

文章编号: 1001-5078 (2006) 09-0882-04

传输紫外激光空芯光纤系统的研究

韩建军, 李永涛, 刘晓霞, 赵修建

(硅酸盐材料工程教育部重点实验室, 武汉理工大学, 湖北 武汉 430070)

摘要: 文章对传输紫外激光空芯光纤系统进行了研究, 利用高斯光束传输规律和波导耦合理论研究了紫外激光与空芯光纤的耦合, 分析了在选定毛细管内镀制选定膜系可以制备传输紫外激光的空芯光纤, 并针对空芯光纤内径较大而导致的输出光斑较大的问题, 提出使空芯光纤输出端与透镜耦合方案。

关键词: 紫外激光; 空芯光纤; 耦合

中图分类号: TN253 **文献标识码:** A

Study of Hollow-core Fiber System for Ultraviolet Laser

HAN Jian-jun, LI Yong-tao, LU Xiao-xia, ZHAO Xiu-jian

(Key Laboratory of Silicate Materials Science and Engineering, Ministry of Education,
Wuhan University of Technology, Wuhan 430070, China)

Abstract: A coupling device is designed between ultraviolet laser and hollow-core fiber by means of the transmission law of Gaussian beam and the theory of waveguide coupling. In order to reduce the size of light spot resulted from big inner diameter of hollow-core fiber, output end of fiber and lens are coupled, which can ensure the quality of output beam. Hollow-core fiber for ultraviolet laser with high transmission efficiency can be fabricated by means of selecting proper film system in certain capillary.

Key words: ultraviolet laser; hollow-core fiber; coupling

1 引言

紫外激光已应用于许多领域^[1-3], 在医学上可用于眼科和心脏的组织切除等, 在心脏和心血管成型术中的应用是采用激光汽化动脉粥样硬化斑块, 使血流通畅, 可以取代心脏旁通术和汽球血管成型术。早期采用 Ar⁺、YAG 和 CO₂ 激光的效果均不够理想, 它们会引起周围组织较大的热损伤, 对正常组织造成伤害, 而且对已钙化斑块无效。紫外线的波长较短, 照射到物体表面时, 更容易被物质吸收, 变成物质的内能, 所以紫外线的穿透能力很弱, 它只作用在很薄的表面层内, 如短紫外线 (100 ~ 280nm) 透入皮肤的深度一般只有 1.5 ~ 2μm^[4]。采用脉冲紫外激光, 如能正确选择波长, 脉冲能量和宽度就可精确汽化各种组织的斑块, 紫外激光切割皮肤组织, 产生规则整齐的切口而没有热损伤。

为了把这种激光传输到要求达到的狭小空间, 其传输材料的研制十分重要。空芯光纤由于有较大内径、能量损伤阈值高等优点, 可以用来传输高能量紫外激光。目前国外对传输紫外激光的空芯光纤已有报导, 对于 1m 长光纤的损耗已达 20%, 传输效率较高, 国内在这方面还处于起步研究阶段。因此研制传输高功率紫外激光传输空芯光纤对激光医疗以及在生物、材料加工、激光防伪等方面的应用都显得尤为重要。

2 紫外激光器与空芯光纤耦合

紫外激光与可见光一样遵守透镜成像原理^[5], 二元微透镜光学器件, 可把入射光的能量几乎都注

基金项目: 湖北省自然科学基金项目的资助 (No. 2002AB078)。
作者简介: 韩建军 (1970 -), 男, 副教授, 博士。E-mail: hanjj@mail.whut.edu.cn
收稿日期: 2006-03-08

入主衍射级^[6-7],抑制了其余各级衍射边锋,使光纤断面上远场与光纤基模很好地耦合匹配,从而提高耦合效率。因此提出采用二元光学微透镜作耦合元件,把激光束有效地耦合进空芯光纤。空芯光纤内径为 a ,耦合设计模型如图 1 所示。

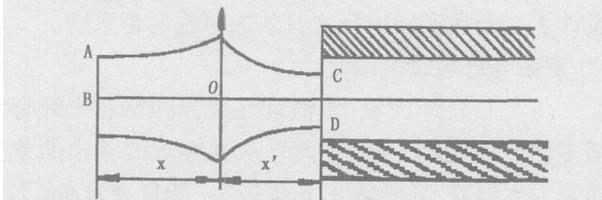


图 1 激光与空芯光纤耦合的二元光学微透镜设计模型

Fig 1 the binary optical micro-lens model for laser to hollow-core fiber coupling

由微波耦合理论可知,当波导入射口处束腰半径 w_{01} (图 1 中的 CD 段) 与波导半径 a 之间满足 $w_{01}/a=0.6435$ 时,激光输入 TEM 模将最有效地激发 HE_{11} 模 (如图 2 所示),能量转换率 P 将达 98% 以上^[8]。

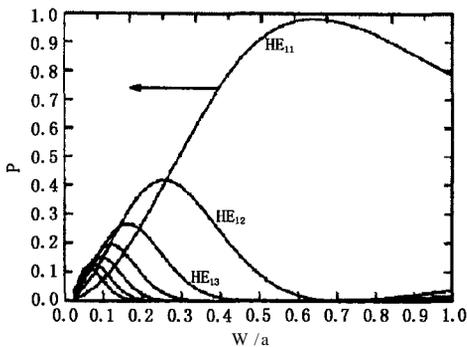


图 2 束腰半径与波导半径之比对耦合效率的影响

Fig 2 effect of ratio between beam waist and waveguide radius on coupling efficiency

据文献 [9] 报导,束腰不能在光纤内聚焦,也不能位于光纤端面,否则将减小光纤内的光斑尺寸,增加能量密度并可能损坏光纤,但对空芯光纤而言,因为芯层实际上是空气,所以束腰可以在光纤的端面聚焦而无较大的影响。

高斯光束的传播不能用几何光学方法推导,本研究直接用衍射光学导出的结论进行光学系统的设计计算。被选定的激光器束腰位置 x 和束腰半径 w_0 (图 1 中的 AB 段) 是已知的,由前述可知,经透镜出射波面的束腰半径 w_{01} 应为 $0.6435a$ 。高斯光束传输规律的公式为:

$$w^2 = w_0^2 \left[1 + \left(\frac{x}{w_0^2} \right)^2 \right] \tag{1}$$

$$R = x \left[1 + \left(\frac{w_0^2}{x} \right)^2 \right] \tag{2}$$

由已知的 x 和 w_0 ,即可由公式 (1) 和 (2) 计算出激光束在透镜上的光束截面半径 w 与波面半径 R 。

高斯光束通过用一个“ABCD 矩阵表征的普通光学系统时,其输入 q_1 和输出 q_2 参数关系为:

$$q_2 = \frac{Aq_1 + B}{Cq_1 + D} \tag{3}$$

其中, q 为复数光束参数,表示为 $\frac{1}{q_1} = \frac{1}{R} - j \frac{1}{2}$

高斯光束通过一个焦距为 f 的薄透镜时,应用 ABCD

定律和光束传递矩阵 $\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ -1/f & 1 \end{bmatrix}$ 得到:

$$\frac{1}{q_2} = \frac{1}{q_1} - \frac{1}{f} \tag{4}$$

因为是薄透镜,所以 $w_1 = w$, w_1 为由透镜出射光束的光束截面半径,于是有:

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R} - \frac{1}{f} \tag{5}$$

由 (1) 和 (2) 变换得:

$$w_0^2 = w^2 \left[1 + \left(\frac{w}{R} \right)^2 \right] \tag{6}$$

$$x = R \left[1 + \left(\frac{R}{w^2} \right)^2 \right] \tag{7}$$

将已求得的 w_1 和 R 及已知的出射光束束腰半径 w_{01} 代入 (5) 和 (6) 联立方程组,便可得透镜焦距 f 和由透镜出射波面的波面半径 R' ,再将 R 和 w_1 代入 (7) 式可求出射光束的束腰位置 x_1 。因为 w 和 w_1 只是名义光束截面半径,以 w 为半径圆内的光能量为总能量的 86.4%,以 $1.5w$ 为半径圆内的光能量为总能量的 98.8%,所以实际口径应取 $3w$ 以上。

根据设计出的紫外激光器与空芯光纤的耦合器方案,采用二元光学微透镜,其口径大小和焦距以及光纤入射端距透镜的距离,可由高斯光束传输规律公式计算得出。用透镜作耦合器件时,除使波导入射口处束腰半径 w_{01} 与波导半径 a 之间满足 $w_{01}/a = 0.6435$ 之外,还应保证入射激光、耦合透镜和光纤三者的光轴同轴,要尽可能地减少激光束在耦合透镜上的反射和散射损耗,可通过在透镜上镀增透膜,并保持光洁度提高耦合效率。

3 传输紫外激光用空芯光纤研制

与传输红外激光用泄露型空芯波导相似,可将空芯光纤设计为在选定毛细管内镀金属高反射膜-介电膜的多层膜系结构。基管材料可以选择石英毛细管、金属镍毛细管、塑料毛细管等。高反射金属膜主要有 Al、Ag、Cu、Au 膜。介电膜主要有 AgI、ZnS

CuO_2 、 LiF_2 、 MgF_2 、 SiO_2 、 Al_2O_3 等以及部分有机膜,如聚酰亚胺、环烯聚合物等。

一般用于可见光高反射薄膜的材料不一定适用于紫外激光,因为其对不同波长的光反射系数相差很大,如氧化锌对可见光的反射系数为 88%,而对 254nm 的紫外光的反射系数仅为 2.5%。因此在确定传输紫外激光用薄膜制备材料时,应选择在该波段具有高反射系数的材料,如图 3 所示^[10]。在紫外波段(0.2~0.4 μm)铝膜的反射效率最高,虽然银膜反射率在 350~400nm 之间也很高,但在波长小于 350nm 后反射率急剧降低,且银膜的机械强度和稳定性都比较差,在大气中表面会逐渐形成硫化银和氧化银,因而使反射率明显降低。因此选择铝膜为制备薄膜的材料。

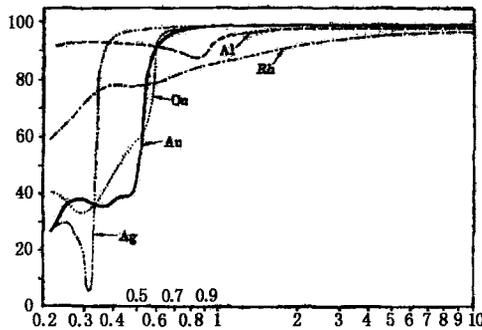


图 3 金属反射膜的反射率曲线

Fig 3 reflectance of fabricated metal reflective film

日本东北大学院宫城光信教授等^[11]开发出的低损耗传输准分子激光的空芯光纤是采用在空芯光纤内镀铝膜,其 1m 长的空芯光纤传输 193nm ArF 激光时损耗为 20%。中国科学院长春光学精密机械与物理研究所刘颖和李福田等^[12]研制的紫外-真空紫外波段用的是 $\text{Al} + \text{MgF}_2$ 反射膜,其反射率在 150~340nm 波段上达到 80%,薄膜性能较为稳定。由表 1 铝对不同波长紫外光的反射系数可知,其对不同波长紫外光的反射系数均较高。

表 1 铝对不同波长紫外光的反射系数

Table 1 reflective index of Al film at different wavelength

wavelength (nm)	254	288	305	316	357	420
reflective index (%)	83	85	86	87	88	89

因此在空芯光纤内镀制铝膜是用来传输紫外激光的最佳方案之一,为进一步提高空芯光纤的传输效率,还应在铝膜上制备 $1/4$ 波长光学厚度的介质膜或光学厚度为工作波长 $1/2$ 的保护膜^[13]构成复合薄膜结构的空芯光纤。目前在毛细管内镀制薄膜的方法有化学气相沉积法^[14]、溶胶凝胶法^[15]、液相

沉积法^[16]等。需要解决的关键问题是空芯光纤基管的选择、在毛细管内制备薄膜的方法以及相关工艺设计、复合涂层的确定、各涂层之间的结合和膜层厚度等,以及在此基础上提高光纤的传输效率。基于红外激光传输空芯光纤的研究基础,本研究工作设计了一套在实际中行之有效的薄膜制备系统。

4 空芯光纤与透镜耦合

与实芯光纤比较,传输紫外激光的空芯光纤有诸多优点,但由于内径较大且从光纤末端输出的紫外光为发散光,导致输出光斑较大,能量密度低,不能满足一些手术精细方面的要求,因此为了减小输出光斑的大小,增加能量密度,采用光纤与透镜的耦合(如图 4 所示)。紫外光通过透镜后,聚焦成一个直径很小的光斑,根据能量守恒原理,此时的光斑能量密度将提高,系统传输效率将得到进一步提高。

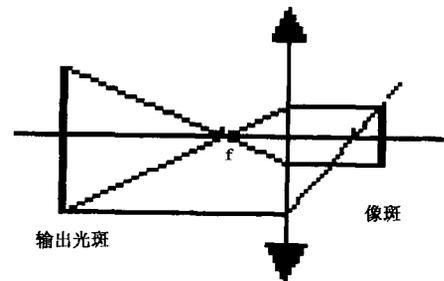


图 4 光纤输出端与透镜耦合设计图

Fig 4 coupling between output end of hollow waveguide and lens

设由空芯光纤输出光斑的直径为 R_1 ,距透镜的距离为 L_1 ,透镜焦距为 f ,聚焦后光斑距透镜为 L_2 ,像斑直径为 R_2 。当物距 L_1 大于两倍焦距时,像斑相对于输出光斑缩小,缩小比例为 $m = R_2/R_1 = L_2/L_1$,适当调整透镜的位置可以获得要求大小的光斑。因此用透镜与空芯光纤输出端耦合,可缩小光斑大小,提高能量密度从而保证输出光斑质量。

4 总结

通过分析紫外激光器与空芯光纤的耦合效率,利用高斯光束传输规律和波导耦合理论研究了紫外激光与空芯光纤的耦合效率,提出了耦合器件的设计原则。分析了相关材料对紫外激光传输性能的影响,提出在选定毛细管内制备铝膜外加 $1/4$ 波长光学厚度的介质膜或光学厚度为工作波长的 $1/2$ 的保护膜,组成复合薄膜结构的紫外激光传输空芯光纤,同时空芯光纤输出端与透镜耦合缩小了输出光斑直径,增加光斑能量密度,提高输出光斑质量,采用上述设计思路和方案,可研制出传输效率较高的紫外激光用空芯光纤。

参考文献:

- [1] D L Singleton, G Paraskevopoulos, R S Taylor, et al Excimer laser angioplasty: tissue ablation, arterial response, and fibers optics delivery[J]. IEEE J. Quant Electron, 1987, QE-23(10): 1772 - 1782
- [2] Y I Kouichi, K Kunitomo, M Obara, et al High-power KrF laser transmission through optical fibers and its application to the triggering to gas switches[J]. J. Appl Phys, 1983, 54(6): 2956 - 2961.
- [3] R S Taylor, K E Leopold, R K Brinacimbe, et al Fiber optical delivery system for the excimer recanalization of human coronary arteries in open heart surgery[A]. Proc SPIE, 1988, 906: 225 - 230.
- [4] Anderson RR, et al The optics of human skin[J]. J. Invest Dermatolgy, 1981, 77(1): 13.
- [5] 石中玉. 紫外线光源及应用[M]. 北京: 轻工业出版社. 1984, 12: 11.
- [6] Brian K Jennison, Jan P Allebach Direct binary search computer-generated holograms: an accelerated design technique and measurement of wavefront quality[A]. Proc SPIE 1989, 1052: 2.
- [7] 周光亚, 侯西运, 杨国光. 微透镜的衍射成像分析[J]. 光子学报, 1994, 23(2): 157.
- [8] Rick K Nubling, James A Harrington Launch conditions and mode coupling in hollow glass waveguides[J]. Optics Engineering, 1998, 37: 2454 - 2458.
- [9] 陆来平. 光纤在什么部位容易损坏为什么如何防止[J]. 激光医学, 1995, 5(3): 112 - 114.
- [10] 杨臣华, 梅遂生, 林钧挺. 激光与红外技术手册[M]. 北京: 国防工业出版社. 1990, 5.
- [11] 国月. 能传送准分子激光的中空铝光纤[J]. 激光与光电子学进展, 1999, 10(总 406): 46.
- [12] 刘颖, 李福田. 紫外真空紫外波段的 $Al + MgF_2$ 膜[J]. 激光医学, 1995, 5(3): 112 - 114.
- [13] 林永昌, 卢维强. 光学薄膜原理[M]. 北京: 国防工业出版社. 1990, 5.
- [14] Yuji Matsura, Mitsunobu Miyayi Flexible hollow waveguides for delivery of excimer-laser light[J]. Optics letters, 1998, 23(15): 1226 - 1228.
- [15] Rebecca, Kozodoy, James A Harrington Sol-Gel alumina coating for hollow waveguide delivery of CO_2 laser radiation[J]. Applied, optics, 1995, 34(34): 7840 - 7849.
- [16] Croitoriu, et al Hollow fiber waveguides and method of making same[P]. U. S Patent, 1990, 4, 930, 863.

(上接第 879 页)

于后向散射光包括三部分: 弹道光子、蛇行光子和多次散射光子。弹道光子直接由介质反射回来, 保留了相干性, 并带有散射介质内部大量的信息, 散射光子被多次散射仅带有散射介质的少量信息, 丢失了光子的初始特性, 特别是相干性; 蛇形光子经历少数几次散射, 在以入射方向为轴的小角度范围内传输, 保留了入射光子的大部分特点, 带有一部分介质结构的信息。因此, OCT 技术以相干门技术提取了弹道光子和蛇行光子所携带的介质结构的信息, 而多次散射光子由于失去了原有的相干性, 对系统的噪声产生贡献, 影响系统的信噪比。

参考文献:

- [1] Andrew M Rollins, Manish D Kulkarni, et al In vivo video rate optical coherence tomography[J]. Opt Express, 1998, 3(6): 219 - 229.
- [2] E A Schuman, C A Puliafito, J G Fujimoto In vivo retinal imaging by optical coherence tomography[J]. Opt Lett, 1993, 18(4): 1864 - 1866.
- [3] J M Schmitt, A Knüttel, R F Bonner Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry[J]. Appl Opt, 1993, 32(30): 6032 - 6041.
- [4] D Huang, E A Swanson, C P Lin, et al Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254(11): 1178 - 1181.
- [5] 陈炜, 薛平, 等. 新型成像技术的实验系统研究[J]. 光学技术, 2000, 26(3): 217 - 219.
- [6] 邵永红, 等. 鼠眼睛前段光学相干层析成像[J]. 激光与红外, 2006, 36(8): 694 - 695.
- [7] Michael Pircher, Erich Goetzinger, et al Three dimensional polarization sensitive OCT of human skin in vivo[J]. Opt Express, 2004, 12(14): 3236 - 3244.
- [8] Bennett T Amaechi, et al Correlation of quantitative light-induced fluorescence and optical coherence tomography applied for detection and quantification of early dental caries[J]. Journal of Biomedical Optics, 2003, 8(4): 642 - 647.
- [9] Karin Wiesauer, Michael Pircher En-face scanning optical coherence tomography with ultra-high resolution for material investigation[J]. Opt Express, 2005, 13(3): 1015 - 1024.
- [10] A Ceyhan Akcay, Kye-sung Lee, et al Dispersion manipulation in optical coherence tomography with Fourier-domain optical delay line[A]. Proc of SPIE, 2005, 5690: 512 - 522.