

基于飞秒激光加工非金属血管支架的工艺研究

位迪 程萍 陈向东 吴本科 高峰

(合肥工业大学电子科学与应用物理学院, 安徽 合肥 230009)

摘要 利用飞秒激光器具有超短脉冲和超高峰值功率的特性,对非金属可降解血管支架的切割加工进行了研究,实验证明利用飞秒激光切割非金属支架可以达到无热损伤的精密加工的目的。通过正交实验得到加工非金属血管支架各参数之间的关系,求出最佳加工参数:激光脉冲频率 10 kHz,脉冲宽度 412 fs,激光功率 1.6 W,辅助 Ar 气压 0.8 MPa,切割速度 1.2 mm/s,达到对非金属材料聚乳酸切线精细平直、切边光滑,表面无碳化、无残渣残留的加工效果,加工出了相应的非金属支架样品。

关键词 光学制造;飞秒激光;加工工艺;非金属支架;激光切割;聚乳酸

中图分类号 TN249; TG485 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/LOP50.091403

Study on Femtosecond Laser Processing of Nonmetal Vascular Stent

Wei Di Cheng Ping Chen Xiangdong Wu Benke Gao Feng

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

Hefei, Anhui 230009, China)

Abstract With the characteristics of femtosecond laser ultrashort pulse and high peak power, cutting processing of nonmetal vascular shent is studied. Experiments show that using femtosecond laser can achieve precision machining without thermal damage. The relationship between parameters of machining non metallic stent is obtained through orthogonal experiment, and the optimum processing parameters are obtained: laser pulse frequency is 10 kHz, pulse width is 412 fs, laser power is 1.6 W, the auxiliary Ar pressure is 0.8 MPa, cutting speed is 1.2 mm/s. The processing of nonmetal material polylactic acid has the effect of tangent fine flat, cutting edge smooth, no surface carbonization residue. High quality non-metallic stent sample is obtained.

Key words optical fabrication; femtosecond laser; processing technology; nonmetallic stent; laser cutting; polylactic acid

OCIS codes 140.3390; 160.1435; 170.7160

1 引言

非金属血管支架采用与人体能很好相容的生物可降解材料,植入人体后不易发生排异反应,可有效降低治疗后期血管再狭窄的风险,且在达到医疗效果之后,在人体内自动降解掉^[1-2],这些优点使非金属血管支架具有广阔的发展前景。而目前由于加工工艺和技术问题,国内对此技术的获知和研究较少,因此非金属支架的工艺探索显得十分迫切。常用的纳秒激光器由于相对有限的峰值功率和较大的脉宽,难以用于加工透明的非金属支架,而随着飞秒激光器的逐步成熟和商业化,在材料加工方面,其几乎不产生热影响区域(烧蚀碳化区域),及加工精度高等众多优越的加工性能^[3-7],为非金属支架的精密加工提供了极好的选择。利用飞秒激光,对以聚乳酸(PLA)为原材料的非金属支架的加工方法和工艺进行了实验研究,得到了较好的加工效果,给出了相应的加工参数。

收稿日期: 2013-04-23; **收到修改稿日期**: 2013-05-17; **网络出版日期**: 2013-08-05

作者简介: 位迪(1986—),男,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

导师简介: 程萍(1957—),女,硕士,副教授,硕士生导师,主要从事激光技术及光信息处理技术等方面的研究。

E-mail: ychengping@126.com

2 支架简介

2.1 支架规格

现在生产应用的血管支架多为网状管结构,血管支架根据各自具体的应用有各种不同花色和尺寸,主要应用有心血管支架和脑血管支架,心血管支架相对孔径较大,一般直径为 2.0~4.0 mm,长度在 15~20 mm 范围,如图 1 所示。

2.2 加工要求

目前主要用激光切割系统进行支架的精密加工。在激光切割加工时,首先要注重切割边缘质量。常规激光器在加工金属支架时,容易在切缝边缘产生毛刺尖角和热烧蚀,在支架植入体内时,金属尖角和烧蚀残渣会划破组织或引起免疫反应产生血栓,导致血管再狭窄。所以

加工要求切缝边缘光滑及产生尽量少的热影响区域。其次是切割精度,切割出支架的支撑筋、连接筋的筋宽一致性范围要达到规定标准,一般要求在 $\pm 5 \mu\text{m}$ 以内,以保证支架机械性能稳定。

除此以外,支架的生产还在其他方面有严格的要求,如加工原材料的化学成分要均匀,尺寸形状要规格一致,加工管材的直径、壁厚、圆度要一致等。切割出的金属支架要经过酸洗、电化学抛光、敷药等一系列处理才能应用于临床^[8-11]。

2.3 影响因素

切割加工是支架生产最重要的步骤,是决定支架整体性能及能否投入使用的最关键因素,高精度的图案切割和最少的后处理是支架生产的目标。而切割出支架的质量影响因素主要有以下几方面:1) 系统设备因素。如机械系统精度,加工平台稳定性等;2) 工艺因素。保护气类型及纯度,喷气气压,切割速度及切割路径,激光模式,波长,激光脉冲频率,激光功率,单脉冲能量,脉宽,光斑直径,离焦量(激光焦点到支架材料表面的距离)等;3) 材料自身因素。管径尺寸、管材的厚度,材料类型与导热性,机械强度等^[12-15]。

3 硬件系统

3.1 实验系统

实验使用飞秒激光器架设在操作控制平台上,与控制计算机、气动电机、切割头等其他辅助设备组成整个



图 1 金属血管支架

Fig. 1 Metal stents

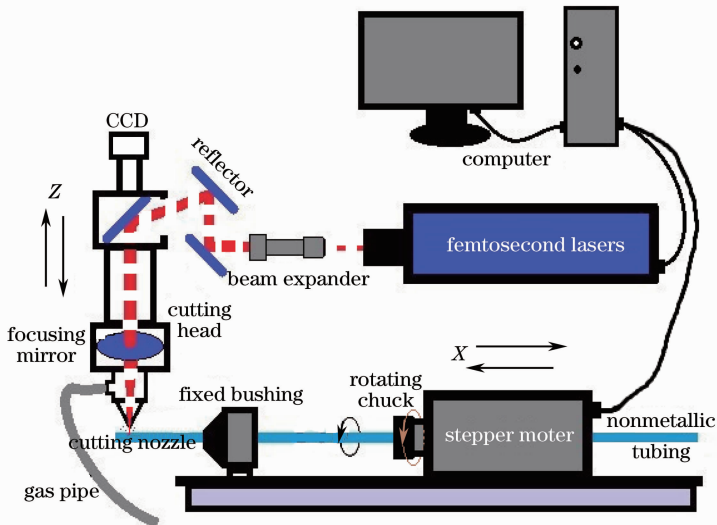


图 2 支架切割系统与装置

Fig. 2 Stent cutting system and device

支架加工系统,在支架加工系统机械装置中,激光切割头可在竖直 Z 轴方向上下移动,以调整离焦量。管材一端夹持于操作控制平台上能水平移动的可旋转夹头中,另一端穿过与之相配的衬套,移动平台可带动管材沿 X 轴水平方向移动,同时通过夹头带动管材沿轴心转动,各向重复定位精度为: $\pm 0.5 \mu\text{m}$ (X 轴); $\pm 6''$ (θ 轴); $\pm 0.5 \mu\text{m}$ (Z 轴)。工作时,计算机把经过优化调整的 CAD 工程图转化为控制电机的代码,通过计算机控制电机各方向的运动,实现非金属管材表面相对于聚焦光斑的二维移动,达到利用激光脉冲对管材进行切割加工的目的,如图 2 所示。

3.2 实验系统参数

使用的激光器为法国 AmplitudeSystemes 公司生产,型号为 s-PulseHP、采用 Yb 基晶体单模激光输出的飞秒激光器。各项指标有: $M^2 < 1.2$, 波长 $1030 \pm 10 \text{ nm}$, 平均脉宽 $394 \sim 512 \text{ fs}$, 激光功率在 $0 \sim 3.2 \text{ W}$ 可调, 激光脉冲频率可调, 对应各项参数如表 1 所示。

表 1 飞秒激光器各频率对应参数
Table 1 Femtosecond laser parameters

Frequency ν /kHz	Single pulse energy e / μJ	Average power Pe /W	Pulse width τ /fs
1	1000	0.82	512
2	850	1.45	479
5	700	2.5	416
10	350	2.1	412
50	75	2.9	425
100	40	3.2	384
200	15	3.2	398
300	10	3.1	394

激光器出光直径为 2 mm , 经过 4 倍扩束镜的准直扩束后, 光束直径变为 8 mm , 再经过三片反射镜, 入射聚焦镜焦距为 45 mm 的切割头, 聚焦光线通过切割嘴, 聚焦到位于直径为 0.5 mm 切割嘴下方 $150 \sim 200 \mu\text{m}$ 处的加工材料表面上, 保护气氩气(Ar)从切割嘴中喷出, 主要起优化集中气流方向与调整共轴作用, 所用非金属支架管材为 PLA, 其外径为 2.81 mm , 管材壁厚度为 $280 \mu\text{m}$ 。

3.3 实验原理

激光束通过聚焦镜后, 在焦点处有很高的功率密度打在管材上, 使材料温度急剧上升, 达到升华甚至电离。通过切割嘴的吹气作用, 把气化物质与离子吹走, 进而形成切缝。另有部分材料与其他物质反应通过吹气作用冷却凝固, 并附着在材料表面从而形成残渣。

飞秒激光具有极短的脉冲宽度和极高的峰值功率, 使得材料产生多光子吸收, 每个脉冲注入时间极短, 在吸收脉冲材料局部区域产生超高温高压等离子气体。且每次脉冲能量的注入都迅速通过等离子体微爆效应散失, 不产生脉冲能量的积累与传递, 进而产生无热影响区的‘冷’加工效果。这不仅使得透明的非金属支架得以切割加工, 还能得到切割边缘光滑无热影响区的加工效果, 这也是用飞秒激光精密加工的最大优势。

支架的切割加工质量, 受到多方面因素的影响, 可通过对那些可调因子进行正交实验分析以确定最佳参数。一般来说, 加工时的离焦量影响材料表面光斑大小进而影响切缝宽度和锥度。切割速度和激光脉冲频率影响切缝宽度和切缝表面光滑度。光功率影响切缝宽度和切缝深度。对以上因素实验调整即可得到最佳的加工参数。

4 实验过程与分析

4.1 最佳参数的确定

4.1.1 确定离焦量与合适切割速度

为得到切边无碳化, 内壁光滑无残渣, 宽度 $20 \mu\text{m}$ 左右的切缝, 首先需确定加工时的最佳离焦量和最佳切割速度, 可以由大到小缩小各参数范围, 最终找到最佳参数。根据以往经验, 取激光功率为 1.0 W , 激光脉冲频率为 10 kHz , 用 Ar 作为保护气, 气压定为 0.8 MPa 。依次等间距调节离焦量, 并在各离焦量下设定不

同的切割速度,得到切缝宽度与离焦量、切割速度的关系曲线,如图3所示。

通过实验数据,离焦量为0时,切割速度1.0 mm/s或2.0 mm/s得到20 μm 的最窄切缝,由于切割速度2.0 mm/s时非金属支架材料不能切透,所以选择切割速度1.0 mm/s。

根据实验结果,当焦点位于管材表面上时,由于在整个激光束中,激光束腰(焦点)处能量密度最大,所以得到的切缝最窄,切缝边缘也最光滑,残渣相对也最少,有最好边缘切割效果和最窄的切缝,当距束腰距离增加时,即离焦量增大时,光斑功率密度减小,导致切缝深度变浅,材料切不透,热影响区域增大,切缝周边出现大量残渣。

4.1.2 确定激光脉冲频率

离焦量定在0位置,切割速度定为1.0 mm/s,其他参量不变,选取不同激光脉冲频率和不同的激光功率依次进行实验,得到切缝宽度与激光脉冲频率、激光功率的关系曲线,如图4所示。

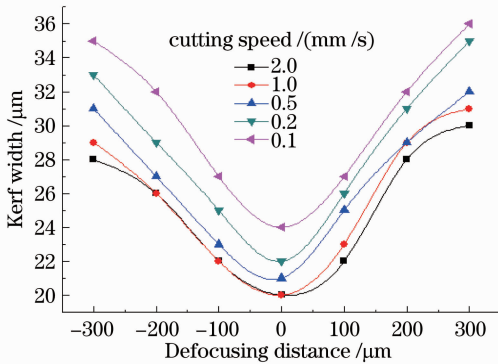


图3 切缝宽度与离焦量、切割速度关系

Fig. 3 Relationship between kerf width and defocusing distance, cutting speed

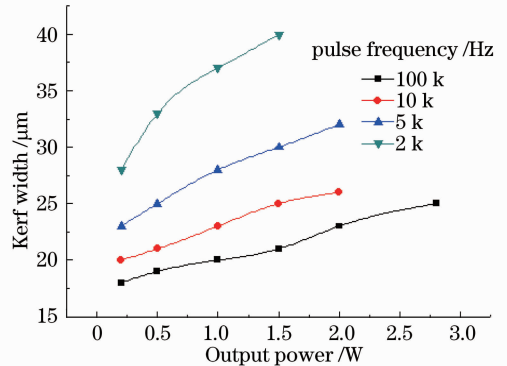


图4 切缝宽度与激光脉冲频率、光功率关系

Fig. 4 Relationship between kerf width and output power, pulse frequency

通过实验数据,在激光脉冲频率为100 kHz时,切缝整体较窄,但由于单脉冲能量小,将光功率调到较大值仍切不透,而激光脉冲频率为5 kHz和2 kHz时切缝很宽,最终确定激光脉冲频率取10 kHz最佳。

由实验结果,激光脉冲频率增大,使得单脉冲能量相应减小,聚焦光斑功率密度会明显的减小,达到切割阈值的光斑范围减小,使得切缝更窄,且随着激光脉冲频率的升高,切线单位长度上光斑的重叠率增加,切缝边缘粗糙度降低^[14-15],切缝深度伴随功率密度的降低而减小,造成加工时间过长或材料切不透。

4.1.3 确定最佳切割速度与光功率

激光脉冲频率定为10 kHz,其他参量不变,得到切缝深度与激光功率、切割速度的关系曲线,如图5所示。

在切得透280 μm 厚度材料的各参数下,比较各切缝的热影响区大小,切缝边缘光滑度,切割截面粗糙度及切缝边缘表面残渣量等,得到在激光功率1.5 W时,有较好的切割质量及速度。

由实验结果,当激光功率增大,达到材料损伤阈值的聚焦光斑范围增大,导致切割缝宽相应增大,聚焦光斑大小并不变,因此随着激光功率增大切割缝宽增大。当切割的速度增加时,切线上光斑的重叠率降低,切缝边缘的粗糙度有所增加,切缝深度也随着减小。

4.2 切线精度检测调整

通过直线切缝调试好各参数后,还要进行圆弧曲线切割检测、切线对接精度检测等调试。通过计算机中的切割检测线,如图6所示,对其多个方向的切线运动精度进行验证和调试,以查看切线圆弧的离心率,同轴度,步差等,确保支架切割图案的各向精度达到要求。

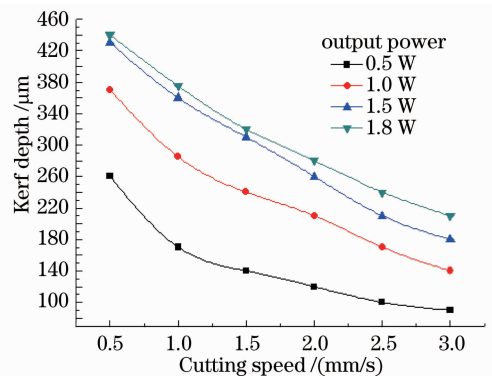


图5 切缝深度与光功率、切割速度的关系

Fig. 5 Relationship between kerf depth and cutting speed, output power

4.3 加工支架

通过前面的调试实验工作,平衡各因素综合考虑,最终取离焦量为 0,激光功率为 1.6 W,激光脉冲频率 10 kHz,脉冲宽度 412 fs,保护气 Ar 气压 0.8 MPa,切割速度 1.2 mm/s,进行非金属血管支架加工。可以估算出此时激光脉冲峰值功率为吉瓦(10^9 W)量级,经过聚焦后,光斑直径在 $20\ \mu\text{m}$,光斑功率密度达到 $10^{18}\ \text{W}/\text{cm}^2$ 量级。对加工出的支架样品数据进行统计,确定是否达到支架精度要求,以确定是否实验完成。实验切出的非金属支架筋宽一致性在 $\pm 7\ \mu\text{m}$,支架筋光滑无热烧蚀,达到验证性支架要求,如图 7 所示。

加工的非金属支架若要应用于临床,后期还需要经过严格的生物学检测和医疗测试。

5 结 论

阐述了实验调试与加工工艺过程,基于飞秒激光器通过正交实验,得到了各参数对加工非金属支架的影响关系,给出了加工非金属血管支架的工艺方法,确定了最佳的加工参数:离焦量为 0,激光功率为 1.6 W,切割速度为 1.2 mm/s,激光脉冲频率 10 kHz,脉冲宽度 412 fs,辅助 Ar 气压 0.8 MPa。得到了光滑平直无热影响区的加工效果,并加工出了相应的非金属支架样品。

致 谢: 感谢昆山思拓机器有限公司对本实验提供的各项支持!

参 考 文 献

- Huang Chubo, Ao Ningjian. Novel biodegradable coronary stents; design and laser microprocessing[J]. *App Laser*, 2007, 27(3): 224-226.
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 Yuan, Tian Zheng, Liu Wenxi, *et al.*. Influence of process techniques on biocompatibility of coronary artery stent [J]. *Journal of Tianjin University*, 2004, 34(5): 595-622.
黄 远,田 箬,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.
- He Fei, Cheng Ya. Femtosecond laser micromachining; frontier in laser precision micromachining[J]. *Chinese J Lasers*, 2007, 34(5): 595-622.
何 飞,程 亚. 综述飞秒激光微加工:激光精密加工领域的新前沿[J]. *中国激光*, 2007, 34(5): 595-622.
- Yang Jianjun. Femtosecond laser 'cold' micro-machining and its advanced applications[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2004, 41(3): 42-52.
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.
- Ma Lin. Study on Nonlinear Interaction of Femtosecond Laser Pulses with Transparent Materials[D]. Xi'an: Xidian University Department of physical electronics, 2006. 33-35.
马 琳. 飞秒激光与透明介质非线性相互作用的研究[D]. 西安:西安电子科技大学, 2006. 33-35.
- Michael Mielke, David Gaudiosi, Kyungbum Kim, *et al.*. Ultrafast fiber laser platform for advanced materials processing [J]. *Journal of Laser Micro/Nanoengineering*, 2010, 5(1): 54-58.
- Friedrich Dausingera, Mikhail Larionov. Variable disk laser for optimized micro machining[J]. *Physics Procedia*, 2010, 5(10): 101-108.
- Meng Hongyun, Liao Jianhong, Guan Banggui, *et al.*. Fiber laser cutting technology on coronary artery stent[J]. *Chinese J Lasers*, 2007, 34(5): 733-736.

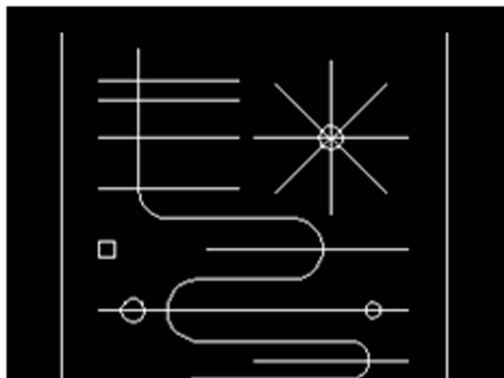


图 6 切割检测线图

Fig. 6 Scanning line for cut detection

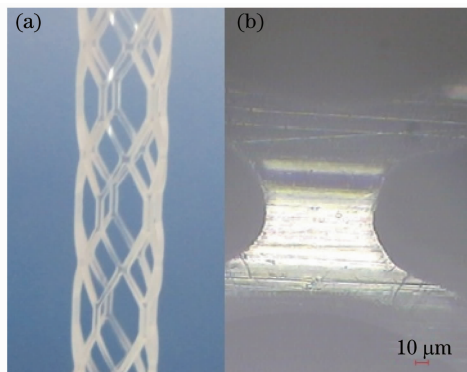


图 7 (a) 实验加工的非金属支架;(b) 支架的 574 倍显微图

Fig. 7 (a) Non metallic stent photos;
(b) 574 times the micrograph of stent

- 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.
- 9 Jia Wei, Wang Qingyue, Fu Xing, *et al.*. Application of femtosecond laser in material micromachining[J]. Chinese J Quantum Electronics, 2004, 21(2): 194—201.
- 贾威, 王清月, 傅星, 等. 飞秒激光在材料微加工中的应用[J]. 量子电子学报, 2004, 21(2): 194—201.
- 10 M S Amer, M A El-Ashry, Bryan Irwin. Femtosecond versus nanosecond laser machining: comparison of induced stresses and structural changes in silicon wafers[J]. Applied Surface Science, 2005, 242(10): 162—167.
- 11 Chengde Lia, Suwas Nikumbb, Franklin Wongc. 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.
- 12 Gu Xingzhong, Ni Zhonghua. The fabrication of micro-hole stent by laser cutting[J]. J Huazhong Univ of Sci & Tech, 2007, 35(1): 143—146.
- 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.
- 13 N Muhammad, D Whitehead, A Boor. 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(15): 2261—2267.
- 14 B Tan, S Panchatsharam, K Venkatakrishnan. High repetition rate femtosecond laser forming sub-10 μm diameter interconnection vias[J]. J Phys D: Appl Phys, 2009, 42(6): 5102—5111.
- 15 D H Kam, L Shah, J Mazumder. Femtosecond laser machining of multi-depth microchannel networks onto silicon[J]. J Micromech Microeng, 2011, 21(4): 5027—5034.