以作为一种重要的辅助判断方法。然而受限于热成像系统的体积,目前仅能对体表进行热像采集,而无法实现颅内组织、胃肠腔道、内脏等狭小空间内的热分布成像。同时,人体内为恒温环境,体温维持在37℃左右,持续自发辐射的红外电磁波也极大地增加了红外波段内窥成像的难度。

红外光纤束作为内窥成像系统中的核心器件,得到了国内外的广泛研究。根据材料及结构分类,红外光纤束主要分为卤化银光纤、空芯光纤、硫系软玻璃光纤等几种。卤化银  $\text{AgCl}_x\text{Br}_{1-x}$  光纤<sup>[5-6]</sup>在3~30  $\mu\text{m}$ 范围的带宽内具备较好的传输性能,虽然具备大的传输带宽,但卤化银材料为一种光敏材料,感光后易变质,导致传输特性发生变化。空芯光纤的纤芯部分为空气,对红外光无吸收,尤其是微结构空芯光纤,可以通过微结构的优化设计进一步降低损耗。毛细管结构的空芯光纤束为减小红外波段损耗,一般在光纤内壁镀膜<sup>[7-9]</sup>,如金属  $\text{Ag}/\text{AgI}$ 、高分子材料环烯烃共聚物(Cyclo Olefin Polymers, COP)等,而由微结构空芯光纤制备的光纤束<sup>[10]</sup>,依靠反谐振<sup>[11]</sup>约束的原理,可以实现对部分红外波段的低损耗传输。然而空芯光纤结构在具有大量水分的环境下,极容易受到虹吸效应影响导致纤芯区域被水分填充,难以清除且会导致传输效率的大幅下降,因此不具备在生物临床中应用的可行性。硫系软玻璃光纤具有优秀的物理化学特性,通过改变材料组分可以扩展工作波长,如硫化物(1~6  $\mu\text{m}$ )<sup>[12-16]</sup>、硒化物(2~8  $\mu\text{m}$ )<sup>[13]</sup>及碲化物(3~12  $\mu\text{m}$ )<sup>[17-18]</sup>,纤芯数量从上百根<sup>[12]</sup>发展到最多810 000芯<sup>[16]</sup>。尽管材料工作波段逐渐向长波长方向移动,甚至Te化物光纤具有传输到12  $\mu\text{m}$ 波段的能力,但是相关文献报道的测试和后续成像工作仍然主要集中在1~6  $\mu\text{m}$ 范围内,与人体发射光谱重叠的8~12  $\mu\text{m}$ 的相关工作则少见报道。

目前红外光纤束的报道多是针对其材料特性、损耗、串扰率、制备工艺等问题,利用红外光纤束开展后续的成像工作则报道较少。成像系统也多采用单透镜甚至无透镜,成像物体多为加热的金属丝<sup>[5-7]</sup>或烙铁、指尖<sup>[8]</sup>等被动成像,金属丝一般需要加热至超过人体温度,甚至远超过40℃,少量的主动照明成像一般使用功率谱密度较低、发散角较大的黑体,且没有考虑内窥工作时环境温度对成像结果的影响。而在人体内窥成像应用背景下,需要采用直径较小的光纤束<sup>[19-21]</sup>以及紧凑的光路结构,这样会导致整体损耗较大。目前采用红外热成像技术开展的临床试验中,存在病变组与控制组之间温差较小的情况<sup>[4]</sup>,如牙科辅助诊断中,可通过对比温差大于0.35℃判断交感神经维持疼痛、周围神经介质疼痛、颞下颌关节病或上颌鼻窦炎等疾病,温差小于0.35℃判断为周围神经介质疼痛或者交感神经独立疼痛,而温差为0.25℃则为裂齿综合征,三叉神经痛或者精神性面部疼痛。眼科诊断中,发现干眼病组与控制组存在平均温差约为0.42℃。心脏疾病中冠心病和心脏移植分别与对照组存在 $0.19 \pm 0.11^\circ\text{C}$ 和 $0.1 \pm 0.06^\circ\text{C}$ 的温差。上述临床诊断都是对体表进行红外热成像检测的,尚无红外内窥报道。活体生物体内的狭小空间中,还存在身体体温的热辐射干扰问题,尤其使用直径较小的光纤束不可避免的会引入大的传输损耗,进一步降低采集到信号的温度差,甚至小于热成像仪的噪声等效温差(Noise Equivalent Temperature Difference, NETD),导致难以同时实现高分辨率、高对比度的成像,光纤束损耗过大时甚至无法采集到有效信号。红外量子级联激光器(Quantum Cascade Laser, QCL)可以在中红外波段产生高亮度、小发散角、波长可调谐的激光输出,采用QCL进行主动照明可以对样品的边缘进行增强,同时利用生物体的病变组织尤其是癌变组织与正常组织含水量差异较大从而导致对红外光吸收程度不同,不同组织之间对红外光的反射回到光纤束的信号差增强,为复杂环境狭小空间内的红外内窥成像应用提供潜在可能性。

本文使用Ge-As-Te-Se组分材料制备的小阵列红外光纤束作为研究对象,搭建测试平台,利用外腔连续可调谐量子级联激光器(External Cavity Quantum Cascade Laser, EC-QCL)及傅里叶红外光谱仪对其传输损耗等特性进行了测试和表征。设计并制备了总长13.6 mm,直径6 mm的紧凑型成像物镜,并开展红外成像实验,实现2 mm×2 mm视场内的成像,分辨率达100 μm。通过在不同环境温度下对黑体、QCL照明进行对比,证明QCL照明成像可以在高环境温度噪声背景下实现高对比度成像。为今后将红外光纤束应用到高等生物体内的内窥成像,尤其是缺乏照明的红外多光谱成像应用提供有力的技术支持。

## 1 光纤束制备与性能测试

为匹配人体辐射红外电磁波(辐射波长为8~12 μm,人体辐射峰值约为10.6 μm)选择了Ge-As-Te-Se组分的玻璃作为纤芯材料,其在3~12 μm的宽光谱范围内具有良好的透光性。利用复丝法<sup>[20]</sup>制备光纤束,其横截面如图1(a)所示,光纤单丝直径约为20 μm。图1(b)为采用热成像仪采集的光纤束横截面。图1(a)中光纤束周围出现部分光纤结构不完整是由于在研磨过程中周边光纤与中心光纤磨损不均匀导致的缺损,目前工艺下不可避免。在成像过程中,图像一般处于视场的中间部分,四周少量缺损并不影响成像效果。

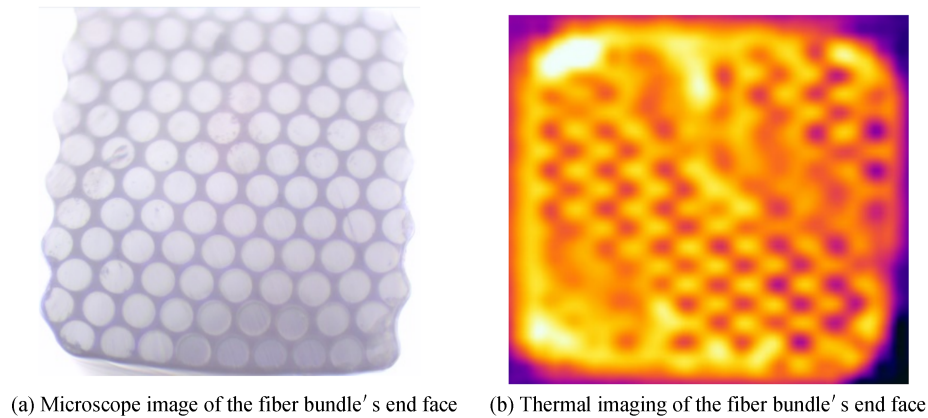


图1 光纤束端面

Fig. 1 The end face of the fiber bundle

为表征光纤束的红外传输特性,利用截断法进行了测试,传统方法一般利用黑体作为光源,将黑体的辐射耦合到较粗的单根光纤中(一般为数百 μm),对截断前后其输出的信号利用傅里叶红外光谱仪分别进行采集。光纤束损耗如式(1)所示。

$$L = -10 \log \frac{P_2}{P_1} \quad (1)$$

式中, $P_2$ 与 $P_1$ 分别是截断前、后光纤束输出的功率。

利用上述方法可以对纤芯材料在红外波段的损耗进行初步评估,但是对于小纤芯直径的光纤束而言(本文使用单丝直径20 μm的光纤束),由于单芯直径过小,发散角较大和亮度较差的红外黑体光源仅有极小部分能量可以耦合到光纤中,在输出端无法测试到有效信号。故利用高亮度、发散角较小的EC-QCL作为光源,进行传输损耗测试。光纤束的两个端面经研磨后将Daylight公司的MIRcat-1400-PX-B激光器(波长范围5.05~11 μm)输出利用非球面红外耦合透镜耦合到光纤束中,调整光纤束与透镜之间的相对位置与方向角,直到光纤束输出端探测到的功率为最大,对光纤束输出的红外光进行准直导入到傅里叶红外光谱仪中。在5.05~11 μm光谱范围内连续调谐EC-QCL的输出,分别记录傅里叶红外光谱仪采集的光谱信号强度。完成整个波段的测量后将光纤束截短1 cm,重新研磨光纤束端面,重复上述操作,再次记录输出的光谱信号强度。为获得较为准确的测试结果,重复上述操作多次并求平均,根据损耗计算式(1)进行计算,得到光纤束的传输损耗曲线,如图2所示。

图2中,下方两条曲线为30 cm长光纤束截断前后利用EC-QCL以及傅里叶红外光谱仪测试不同波长下输出的谱密度。上方曲线为根据式(1)计算得到光纤束的传输损耗。图中可以观察到损耗曲线存在若干



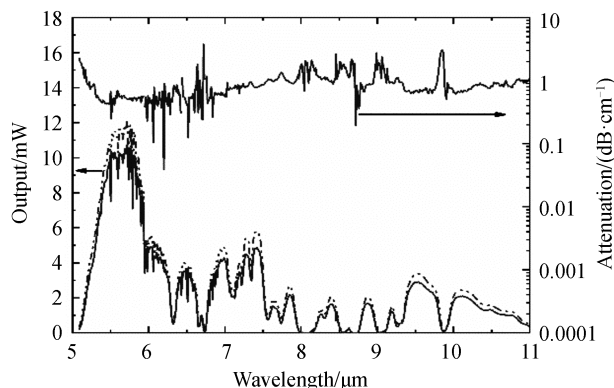


图2 光纤束传输损耗  
Fig. 2 Attenuation of fiber bundle

个点的突变,这是由于EC-QCL是由几个单独的QCL模块级联而成,在模块进行切换过程中,两个模块同时存在出光且输出不稳定,故造成曲线存在数个尖峰。总的来说,通过测试结果可以看出,光纤束在5~11  $\mu\text{m}$  波段内具有较为平坦的传输损耗曲线,平均损耗在1 dB/cm左右,与文献[17]中报道的值相比较。这是由于以往的光纤束损耗表征中,一般使用纤芯直径较粗(约为几百  $\mu\text{m}$  直径)的单根光纤进行测量,很少部分能量会直接耦合到包层材料中,而利用EC-QCL对光纤束损耗直接进行测量时,光斑焦点大小与不可避免的会远大于20  $\mu\text{m}$ ,光纤束中的PEI包层会与EC-QCL的聚焦光斑有较强的反向耦合,产生强烈的吸收、散射等损耗,导致相比利用黑体光源表征的单根光纤损耗产生了极大的增强。同时,单根光纤直径的下降,本身也会进一步造成对红外光,尤其是长波长方向的光场约束能力下降,提高损耗水平。

光纤束成像的温度分辨率直接受限于光纤束损耗系数、长度以及热成像仪的噪声等效温差NETD,光纤束的损耗为1 dB/cm,10 cm长的光纤束衰减即达到十分之一,而采用的热成像仪NETD为20 mK,可知采用10 cm长的光纤束可以实现200 mK的温度分辨。随着光纤束长度的增加,损耗逐渐增大,则温度分辨率也随光纤长度线性上升。为提高成像的温度分辨率,需要进一步减小光纤束的传输损耗。

## 2 光纤束成像实验

为进一步验证光纤束的传像性能,尤其是图像对比度在狭小空间内受较高温度环境影响的程度,分别利用红外量子级联激光器QCL和非相关黑体源作为光源开展成像实验。实验系统示意图如图3所示。利用一个可移动的红外反射镜控制QCL和黑体的输出分别辐照在物体的同一区域。QCL光源波长8.6  $\mu\text{m}$ ,采用高热负载(High Heat Load, HHL)封装,21 $^{\circ}\text{C}$ 水冷条件下,平均功率达162.7 mW,  $\text{RMS} \approx 0.2\%$ ,功率稳定,有助于热像仪采集到高对比度的图像。其输出光斑直径为2 mm,呈高斯分布。为了实现

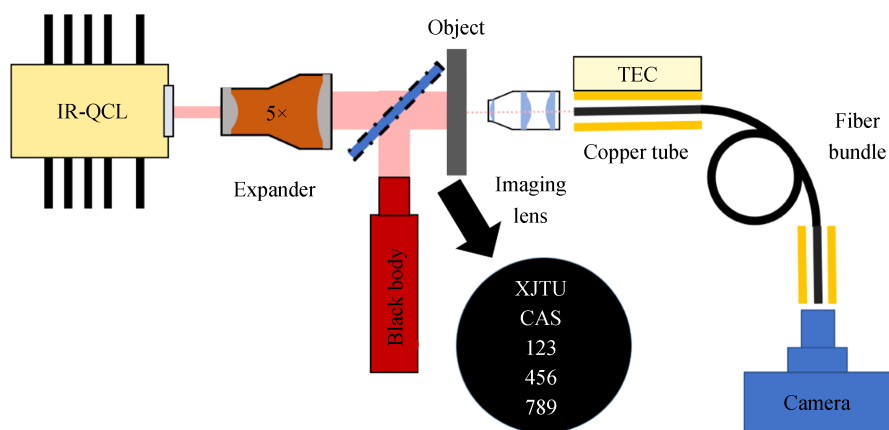


图3 光纤束传像实验系统原理图  
Fig. 3 The schematic of the imaging experimental setup



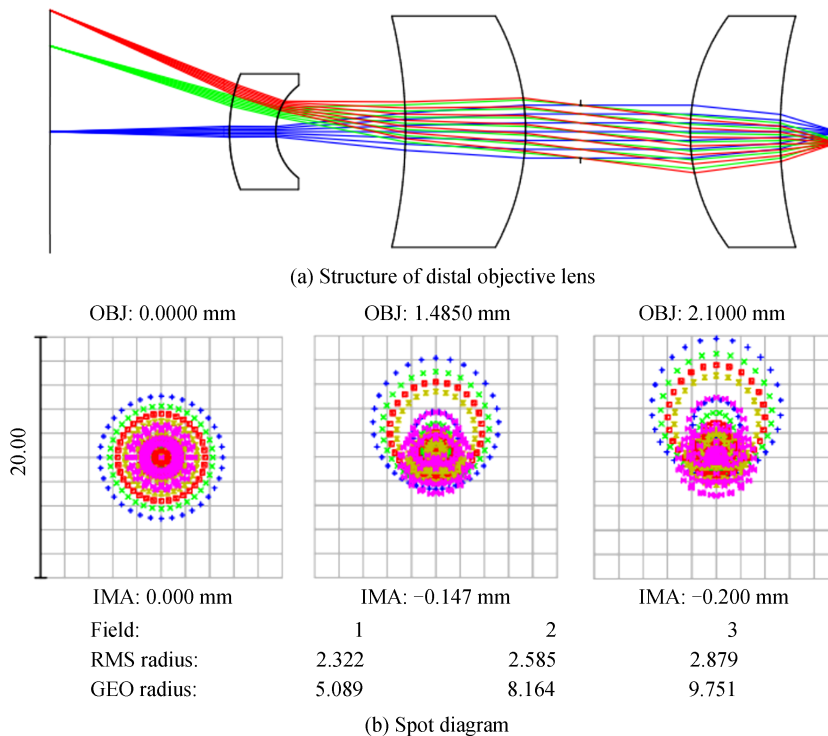
照明,利用一个红外波段的 $5\times$ 扩束镜将QCL光斑直径放大5倍,成为直径10 mm的平行光对物体进行辐照,而黑体的光斑较大,无需要进行扩束。分别调整QCL与黑体的光轴与光纤束端面保持同轴。针对光纤束参数设计并制备了三片式像方远心系统的远端成像物镜,可以实现对 $2\text{ mm}\times 2\text{ mm}$ 视场内的图像进行放大率为 $0.2\times$ 的成像。利用FLIR公司的T630SC非制冷热成像仪(分辨率 $640\times 480$ ,像素间距 $17\text{ }\mu\text{m}$ ,工作范围 $7.5\sim 14\text{ }\mu\text{m}$ ,装配有型号为T198066的微距镜头,4片式结构,视场 $16\times 12\text{ mm}$ , $F\#$ 为1.1,分辨率 $25\text{ }\mu\text{m}$ ,放大率为 $1.5\times$ ,工作距离46 mm,焦距62 mm)对光纤束输出端面进行图像采集。光纤束用铜箔紧贴包裹,铜箔外侧放置半导体电制冷片(Thermoelectric Cooler, TEC),其发热面与铜箔利用导热硅脂进行连接,控制TEC输入电流即可控制光纤束的环境温度。同时,为表征成像分辨率,设计并利用激光加工方式制备一块具有 $100\text{ }\mu\text{m}$ 分辨率的铝合金样品,对其进行成像实验。图中黑色圆盘为 $0.5\text{ mm}$ 厚的铝合金板,字母及数字为激光加工所得,单个字符均为 $2\text{ mm}\times 2\text{ mm}$ 大小,线宽为 $100\text{ }\mu\text{m}$ 。铝合金样品放置在扩束镜与远端成像物镜之间的物镜物平面处,与光轴正交。调整热像仪与光纤束输出端面之间的距离为焦距,直至光纤束输出端面呈清晰像。

### 2.1 成像物镜设计

成像物镜的设计需满足几个条件:1)物镜的像方数值孔径小于光纤束数值孔径,以满足全内反射条件和高的耦合效率;2)镜头的空间分辨率要优于光纤束的分辨率,光纤束单丝直径 $20\text{ }\mu\text{m}$ ,对应分辨率为 $25\text{ lp/mm}$ ,因此镜头的分辨率需优于 $25\text{ lp/mm}$ ,即MTF曲线中 $25\text{ lp/mm}$ 处有较高的响应度;3)轴外距离光轴较远的物点,其发射的光线到达光纤束后入射角可能大于传像束的数值孔径角,导致视场边缘进入到光纤束中的能量过小,成像不清晰,因此需要将镜头设计成像方远心系统;4)考虑图像传输的应用场景均为狭小空间,镜头需要考虑小型化设计<sup>[21]</sup>,横向和纵向尺寸需要被限制。

基于上述要求进行设计,利用Zemax对镜头进行仿真计算并优化,考虑到红外波段总体的损耗较大,尽量减少插入元件的数量,以最简单的3片式结构作为初始结构,采用非球面结构设计,优化得到如图4(a)中的镜头结构。第一片镜片选用负透镜,以便尽量收集物体发出的光,扩大视场;第二片透镜将第一片镜片收集到的光束进行分散,减小其光束的特异性;第三片透镜用于汇聚不同视场角的光束到光纤束端面,并消除其像差。第一片透镜需要与外界环境,需要有良好的耐腐蚀性和抗划性,因此选用Ge作为设计材料,后面两片透镜选用ZnSe材料。

系统总长 $13.6\text{ mm}$ , $F\#$ 为1.71,系统的点列图如图4(b)所示,最大的几何弥散斑半径为 $2.879\text{ }\mu\text{m}$ ,单根



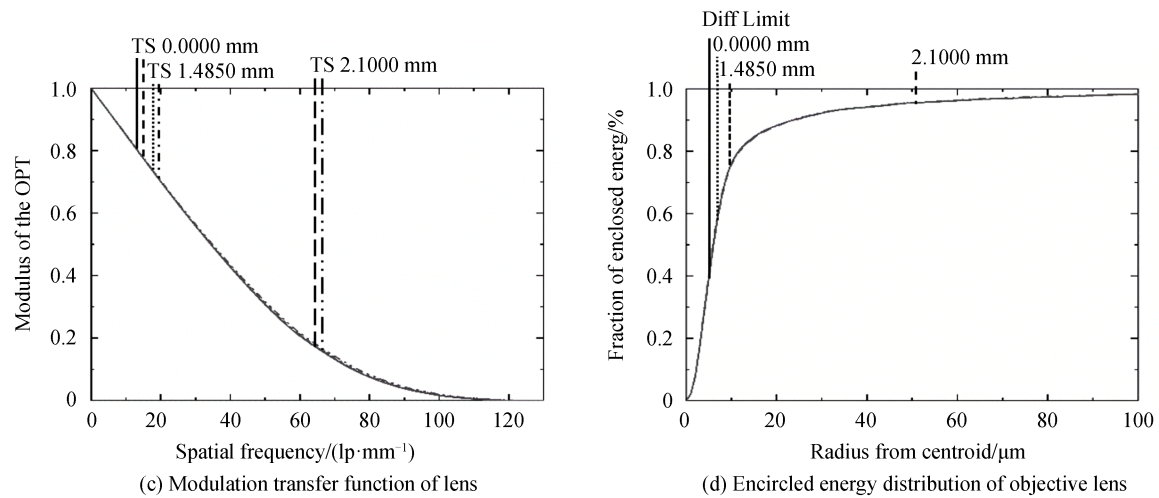


图4 端成像物镜设计结果与参数

Fig. 4 The structure and simulation result of distal objective lens

光纤直径为  $20\ \mu\text{m}$ , 满足成像要求。系统的调制传递函数 MTF 曲线如图 4(c) 所示, MTF 曲线与衍射曲线基本重合, 在成像系统最低要求响应度 0.3 处, 空间频率为  $50.41\ \text{lp/mm}$ , 远优于光纤束端面分辨率, 而对应  $25\ \text{lp/mm}$  处 MTF 值可达 0.63, 具有较好的分辨率。系统能量集中度分布曲线如图 4(d) 所示, 横、纵坐标分别为像斑直径和能量集中度, 可知 90% 的能量主要集中在  $24\ \mu\text{m}$  的圆内, 95% 以上的能量主要集中在直径  $46\ \mu\text{m}$  的圆内。像面边缘处有一定的畸变, 但是可以通过后期的图像处理算法进行修正。

## 2.2 成像结果讨论

首先利用加热的电烙铁头对成像系统进行调整, 调整成像物镜、光纤束之间的相对位置、角度, 令热像仪可以对光纤束传递的烙铁头呈清晰的像。如图 5 为电烙铁头照片以及利用光纤束采集的红外图像。在图 5(b) 中可以看到清晰的电烙铁头成像, 由于光纤束端面尺寸和物镜的视场有限, 仅可以看到部分电烙铁尖。

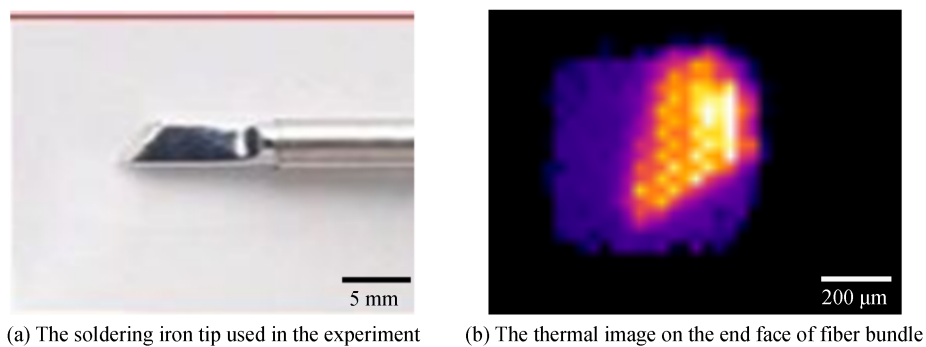
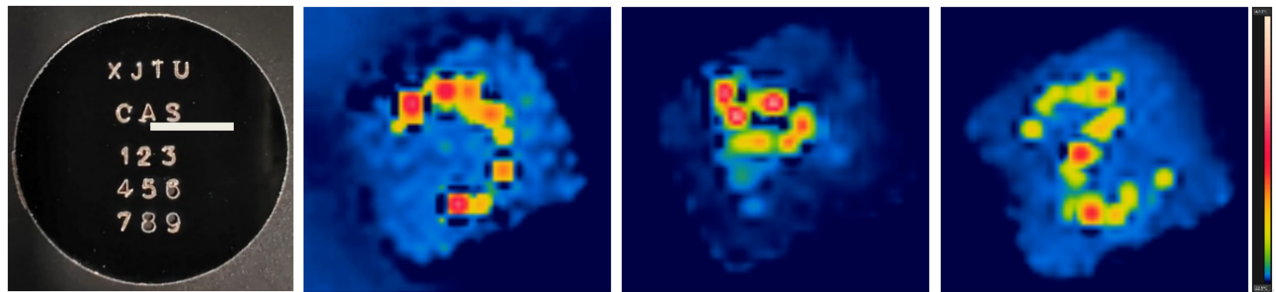


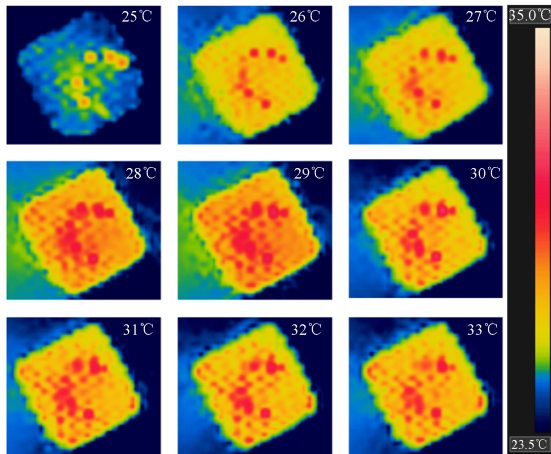
图5 电烙铁头成像结果

Fig. 5 The thermal image of soldering iron tip

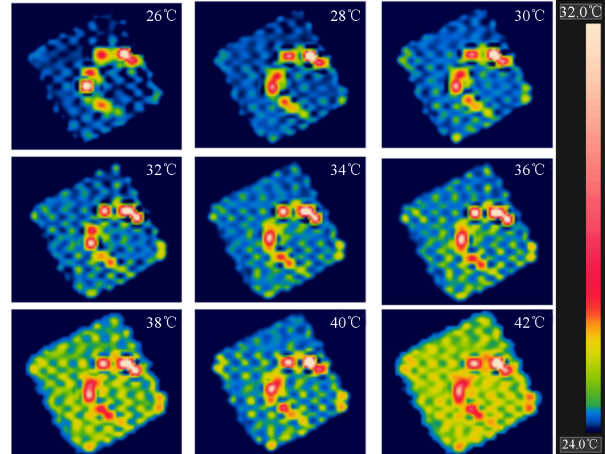
对成像系统完成初步校正后, 分别利用黑体、QCL 作为照明光对加工的金属靶材进行成像实验。首先将扩束后的 QCL 准直辐照光纤束端面, 然后将安装在二维平台上的金属靶置于光纤束的物方共轭距处, 调整金属靶的位置, 在热成像仪上观察清晰的字母或数字成像, 这里以到“C”, “A”及“S”字母为例。调整前后物距, 直到获得清晰成像, 成像结果如图 6(a) 所示。其中字母“A”中间呈现亮度过高的现象, 这是由于金属靶在激光加工后清洗过程中, 字母中间的三角形结构贯通, 形成的空洞造成光通量过大, 造成字母“A”的边缘图像对比度降低。另一方面虽然照明光利用扩束镜进行了扩束, 但是由于光斑的分布呈高斯分布, 导致对物体的照明呈现中间强, 边缘弱的分布, 进一步加剧了成像结果中尤其是字母“A”的图像边缘照明效率低的情况。由于光纤束传递图像两端一一对应的关系, 输入输出的图像呈镜像关系。



(a) The thermal image of letter on the mask illuminated by QCL



(b) The image of letter "C" illuminated by black body under different temperature from 25°C to 33°C



(c) The image of letter "C" illuminated by QCL under different temperature from 26°C to 42°C

图6 黑体,QCL照明成像结果对比

Fig. 6 The imaging comparison between black body and QCL illumination

考察环境温度对不同照明模式下的成像影响,以热像仪上观察到的字母“C”成像为例,调整光纤束周围TEC电流大小,分别记录不同环境温度下的成像结果。更换黑体光源照明,重复以上操作,记录不同温度下成像结果。结果如图6(b)和(c)所示,图6(b)为黑体照明下,成像结果随环境温度由25°C~33°C范围内的变化,图6(c)为QCL照明下,成像结果随环境温度由26°C~42°C范围内的变化。

通过对比可以看出,在25°C环境温度附近,黑体照明成像结果尚可接受,能获取较为清晰的图像,随着TEC温度的上升,端面整体亮度均不断增强,由于黑体的亮度太低,图形亮度相比其他纤芯背景噪声的温差逐步降低,在环境温度超过30°C时,已经很难分辨边缘清晰的图像。这也说明在环境温度较高的狭小空间,如人体(体温大于36°C)内,很难利用黑体照明或者生物体自身辐射出的热量进行清晰的内窥成像。相反,利用功率谱密度高的QCL进行照明,如图所示,可以在相当宽的环境温度范围内,获取到具有足够对比度的

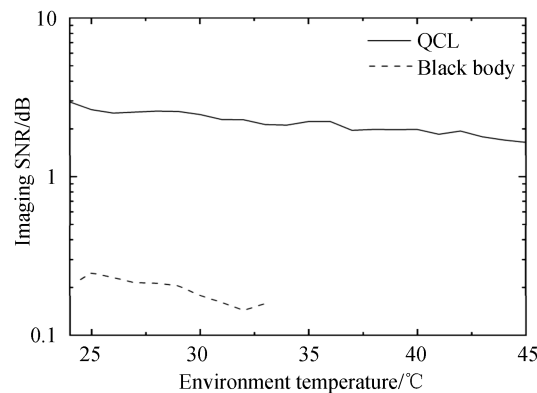


图7 黑体,QCL照明下不同温度下成像结果信噪比曲线

Fig. 7 The SNR comparison between black body and QCL illumination under different environmental temperature



图像。根据图6(c)可知,随着环境温度的上升,尽管光纤束整体的背景噪声不断上升,乃至远超过人体正常体温的42℃,依然可以观察到字母清晰的成像。

对采集的图像进行简单的信噪比计算,对代表信号的纤芯的亮度进行平均得到信号强度 $T_s$ ,而其他纤芯的亮度进行平均得到噪声强度 $T_n$ ,则信噪比通过计算为 $SNR = 10 \cdot \log T_s / T_n$ ,根据计算得到黑体、QCL照明下图像的信噪比,如图8所示,其中虚线代表黑体照明,实线代表QCL照明。可以得知,随着环境温度的上升,无论采取何种照明方式,成像对比度都在缓慢下降,但是QCL照明下对比度高于黑体照明一个数量级,最高可达3 dB左右,且工作温度范围极宽。利用QCL照明内窥成像,具有在环境温度较高的狭小空间,如人体内,获取高对比度成像的潜在可能性。

### 3 结论

本文以Ge-As-Se-Te组分的光纤传像束作为图像传输介质,以自行设计研制的紧凑型像方远心镜头为成像物镜,以非相干黑体及相干QCL为照明光源、以非制冷热成像仪为图像采集设备搭建实验平台,实验研究了不同环境温度下两种照明光源的内窥成像效果。光纤传像束的单丝直径为20  $\mu\text{m}$ ,以12×9阵列方形排布,传输损耗为1 dB/cm,成像分辨率可达100  $\mu\text{m}$ 。实验结果表明,利用高亮度的QCL作为光源,可以实现对较高温度狭小空间的高对比度成像,如人体内窥环境等。同等条件下,QCL照明获取的图像对比度比常规的黑体照明高出近一个数量级,最高达3 dB。未来,可以进一步利用EC-QCL的波长连续可调谐特性,在生物环境下开展高分辨率、高对比度成像。本研究将为更深入地开展红外波生物效应的研究提供参考,具有指导意义。

#### 参考文献

- [1] RING E F J, AMMER K. Infrared thermal imaging in medicine[J]. *Physiological Measurement*, 2012, 33(3): R33-R46.
- [2] ZHANG Xu, JIN Weiqi, LI Li, et al. Band optimization of passive methane gas leak detection based on uncooled infrared focal plane array[J]. *Applied Optics*, 2018, 57: 5257-5257.
- [3] GREALISH K, KACIR T, BACKER B, et al. An advanced infrared thermal imaging module for military and commercial applications[C]. SPIE, 2005, 5796: 186-192.
- [4] LAHIRI B, BAGAVATHIAPPAN S, JAYAKUMAR T, et al. Medical applications of infrared thermography: a review [J]. *Infrared Physics & Technology*, 2012, 55(4): 221-35.
- [5] RAVE E, NAGLI L, KATZIR A. Ordered bundles of infrared-transmitting AgClBr fibers: optical characterization of individual fibers[J]. *Optics Letters*, 2000, 25(17): 1237-1239.
- [6] LAVI Y, MILLO A, KATZIR A. Flexible ordered bundles of infrared transmitting silver-halide fibers: design, fabrication, and optical measurements[J]. *Applied Optics*, 2006, 45(23): 5808-5814.
- [7] GAL U, HARRINGTON J, DAVID M B, et al. Coherent hollow-core waveguide bundles for thermal imaging [J]. *Applied Optics*, 2010, 49: 4700-4709.
- [8] MATSUURA Y, NAITO K. Flexible hollow optical fiber bundle for infrared thermal imaging [J]. *Biomedical Optics Express*, 2011, 2: 65-70.
- [9] HUANG Chenhui, KINO S, KATAGIRI T, et al. Remote Fourier transform-infrared spectral imaging system with hollow-optical fiber bundle[J]. *Applied Optics*, 2012, 51: 6913-6916.
- [10] KOBAYASHI T, KATAGIRI T, MATSUURA Y. Multi-element hollow-core anti-resonant fiber for infrared thermal imaging[J]. *Optics Express*, 2016, 24: 26565-26574.
- [11] MU Qiyuan, ZHU Yuanfeng, XUE Lu, et al. Research on partial negative curvature terahertz hollow-core waveguide[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2020, 49(9): 0923001.  
穆启元, 祝远锋, 薛璐, 等. 部分负曲率太赫兹空芯波导研究[J]. *光子学报*, 2020, 49(9): 0923001.
- [12] SAITO M, TAKIZAWA M, SAKURAGI S, et al. Infrared image guide with bundled As-S glass fibers[J]. *Applied Optics*, 1985, 24(15): 2304-2309.
- [13] SAITO M, KIKUCHI K, TANAKA C, et al. Infrared imaging spectrometry by the use of bundled chalcogenide glass fibers and a PtSi CCD camera[C]. SPIE, 1999: 3753.
- [14] NISHII J, YAMASHITA T T, YAMAGISHI T, et al. Coherent infrared fiber image bundle [J] *Applied Physics Letters*, 1991, 59(21): 2639-2641.
- [15] CHENARD F, ALVAREZ O, GIBSON D, et al. Mid-infrared imaging fiber bundle[C]. SPIE, 2017: 10181.
- [16] ZHANG Bin, ZHAI Chengcheng, QI Sisheng, et al. High-resolution chalcogenide fiber bundles for infrared imaging[J]. *Optics Letters*, 2015, 40: 4384-4387.

- [17] QI Sisheng, ZHANG Bin, ZHAI Chengcheng, et al. High-resolution chalcogenide fiber bundles for longwave infrared imaging[J]. Optics Express, 2017, 25: 26160-26165.
- [18] VENTURA A, SLIMEN F B, LOUSTEAU J, et al. Flexible Mid-IR fiber bundle for thermal imaging of inaccessible areas[J]. Optics Express, 2019, 27: 20259-20272.
- [19] MARKHAM S K, MANI A, KORSKOVA E A, et al. Polarisation changes in guided infrared thermography using silver halide poly-crystalline mid-infrared fibre bundle[J]. Journal of Thermal Analysis and Calorimetry, 2020, 4: 1115-1122.
- [20] ZHANG Zhenyuan, XU Mingquan, LI Li, et al. Experiment of manufacturing a type of image guide with high resolution and large information content[J]. Fiber Glass, 2010, 2: 28-31.  
张振远,徐明泉,李莉,等.一种高分辨率大信息量光纤传像束的制造工艺试验[J].玻璃纤维,2010,2:28-31.
- [21] DU Lihui, WANG Liqiang, YANG Tianling, et al. Miniature telecentric confocal laser scanning endomicroscopy[J]. Acta Photonica Sinica, 2011, 40(12): 1767-1770.  
杜立辉,王立强,杨天领,等.小型化望远式激光共焦扫描显微内窥镜[J].光子学报,2011,40(12):1767-1770.