

文章编号 1004-924X(2014)01-0063-06

## 可降解心脏支架的飞秒激光精密加工

程 萍\*, 位 迪, 吴本科, 高 峰, 陈向东  
(合肥工业大学 电子科学与应用物理学院, 安徽 合肥 230009)

**摘要:**以激光精密加工金属血管心脏支架生产工艺为基础,探索了可降解心脏支架的飞秒激光精密加工方式。利用飞秒激光的超短脉冲和超高峰值功率的特性,实现了以聚乳酸(PLA)为材料的可降解心脏支架的激光精密加工。设计了椅形衬套,稳定了激光焦斑位置,分析得出了最佳衬套离焦距用于配合飞秒激光精密加工。通过调试工艺参量,解决了由于材料本身特性引起的切缝边缘易炭化和加工过程中由于离焦量和焦斑位置准确度不稳定导致不能精密加工的问题,实现了对非金属可降解心脏支架的无热精密加工。说明了飞秒激光配合椅形衬套加工非金属血管支架的可行性,确定了最佳加工参量,加工出了无热损伤切边光滑筋宽一致性为 $\pm 6 \mu\text{m}$ 的可降解心脏支架样品。

**关键词:**飞秒激光;精密加工;可降解心脏支架;椅形衬套;聚乳酸(PLA)

**中图分类号:**TG665;R318.11 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20142201.0063

## Femtosecond laser precision machining of biodegradable heart stent

CHENG Ping\*, WEI Di, WU Ben-ke, GAO Feng, CHEN Xiang-dong

(School of Electronic Science and Applied Physics, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China)

\* Corresponding author, E-mail: ychengping@126.com

**Abstract:** On the basis of the traditional laser precision machining technologies for metal heart stents, a femtoseconds(fs) laser precision machining technology for a degradable heart stent was explored. By using the ultra-short pulse and ultra high peak power of the fs laser, the laser precision machining was implemented for the degradable heart stent made from the polylactic acid (PLA). A chair shaped bushing was designed to stabilize the laser focal spot position and the best bushing from focal precision machining was obtained to match with fs laser machining. By adjusting technological parameters, the shortcomings of the cutting edge carbonization caused by the characteristics of the material itself and the lower machining precision due to the unstable defocusing and focal spot position were overcome, and a nonmetal degradable heart stent method in a no heat precision machining was proposed. Finally, the feasibility of fs laser with chair-shaped bushing to machine a nonmetallic stent was described, the best machining parameters were determined, and a biodegradable stent sample without heat injury trimming and with a smooth band width consistency of  $\pm 6 \mu\text{m}$  was machined successfully.

**Key words:** femtosecond laser; precision machining; biodegradable heart stent; chair shaped bushing; polylactic acid

收稿日期:2013-09-13;修订日期:2013-10-11.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 61154004)

## 1 引言

随着人们生活水平的提高及运动的缺乏,心脑血管梗塞疾病的发病率逐年提高,而治疗心脑血管疾病最常见有效的治疗措施为血管支架的植入。目前国内外市场主要应用金属血管支架,同时,人们也在实验用非金属材料制造生物可降解心脏血管支架,其独特的优越性<sup>[1-2]</sup>为心脏血管支架指明了发展方向。目前可降解心脏血管支架仅在国外少数发达国家得到初步的应用与实验,由于加工工艺和技术等问题,国内在此方面只有少量研究。可降解生物材料大多是高分子材料,由于材料熔点低,不易采用蚀刻镂空的加工方法,一般是通过熔融纺丝或溶液铸膜切割成支架基材纤维,再在模具上缠绕成设计的支架形状,加热固化成型。由于非金属材料在熔融加工时容易热降解,难以满足血管内支架的精细结构的要求<sup>[3-5]</sup>,因此以激光精密加工金属血管心脏支架生产工艺为基础,探索非金属材料新的加工方法是十分必要的。

本文利用飞秒激光优越的加工特性<sup>[6-10]</sup>,辅以对加工衬套的椅形设计,实现了激光精密加工可降解心脏血管支架。

## 2 激光精密加工概述

### 2.1 支架结构简介

心脏血管支架一般为管网状结构,且有不同的花色结构,花色结构可以按力学作用分为支撑筋和连接筋<sup>[11-12]</sup>,如图 1 所示。

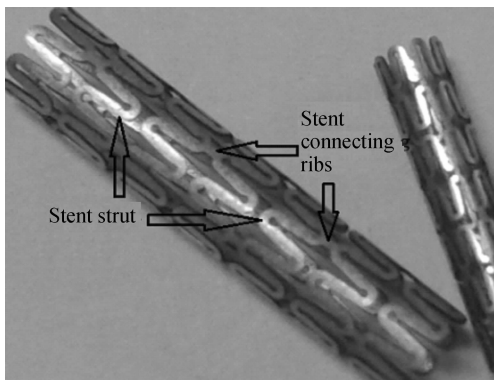


图 1 金属心脏支架(直径 2 mm)

Fig. 1 Metal stents(diameter is 2 mm)

筋宽是影响支架力学性能的主要因素,也是支架加工时的重要控制参量,筋宽的差异使撑开变形程度不同,影响了应用的性能。由于采用 PLA 聚乳酸材料,这使激光精密加工存在两个难题:一是光吸收率低、加工易炭化;二是可降解心脏支架材料机械强度低,导致加工时的相对位置及焦斑大小不稳定,使得传统方式加工的支架筋宽一致性难以达到规定标准。金属心脏支架的加工生产中筋宽一致性要求在 $\pm 5 \mu\text{m}$ 以内。

### 2.2 激光精密加工系统

实验选用飞秒激光器作为光源和计算机电控设备一起组成心脏血管支架精密加工系统,如图 2 所示。

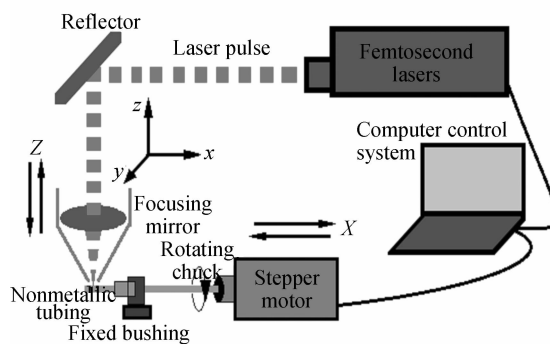


图 2 支架切割系统装置

Fig. 2 Stent cutting system and device

激光器为 Amplitude Systemes 公司的型号为 s-Pulse HP,采用 Yb 基晶体单模激光输出的飞秒激光器。在支架加工系统机械装置中,激光切割头可在竖直 Z 轴方向移动,待加工 PLA 管材一端夹持于水平移动平台的受控旋转夹头中,一端穿过衬套,移动平台可带动管材在水平 X 轴方向移动,各向重复定位精度为: $\pm 0.5 \mu\text{m}$ (X 轴); $\pm 6 \text{ arcsec}$ ( $\theta$  轴); $\pm 0.5 \mu\text{m}$ (Z 轴)。工作时,计算机通过控制步进气动电机的运动,使聚焦激光光斑相对于管材表面产生二维运动,完成激光精密切割加工。

实验用生物可降解支架材料为 PLA(聚乳酸),管材外径为 2.81 mm,管壁厚度为 280  $\mu\text{m}$ 。激光器波长为 $(1\ 030 \pm 10)\text{nm}$ ,光束质量因子  $M^2 < 1.2$ ,脉宽为 394~512 fs,激光功率 0~3.2 W 可调,激光脉冲频率 1~300 kHz 可调,激光器出光直径为 2 mm,经过 4 倍扩束镜扩束直径为 8 mm,聚焦光线通过切割嘴聚焦于下面非金属管

料表面上,切割嘴中有保护气 Ar(氩气)喷出。

### 3 实验设计

#### 3.1 实验原理

当激光束通过切割头聚焦镜后,打在管材表面上的聚焦光斑有很高的功率密度,使材料温度急剧上升,达到升华甚至电离,通过切割嘴处吹气形成切缝。

飞秒激光具有极短的脉冲宽度和极高的脉冲峰值功率,一般达到  $10^9$  W 甚至  $10^{12}$  W 量级。由于物质对光的吸收率随着光强增加呈非线性指数增长,在局部产生非线性多光子吸收电离,形成局部高温高压等离子气体微爆效应,产生的等离子气体又迅速被切割嘴喷出的保护气带走。由于每个脉冲注入时间很短,不造成能量积累与传递,进而产生无热影响区的‘冷’加工效果<sup>[13-15]</sup>,使得透明的非金属支架能得到光滑无热影响区域(烧蚀和炭化区域)的高质量加工。

当激光脉冲频率为 10 kHz 时,脉宽在 400 fs 左右,可得峰值功率为  $10^9$  W 量级,经过切割头聚焦光斑直径大约  $20\ \mu\text{m}$ ,可使得聚焦光斑功率密度达到  $10^{15}$  W/cm<sup>2</sup> 量级。飞秒激光的这种超高功率密度和超短脉冲的特性,为可降解心脏支架无烧蚀炭化的‘冷’加工提供了保证。

根据已知数据,利用公式可对实验中切割头的出射聚焦光束的焦斑直径进行估算,焦斑直径  $a$  约为  $8.86\ \mu\text{m}$  ( $a$  表示聚焦高斯光束的束腰半径)。然后依据管材壁厚确定焦深,将壁厚  $280\ \mu\text{m}$  带入相关公式,即得以管材壁厚为焦深的光斑直径  $A$  的大小约为  $26.4\ \mu\text{m}$ 。可见当聚焦光斑位于材料管壁中间时,材料表面光斑直径明显大于聚焦光斑直径,说明壁厚导致的离焦量对材料表面光斑大小影响很大。要使得加工时切缝精细宽度一致,就要保证稳定的离焦量和管材表面光斑位置精度(加工时光斑实际位置与理论位置的重合度)的稳定,试验证明可通过对夹持衬套进行特殊设计以稳定离焦量和光斑位置的准确度。

#### 3.2 衬套设计

可降解管材(PLA)壁厚达到  $280\ \mu\text{m}$ ,比金属支架管材  $100\ \mu\text{m}$  的壁厚有很大增加,但其机械强度仍不如金属。加工时,非金属管材穿过二指夹钳,再穿过用于稳定管材轴心的衬套。在用普

通圆柱形衬套时,由于切割头的几何尺寸限制,支架管材需伸出衬套  $6\ \text{mm}$  左右才能到达切割嘴下方。在切割嘴处保护气喷气气流作用下,可降解支架管材会发生一定程度的向下弯曲变形,使得管材脱离聚焦光斑位置。在进行支架管材加工切割时,管材形成部分镂空,力学性能缺乏均一性,导致管材出现抖动,这种微量的抖动对支架精密加工造成了很大影响,图 3 所示为普通圆柱形衬套。

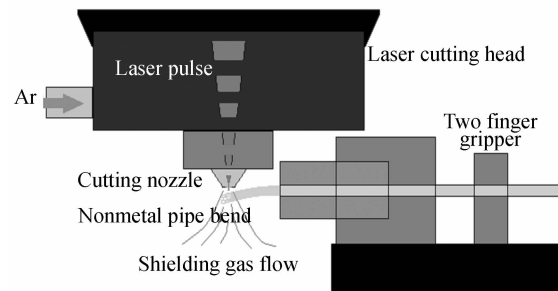


图 3 在可降解心脏支架加工中的普通圆柱形衬套  
Fig. 3 Ordinary cylindrical bushing in biodegradable stent processing

这种情况导致切缝宽度不一致、部分切不透、切缝不垂直,甚至出现支架断筋等现象。为此,对原普通圆柱形衬套作了椅形设计,在衬套前端保留一段截面类似椅背的前伸柱体,柱体上表面与衬套内孔相平,使得支架管材能够顺畅穿过衬套内孔且能靠在椅形衬套“靠背”一样的前伸柱体上,起到稳定作用。加工支架时,在“靠背”的支撑下,可降解管材能保持较好的稳定性,保证了离焦量与光斑位置准确度的稳定,为非金属支架的激光精密加工提供了必要条件,使得加工的可降解

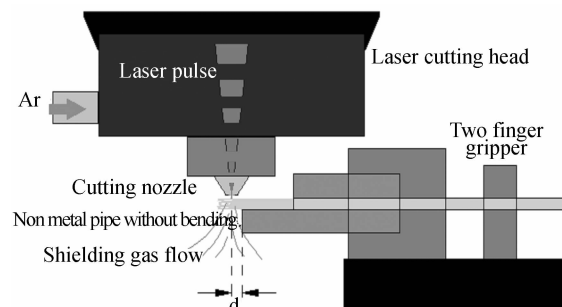


图 4 椅子形衬套在可降解心脏支架加工中  
Fig. 4 Chair shaped bushing in biodegradable stent processing

心脏支架筋宽一致性达到规定标准。这里称椅形衬套末端与焦点的相对水平距离为衬套离焦距  $d$ , 如图 4 所示。

## 4 实验与分析

### 4.1 实验步骤

非金属支架的加工质量受到多方面因素的影响。一般来说, 加工时光斑离焦量和切割头的焦距影响材料表面切缝宽度和切缝侧壁垂直度; 激光脉冲峰值功率与脉宽影响加工表面炭化量; 切割速度和激光脉冲频率影响切缝宽度、切缝表面光滑度及加工效率; 光功率影响切缝宽度和切缝深度。首先通过对可调因子(激光功率、激光脉冲频率、离焦量、切割速度等)进行实验, 确定最佳加工参数。然后利用设计的椅形衬套, 控制改变衬套离焦距  $d$  与保护气 Ar(氩气)的气压值, 测定加工时气压和  $d$  对非金属支架筋宽一致性的影响, 得到在支架加工时椅形衬套作用效果参量, 确定椅形衬套用于加工时的最佳衬套焦点距。

### 4.2 实验结果

通过调试实验, 得到切缝宽度与激光脉冲频率、激光功率的关系曲线如图 5 所示。

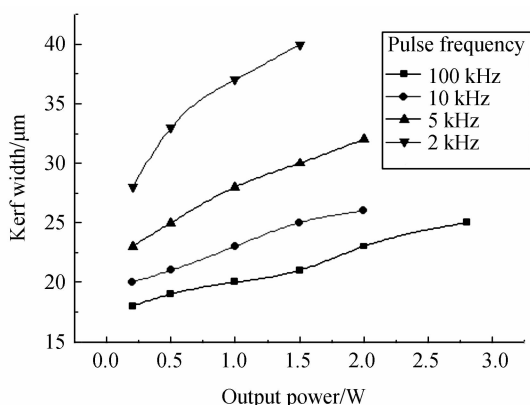
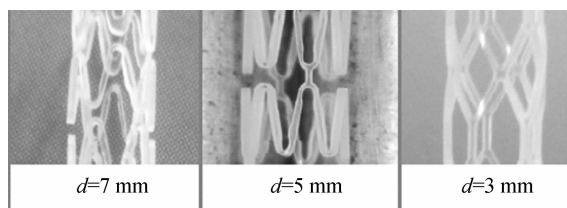


图 5 缝宽与光频率、光功率关系

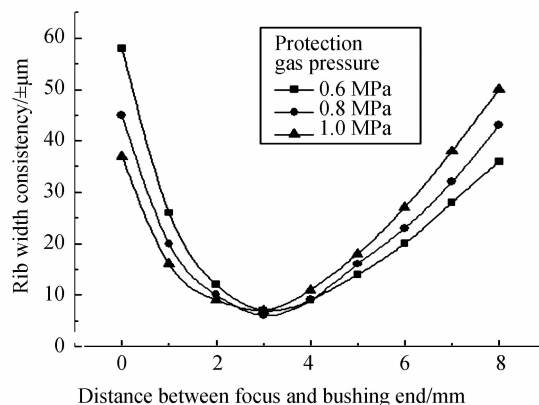
Fig. 5 Relationship between kerf width and output power, pulse frequency

结果显示: 在激光脉冲频率为 10 kHz, 脉冲宽度为 400 fs, 激光功率为 1.5 W, 切割速度为 1.2 mm/s 时, 加工效果较佳。分别改变 Ar 气压及衬套离焦距  $d$ , 进行支架加工实验, 对不同气压值下的各组支架筋宽一致性进行测量记录, 得到气压与  $d$  对支架筋宽一致性的影响关系如图 6 所示。



(a) 不同  $d$  下的可降解心脏支架样品 (0.8 MPa)

(a) Biodegradable heart stents samples under different  $d$



(b) 气压与衬套离焦距  $d$  对筋宽一致性的影响

(b) Effect of  $d$  and pressure on rib width consistency

图 6 筋宽一致性的影响因素分析

Fig. 6 Analysis of factors affecting the band width of consistency

### 4.3 结果分析

对实验结果分析表明, 在各气压值下, 衬套离焦距  $d$  从 3 mm 起, 无论随着  $d$  的增大或减小, 加工的可降解心脏支架筋宽一致性均呈现非线性增加。当  $d$  为 3 mm 时, 筋宽一致性最好, 大约为  $\pm 6 \mu\text{m}$ 。说明椅形衬套不仅能起到优化支架加工的效果, 且  $d$  还具有最佳优化数值。

当衬套离焦距  $d$  大于 3 mm 时,  $d$  越大可降解支架管材受吹气作用的影响越明显, 加工时管材弯曲变形度越大, 导致离焦量和焦斑位置准确度的波动越大, 使加工的误差迅速增大, 并使得加工的支架筋宽一致性越来越差。当  $d$  为 6 mm 时, 即普通衬套起的作用效果, 筋宽一致性为  $\pm 23 \mu\text{m}$ 。由于切割时材料的落料尺寸在 2~3 mm 之间, 当  $d$  小于 3 mm 时, 影响到保护气气流及加工落料, 部分落料不能及时脱离管材, 或悬挂在支架筋之间, 造成加工时落料对管材的偶然支撑, 影响加工的筋宽一致性。 $d$  越小, 受气流与残留落料的影响越大, 筋宽的一致性越差。

实验说明, 在飞秒激光加工可降解心脏支架

时,对衬套作椅形方案设计,并调节衬套焦点距稍大于落料尺寸,可以解决非金属支架加工时由于材料强度不足引起的加工障碍,实现精密加工。

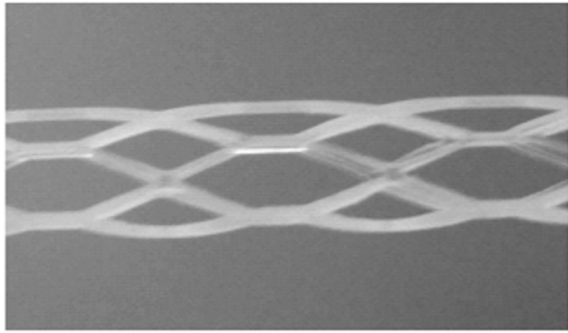


图7 实验加工的可降解心脏支架

Fig.7 Processing of biodegradable stent

通过实验,保护气气压定为 0.8 MPa,使用设计的椅形衬套,并设定衬套离焦距  $d$  为 3 mm,激光功率为 1.5 W,激光脉冲频率为 10 kHz,脉冲

宽度为 412 fs,切割速度为 1.2 mm/s,加工的无热损伤边缘光滑筋宽一致性 $\pm 6 \mu\text{m}$ 的可降解心脏支架如图7所示。

## 5 结 论

利用飞秒激光具有的超高峰值功率和超短脉冲特点,通过调试工艺参量,达到了对可降解材料的切边光滑无炭化的“冷”加工效果,解决了可降解心脏支架加工中材料光吸收率低、易烧蚀炭化的问题。对加工衬套作了椅形设计,稳定了离焦量并确保了光斑位置准确度,确定了最佳衬套离焦距  $d$ ,使得加工的心脏支架筋宽一致性由 $\pm 23 \mu\text{m}$ 缩小至 $\pm 6 \mu\text{m}$ ,解决了由于可降解支架管材料机械强度不足导致的加工中的难题。加工出了无热损伤切边光滑筋宽一致性较好的非金属血管支架样品,并确定了相应的最佳加工工艺。

## 参考文献:

- [1] 黄楚波,敖宁建. 可降解冠状动脉血管支架的设计与激光加工[J]. 应用激光,2007,27(3):224-226.  
HUANG CH B, AO N J. Novel biodegradable coronary stents: design and laser microprocessing [J]. *Applied laser*, 2007,27(3):224-226. (in Chinese)
- [2] 黄远,田箐,刘文西,等. 加工工艺对医用心血管支架生物相容性的影响[J]. 天津大学学报,2003,36(3):374-379.  
HUANG Y, TIAN ZH, LIU W X, *et al.*. Influence of process techniques on biocompatibility of coronary artery stent [J]. *Journal of Tianjin University*, 2004,34(5):595-622. (in Chinese)
- [3] 黄超,刘秋明,叶宽,等. 介入治疗用非血管可降解支架的研究进展[J]. 高分子通报,2012,7:15-21.  
HUANG CH, LIU Q M, YE K, *et al.*. Research progress of biodegradable stent in interventional treatment can be used in non vascular [J]. *Polymer Bulletin.*, 2012,7:15-21. (in Chinese)
- [4] 魏志勇,刘炼,齐民. 生物可降解血管内支架研究进展[J]. 生物医学工程学杂志,2008,25(5):1226-1230.  
WEI ZH Y, LIU L, QI M. Progress in researches of biodegradable intravascular stents [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2008,25(5):1226-1230. (in Chinese)
- [5] 史文红,赵成如,金刚. 静电纺丝技术在生物医用材料领域中的应用[J]. 材料与制造,2006,05:17-22.  
SHI W H, ZHAO CH R, JIN G. The application of electrospinning technique in the biomedical materials field [J]. *Material and Manufacture*, 2006,5:17-22. (in Chinese)
- [6] 徐斌,伍晓宇,罗烽,等. 0Cr18Ni9 不锈钢箔的飞秒激光烧蚀[J]. 光学精密工程,2012,20(1):45-51.  
XU B, WU X Y, LUO F, *et al.*. Ablation of 0Cr18Ni9 stainless steel films by femtosecond laser [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2012,20(1):45-51. (in Chinese)
- [7] 徐斌,伍晓宇,凌世全,等. 飞秒激光切割与微细电阻滑焊组合制备三维金属微结构[J]. 光学精密工程,2012,20(8):1811-1823.  
XU B, WU X Y, LING SH Q, *et al.*. Fabrication of 3D metal micro-structure based on fs laser cutting and micro electric resistance slip welding [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2012,20(8):1811-1823. (in Chinese)
- [8] TRTICA M S, GAKOVIC B M, RADAK B B, *et al.*. Material surface modification by ns, ps and fs laser pulse [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2011,19(2):221-227.

- [9] CHENGDE L, SUWAS N, FRANKLIN W. An optimal process of femtosecond laser cutting of NiTi shape memory alloy for fabrication of miniature devices [J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2006, 44(16): 1078-1087.
- [10] FRIEDRICH D, MIKHAIL L. Variable disk laser for optimized micro machining [J]. *Physics Procedia*, 2010, 5(10):101-108.
- [11] 蒙红云, 廖健宏, 官邦贵, 等. 心血管支架的光纤激光切割工艺 [J]. *中国激光*, 2007, 34(5): 733-736.  
MENG H Y, LIAO J H, GUAN B G, *et al.*. Fiber laser cutting technology on coronary artery stent [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2007, 34(5):733-736. (in Chinese)
- [12] 顾兴中, 倪中华. 微孔结构血管支架的激光切割工艺 [J]. *华中科技大学学报*, 2007, 35(1):143-146.  
GU X ZH, NI ZH H. The fabrication of micro-hole stent by laser cutting [J]. *J. Huazhong Univ. of Sci. & Tech. (Nature Science Edition)*, 2007, 35(1):143-146. (in Chinese)
- [13] 杨建军. 飞秒激光超精细‘冷’加工技术及其应用 [J]. *激光与光电子学进展*, 2004, 41(3):42-52.  
YANG J J. Femtosecond laser“Cold” micro-machining and its advanced applications [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2004, 41(3):42-52. (in Chinese)
- [14] MUHAMMAD N, WHITEHEAD D, BOOR A. Comparison of dry and wet fibre laser profile cutting of thin 316L stainless steel tubes for medical device applications [J]. *Journal of Materials Processing Technology*, 2010, 210: 2261-2267.
- [15] DHKAM, SHAH L, MAZUMDER J. Femtosecond laser machining of multi-depth microchannel networks onto silicon [J]. *J. Micromech. Microeng.*, 2011, 21(4) : 5027-5034.

#### 作者简介:



程 萍(1957—),女,安徽滁州人,副教授,1982年于合肥工业大学获得学士学位,1987年于中国科技大学获得硕士学位,主要从事激光应用技术、光学信息处理技术的研究。E-mail: ychengping@126.com



位 迪(1986—),男,安徽太和人,硕士研究生,主要从事激光加工技术方面的研究。E-mail: wd\_136@163.com.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)