

文章编号:1673-9981(2009)04-0276-05

## 光纤激光精密切割高线密度不锈钢支架

杨莉, 苏志辉, 农登, 王海艳

(广州有色金属研究院, 广东 广州 510651)

**摘要:**实验选用波长 1090 nm、峰值功率 50 W 的光纤激光器, 切割直径 2 mm、厚 0.13 mm 的 316 L 不锈钢管材以获得理想的心血管支架。实验结果表明:激光切割质量主要与激光聚焦、激光切割频率、激光切割速率和脉冲宽度等因素有关。在激光切割频率 2000 Hz、激光平均功率 50 W、脉宽 0.06~0.2 ms、典型值 0.1 ms、切割速率 100 mm/min、焦距 50 mm、氧压(同轴)0.6~1 MPa 的条件下, 获得了切口表面光滑、切缝垂直度好、筋宽为 $(100 \pm 10) \mu\text{m}$ 的血管支架。其延伸率 $\delta \geq 40\%$ , 抗拉强度 $\sigma \geq 480 \text{ MPa}$ , 综合性能能够满足使用要求。

**关键词:**激光精密切割; 不锈钢支架; 光纤激光; 高线密度

**中图分类号:** TG485

**文献标识码:** A

心血管支架是一种具有相当好的径向强度和纵向伸展性的金属管形结构支架。用于血管支架的材料主要包括 Ti-Ni 合金、不锈钢和钴铬合金等, 直径为 1.5~2 mm, 长度为 15~20 mm<sup>[1]</sup>。由于 YAG 激光光束的质量差、光斑较大及热影响区大等对激光精密切割不锈钢支架的影响较大, 因此使血管支架具有均匀的筋宽、高的切割线密度成为业界的难题。光纤激光器是迄今为止能量转换效率高、稳定性和可靠性好及光束质量高的新一代激光器, 其聚焦光斑可以达到几微米, 是实现高精密切割的理想光源。试验中选用 IPG 50W 光纤激光器, 优化工艺参数, 获得了切口质量及性能指标较理想的心血管支架。

单元与水冷系统。图 1 是光纤精密切割系统的主要光路图。为了得到小的聚焦光斑, 需要调整扩束镜的倍数与聚焦镜的焦距。

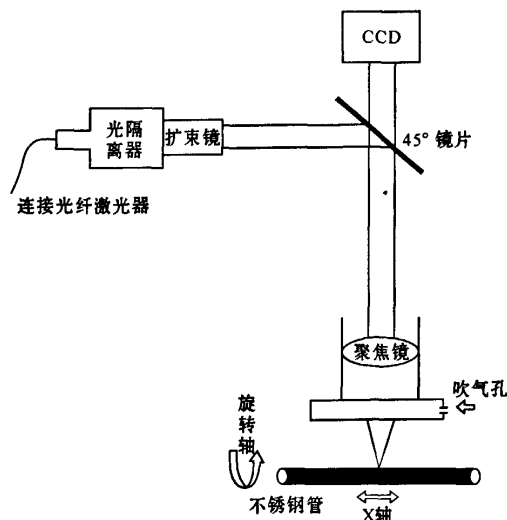


图 1 光纤激光精密切割设备与光路图

Fig. 1 Fiber laser precision cutting equipment and light path

### 1 实验部分

#### 1.1 实验材料

试验材料为具有优良钢性与弹性的进口 316 L 不锈钢管, 其直径 2 mm, 壁厚 0.13 mm。

#### 1.2 实验设备及工作原理

切割系统包括 IPG 50W 光纤激光器(波长 1090 nm)、光束传输单元、伺服电机和工作台、控制

收稿日期:2009-05-13

作者简介:杨莉(1979—),女,广西柳州人,学士。

激光精密切割设备的工作原理:通过工控机对伺服机构和移动平台的控制,使工件精确移动,激光器周期性发出的脉冲激光经过聚焦系统对运动着的工件进行快速、非接触式切割<sup>[2]</sup>。

### 1.3 切割工艺流程

图2为切割血管支架的工艺流程。切割图形设计需要考虑支架生物学、力学与激光切割工艺等因素的综合影响<sup>[3]</sup>。工艺路径规划包括图形单元的切割顺序,切割时的引入、引出点设置及切割排料辅助线的添加等。工艺参数设定包括激光频率、起始脉宽与首脉冲延时和切割半径补偿量等。

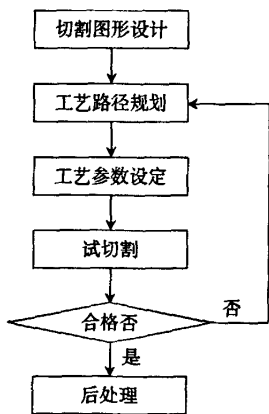


图2 切割工艺流程

Fig.2 Cutting process

## 2 实验结果与讨论

光纤激光精密切割心血管支架基本遵循普通的激光切割规律。由于切割的线密度高,切割后支架仍需保持足够的强度、好的轴向柔顺性和扩张弹性,及切口光滑和割缝窄,这就要求严格控制切割过程的热输入。因此,切割工艺的难度较大。

### 2.1 光纤激光聚焦效果

选用光纤激光器代替Nd:YAG激光,得到 $M^2$ 近似为1,效率高,功率稳定的激光束。为了获得更小的聚焦光斑,提高加工精度,对扩束镜与聚焦镜进行优化组合,可以得到聚焦光斑直径小于 $10\mu\text{m}$ ,实际缝宽小于 $20\mu\text{m}$ 的精密切割效果。由高斯型光束折射极限聚焦的特性<sup>[4]</sup>可知:

$$\omega_0 \approx \frac{\lambda f}{D} \approx \frac{\lambda}{NA} \quad (1)$$

式(1)中: $D$ 为物镜前激光束的直径, $\omega_0$ 为光束的束腰半径, $\lambda$ 为激光束的波长, $NA = \frac{D}{f}$ 为物镜的数值孔径。用激光束进行高精密切割时,如果要获得小的激光光斑,可以通过缩短波长和焦距以及扩大物镜前光束直径来实现。例如: $\lambda = 1090\text{ nm}$ ,  $NA = 0.5$ ,则 $\omega_0 \approx 2.1\mu\text{m}$ 。

### 2.2 切割排料辅助线的添加

图3(a)的阴影部分为需切割掉的物料。在切割过程中,这些物料会被卡住而不易掉落。所以在图形设计阶段添加了排料辅助线,如图3(b)所示。这样在切割过程中可将大块需切掉的废料分为几个单元小块,容易被保护气体吹落。

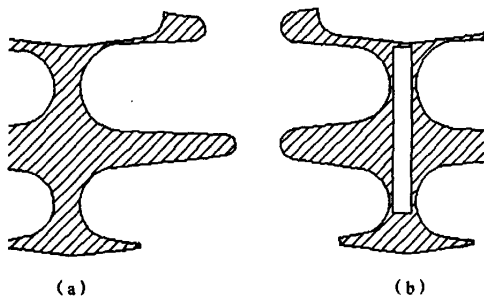


图3 添加切割排料辅助线

Fig.3 Additional line marker for discharge during cutting

### 2.3 起始脉宽、首脉冲延时的设定

脉宽控制着输入到材料的热能量,起始脉宽是为了起始点有足够的能量,达到瞬间穿透。增大起始脉宽,可以减少开始切割时的穿孔时间和熔渣堆积,减小能量的累积,从而减小热影响。根据实验确定脉宽范围为 $0.06 \sim 0.2\text{ ms}$ ,起始脉宽为 $0.15\text{ ms}$ 。脉冲延时一般为 $1.5\text{ s}$ ,首脉冲延时能够避免切割开始出现的“尾巴”,避免支架被切穿,造成热能量累积严重,影响切割质量<sup>[5]</sup>。

### 2.4 引入线(引出线)的加入

由于首脉冲能量和尾脉冲能量不稳定,容易造成切割时首点切缝和热影响区变大,如图4(a)所示。在图形设计阶段加入引入、引出线(如图4(b)所示),可使首点切割缺陷随着废料排除掉。

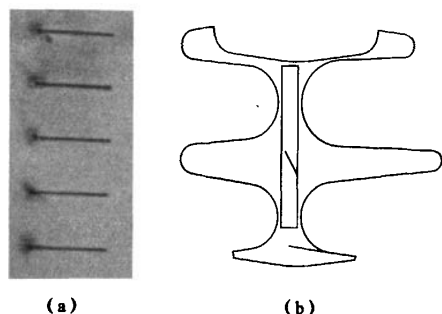


图4 切割中的首点缺陷(a)与引入、引出线的加入(b)

Fig.4 First point defects during cutting(a) and addition of lead-in and -out line (b)

## 2.5 切割半径补偿

激光光斑直径在精密切割中不能被忽视,当光纤激光器光斑直径大于  $10\ \mu\text{m}$  时,切缝宽度达到  $20\ \mu\text{m}$ ,而一般支架的筋宽在  $100\sim 150\ \mu\text{m}$  之间<sup>[6]</sup>. 所以必须设置激光光斑半径补偿量. 采用尺寸缩放方式,自动将内轮廓缩小一个光斑直径,将外轮廓放大一个光斑直径,以此获得精确的尺寸轨迹.

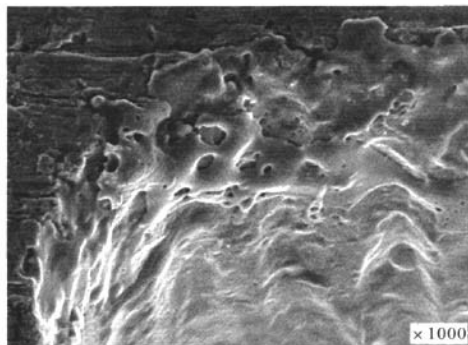


图5 切口的SEM

Fig.5 SEM image of cut

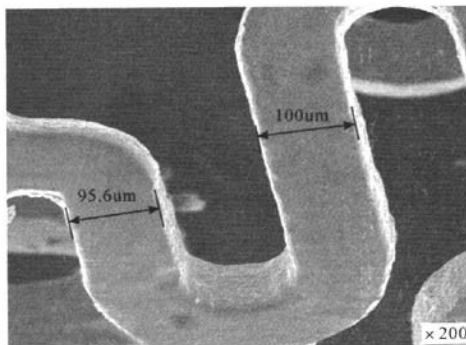


图6 支架筋宽的测量

Fig.6 Measurement of stent tendon width

## 2.6.2 筋宽尺寸

支架的筋宽决定了其支撑力和柔顺性. 在用激光切割支架的过程中,普遍存在筋宽不均匀的现象,这将导致支架在撑开过程中,出现单元形状变形不均匀,甚至发生局部变形和应力集中<sup>[8]</sup>. 实验中在设定的工艺参数下,保持切割速度为  $100\ \text{mm}/\text{min}$ ,对所切割的支架筋宽进行测量. 由图6可知,筋宽能够控制在  $(100\pm 10)\ \mu\text{m}$  之间,满足了支架力学性能的要求.

## 2.6 切割质量

### 2.6.1 切口质量

金属材料在低能量密度的激光束作用下产生熔化,克服了金属表面张力和由于黏度作用产生的黏着拉力,这样在切割过程中可除去大部分熔融金属. 但切割边缘少量熔融金属在高速冷却条件下,又重新凝固而附着在金属切口断面形成切口表面,这些因素的共同作用,决定了金属切口表面粗糙度等级<sup>[7]</sup>. 控制切割表面的质量,需要确定合理、优化的线切割输入能量. 当脉冲光斑在合适的脉宽作用下熔化并随即除去熔融材料,而余下的熔融金属尚未凝固时,新的脉冲能量再次输入,熔化并除去剩余的熔融金属,使材料的切割表面形成光滑切口. 实验中发现在激光切割频率  $2000\ \text{Hz}$ 、起始脉宽  $0.15\ \text{ms}$ 、切割过程中脉宽  $0.1\ \text{ms}$  和氧压  $0.8\ \text{MPa}$  的条件下,可得到比较好的切口质量,如图5所示. 用电镜观察支架筋横截面的切缝,可看到切口表面比较光滑,切缝垂直度好,基本没有材料过烧,没有大的熔渣等.

要求.

### 2.6.3 切割筋面的成分变化

316 L 奥氏体不锈钢具有优良的耐腐蚀性能和综合机械性能,其室温和低温韧性、塑性也比较好. 316L 不锈钢作为 Cr-Ni 奥氏体不锈钢在  $400\sim 850\ ^\circ\text{C}$  缓慢冷却时会发生较严重的晶间腐蚀破坏. 这是由于晶界上析出富铬的碳化物,使其周围基体形成贫铬区造成的. 由于在切割过程中材料切口部位经

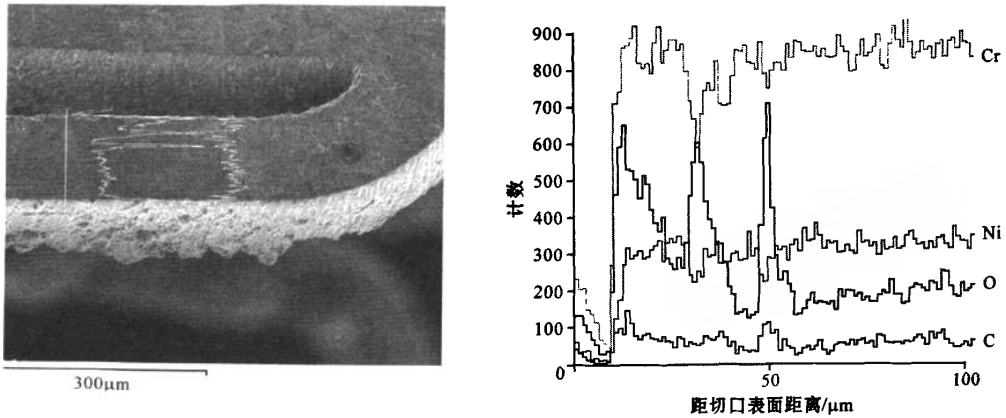


图7 EDX 支架筋宽表面成分分析

Fig.7 Composition analysis of stent surface within its tendon width by EDX

历了加热和冷却的热循环过程,这对切口及热影响区的组织可能产生影响。

采用EDX对支架筋宽的表面成分进行分析,如图7所示。由图7可知,在距切口表面近处元素含量波动较大,但在距切口表面较远处元素含量比较稳定。其中在切口表面Cr含量显著下降,但距切口表面超过10 μm后,Cr在筋宽的含量比较稳定。其原因主要是激光切割时,在切口热影响区内过饱和奥氏体被重新加热到相变温度以上并快速冷却,使富铬的碳化物在奥氏体晶界析出,导致铬在奥氏体中的含量减少。

为使奥氏体不锈钢支架获得最好的耐腐蚀性能,需要对其进行真空固熔处理。固熔处理可使碳化物全部溶解到奥氏体中,然后快速冷却时得到单相奥氏体组织。

### 2.7 产品性能

通过优化工艺参数,在激光切割频率2000 Hz,激光平均功率50 W,脉宽0.06~0.2 ms,典型值0.1 ms,切割速度100 mm/min,焦距50 mm,氧压(同轴)0.6~1 MPa的工艺条件下,制得高线密度血管支架产品。产品实物如图8所示。产品切口表面光滑,切缝垂直度好,筋宽为 $(100 \pm 10) \mu\text{m}$ ,线密度高。产品的力学性能为延伸率 $\delta \geq 40\%$ 、抗拉强度 $\sigma \geq 480 \text{ MPa}$ 。

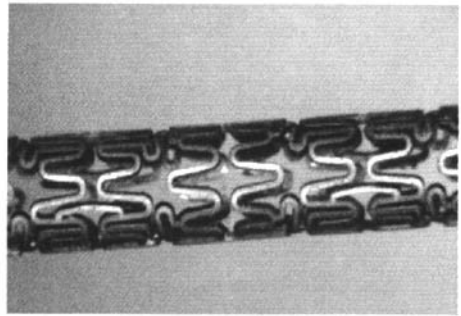


图8 切割支架实物图

Fig.8 Photograph of cutting stent

## 3 结 论

(1)使用光纤激光器精密切割心血管支架,可获得直径10 μm的聚焦光斑,提高了加工精度。

(2)在激光切割频率2000 Hz,激光平均功率50 W,脉宽0.06~0.2 ms,典型值0.1 ms,切割速度100 mm/min,焦距50 mm,氧压(同轴)0.6~1 MPa的条件下,产品切口表面光滑,切缝垂直度好,筋宽为 $(100 \pm 10) \mu\text{m}$ ;C,Cr,Ni等主要元素含量除了在切口断面起始处有波动外,元素含量比较稳定;产品延伸率 $\delta \geq 40\%$ 、抗拉强度 $\sigma \geq 480 \text{ MPa}$ ,综合性能能够满足使用要求。

## 参考文献:

- [1] STOECKEL D, BONSIGNORE C, DUDA S. A survey of stent designs [J]. *Min Invas Ther & Allied Techn*, 2002, 11(4):137.
- [2] 廖健宏, 蒙红云, 王红卫, 等. 光纤激光精密切割系统的研制及其应用[J]. *中国激光*, 2007, 34(1), 133-136.
- [3] 王佳玲, 陈卓, 李雨田, 等. 316L 不锈钢冠脉支架制造工艺的研究[J]. *材料导报*, 2008, 22(2):113-118.
- [4] POPRAWA R. 激光制造工艺[M]. 张冬云, 译. 北京: 清华大学出版社, 2008, 249.
- [5] 官邦贵, 廖建宏, 秦炎福, 等. 血管支架光纤激光切割技术[J]. *应用激光*, 2009, 30(4):678-682.
- [6] 官邦贵, 廖建宏, 蒙红云, 等. 精密齿轮光纤激光切割工艺研究[J]. *应用激光*, 2005, 25(6):365-368.
- [7] 左铁钊. 21 世纪的先进制造技术——激光技术与工程[M]. 北京: 科学出版社, 2007:134-135.
- [8] 张勇, 强华, 郝静, 等. 血管支架筋宽误差分析及激光加工工艺优化[J]. *西南交通大学学报*, 2007(2):229-233.

## Fiber laser precision cutting of stainless steel stent of high linear density

YANG Li, SU Zhi-hui, NONG Deng, WANG Hai-yan

(Guangzhou Research Institute of Non-ferrous Metals, Guangzhou 510650, China)

**Abstract:** In order to acquire an ideal stent, a fiber laser with a wavelength of 1090 nm and peak power of 50 W was applied to cut 316 L stainless steel pipes with a diameter of 2 mm and thickness of 0.13 mm. The results show that the laser cutting quality is mainly related with the factors including laser-beam focus, laser cutting frequency, laser cutting speed and laser pulse width. Under the conditions of laser cutting frequency of 2000 Hz, laser average power of 50 W, pulse width of 0.06-0.2 ms (typical 0.1 ms), cutting speed of 100 mm/min, focal length 50 mm and oxygen pressure (coaxial) of 0.6-1 MPa, a stent with a more smooth cut surface, good cut seam vertical degree and tendon width of  $(100 \pm 10) \mu\text{m}$  was obtained, and its elongation  $\delta$  is higher than 40%, tensile strength  $\sigma$  is higher than 480 MPa, total properties can meet application requirements.

**Key words:** laser precision cutting; stainless steel stent; fiber laser; high linear density