

油润滑减磨作用,硬化带起抗磨骨架作用。此外,硬化带宽与间隙要保持一定比例,才能起到既保证足够储油量又有充分大的硬化面积,使凸轮轴的使用寿命大大提高。

#### 四、结 论

1. 486Q 汽油机凸轮轴经激光表面硬化处理后,硬化层深均匀,硬化效果显著,经装机运行考核试验,凸轮的最大磨损值仅 0.015 mm,平均磨损值 0.008 mm,证明具有很高的耐磨性。

2. 凸轮轴经激光表面硬化处理后,同轴变形不大于 0.045 mm,完全符合装机要求。

#### 参 考 文 献

- 1 E. A. Shur, *Met. Sci. and Heat. Treat.*, **24** (5~6), 324~341 (1982)
- 2 K. Asam, *Proc. 4th Int. Conf. Rapidly Quenched Metals*, Vol. 1, 177~180 (1981)
- 3 J. Benedek, *Opt. and Laser Technol.*, **12** (5), 247~253 (1980)

(收稿日期:1988年7月4日)

## 激光电极导管的设计及动物实验研究\*

卢汉江 李庚山 胡佑伦

(湖北医学院第一附属医院)

王君健

(华中理工大学生物工程系)

### Design and experimental investigation of laser-electrode-catheters

*Lu Hanjiang, Li Gengshan, Hu Youlun*

(First Affiliated Hospital of the Hubei Medical College, Wuhan)

*Wang Junjian*

(Huazhong University of Science and Technology, Wuhan)

**提要:** 介绍一种自行设计的激光电极导管及其用于动物心内激光照射的实验结果。此导管较好地解决了光纤向后燃烧(burn-back)问题,不仅能用于激光心内消融术以治疗快速性心律失常,也能用于激光血管成形术。

**关键词:** 激光电极导管,心律失常

难治性快速性心律失常,特别是缺血性心脏病人的持续性反复发作的室性心动过速的治疗至今还很困难。大部分此类病人对常规抗心律失常药物治疗无效,以往多采取外科心内环切术、冷冻疗法和注射酒精治疗,不久前又出现了电极导管消融术,这些治疗方法的目的是阻断和隔离导致心律失常的折返通路和心内异常兴奋灶,从而纠正心律失常。但外科手术创伤性大,而电极导管消融术尚存在许多问题,于是激光心肌消融术便异军突起,这是因为由于其物理特性和能通过光导纤维传输到心脏内部而能选择性地消融心内异常传导组织。尽管激光在医学中的应用几乎涉及到医学里各个方面,可在心血管疾病的治疗中仍处于实验研究阶段,且大多集中于血管腔内成形术及导管技术上<sup>[1]</sup>,仅有国外少量的治疗心律失常的动物实验研究报告。Narular、

Obelienius 和 Saksena 等人都先后用不同类型的激光导管传输氩离子激光或 Nd<sup>3+</sup>:YAG 激光到犬的右心内进行激光心内消融术<sup>[2~4]</sup>,证明激光心内消融术较其它非药物治疗难治性心律失常的方法创伤性小,副作用少。1985年 Lee B. 等人将激光心内消融术与电极导管消融术进行了实验比较<sup>[5]</sup>,认为激光心内消融术较电击消融术能有控制地造成心内损伤且所需能量较少,几乎不影响血液动力学,极少引起心动过速。在动物实验中发现,光纤输出端芯子极易损坏,尤其在接触组织被污染时,常由此出现光纤向后燃烧(burn-back)现象,导致手术失败甚至损伤正常的心血管组织<sup>[4,6]</sup>,这是迄今尚未很好解决的一个棘手问题。激光导管输出端在心脏内如何精确定位

\* 全国第一届激光医学发展研讨会(武汉)入选论文。

也相当复杂,还没有一个简便的易临床推广使用的方法,目前大多是用电极导管心内电生理标测结合X线透视和二维超声心动图或血管内窥镜的定位方法来进行激光心内消融术。我们采用国产激光器及部件,以国产普通心导管为材料,设计制作了一种新型的激光电极导管并以此作了一系列激光心肌消融动物实验,该导管设计目的是试图解决光纤“burn-back”和激光导管输出端的定位改进问题。

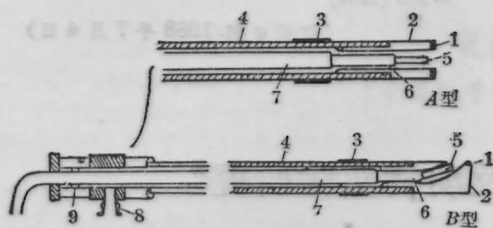


图1 激光电极导管结构示意图

- 1—电极(金属套导电部); 2—金属套绝缘部;  
3—参照电极; 4—导管壁; 5—光纤芯; 6—  
硅橡胶包层; 7—聚丙烯外护套; 8—注液孔;  
9—橡皮密封片(电极导线未画出)

## 一、激光电极导管的设计和改进行

我们设计的导管取名为激光电极导管,因为该导管可用于心内电生理标测而具有电极导管的性能,又能传输激光入心内“定向照射”到电极所探测的部位。该导管分为三种类型:

**A型** 前向照射激光电极导管,其顶端金属套中空管可靠地保护了已剥去聚丙烯外护套和硅橡胶包层的光纤芯子,使其不因过度弯曲而被折断,并且此处的光纤输出端不直接接触及靶组织,裸露的光纤长约2~3mm。导管尾部的三通密封管结构合理,更换导管或管内光纤十分方便(见图1),当导管前部插入血管时便不断由此密封管注液孔内滴入生理盐水(或造影剂进行造影)冲刷光纤输出端以清除污染。上述设计均是为了(1)不使输出端光纤芯子折断;(2)保持输出端光纤芯子清洁,如此便解决了光纤“burn-back”问题。导管顶端金属套还具有国外设计的金属帽作用<sup>[7]</sup>,可减轻对周围正常组织的损伤并使激光在光纤里辐射方向加强,激光不能直接散射到周围而只能从金属套中空管辐射到电极探测部位。这种具有金属套保护装置的导管不仅可用于心内照射,也可用于激光疏通栓塞血管(即激光血管成形术)。金属套除顶端导电作为探测电极外,其余表面均复一层聚氨酯漆使之绝缘不能感受心电信号,加强了电极心内标测的方向性和精确性。导管电

极分双电极与单电极两种,根据情况选择使用。电极导线埋置于导管壁内。

**B型** 顶端侧向照射激光电极导管(双电极),除了其顶端电极位于侧面、激光从侧孔射出(见图1)外,其余结构和作用均同A型,另还具有侧向探测心电活动、侧向发射激光的性能,尤适宜探测希氏束电位(HBE)和激光心内照射消融希氏束(His束)传导以治疗顽固性室上性心动过速。

**C型** 多点照射激光电极导管,可制成四极或六极,内含4或6根光纤,每根光纤从导管尾端伸出后均插入耦合器与聚焦透镜精确对位并固定,根据需要选择某根光纤导入激光,沿着选定的某个电极侧孔照射到电极探测部位,导管顶端可前向照射也可侧向照射。此型导管包含了A、B两型导管的全部性能,但制造困难,且多点心内电生理标测技术复杂,亦不便更新光纤。

由于条件限制,我们只能采用8F、9F普通心导管改制成A、B型激光电极导管,取银铜合金材料作导管电极,将高强度聚酯漆包圆铜线置于导管腔内作电极导管,导管内光纤芯径为300~500 $\mu$ m。

经过不断实验和提高制作精度,激光电极导管的性能基本达到了设计要求,在每次动物实验中均能探测到心内心电图和HBE,并且不再出现光纤“burn-back”现象。

## 二、动物实验及结果

我们进行动物实验的基本指导思想是:(1)验证激光电极导管的可行性;(2)使心内特异传导组织在激光的作用下发生细胞变性或凝固坏死而不明显地破坏正常心肌组织以达到既不影响心脏收缩功能又能纠正心律失常的目的。

将狗麻醉仰卧固定于手术台上,经狗股静脉切开处插入8F或9F激光电极导管直至狗右心内,于X线荧光屏下和RM6000型多道生理仪的监视过程中探测心内心电图或HBE,并常规连续监测体表心电图(ECG),在探测部位以10~40W、3~20s能量范围内发射Nd<sup>3+</sup>:YAG激光,如果ECG和HBE无变化,则重复照射直至出现变化为止,观察一段时间后,将狗胸腔打开取出心脏,切开后观察损伤情况并行病理学检查,然后再用YAG激光照射此心脏余部正常组织,研究比较离体内照射与在体内心照射的激光生物效应。

经激光电极导管在体内心激光照射实验中,有一例出现完全性房室传导阻滞(III°AVB),一例出现阵发性室上性心动过速,每隔15分钟发作一次,

每次发作 5 分钟, 发作时出现 ST 段下移, 各 QRS 波形态相同, 说明是心内同一兴奋点的异常冲动所引起。每次发射 YAG 激光时都在心内心电图或是胸导联心电图上出现 ST 段改变。在照射能量小于  $20\text{W} \times 5\text{s}$  时, 除心内心电图上偶有 T 波抬高外, 体表心电图上往往看不到变化。

经对照实验, 我们发现在体激光心内照射的损伤面积大于离体心内照射的损伤面积(在同等照射能量下), 在体内心内激光照射所致组织损伤不象离体心脏激光照射那样与激光辐射能量呈一定的相关性, 同是  $40\text{W} \times 5\text{s}$  的能量, 有时导致心脏穿孔, 有时仅出现心内膜表面大面积暗红色灼伤(可达  $0.5 \times 0.7\text{cm}^2$ ), 这可能是由于不同的折射率、吸收率和血液中的传导特征及心脏的运动所造成。激光照射离体心脏所致心肌损伤程度随照射能量的增加而增加, 但照射时间比照射能量更能决定损伤程度。

对激光损伤组织进行组织学检查可见从心内膜延及心肌几毫米深的出血、细胞变性、间质水肿和凝固坏死等等, 在大体形态上可肉眼观察到隆起的血肿区域或深达心肌的卵圆形气化凹坑并被复一层炭化物, 这些损伤对于打断和破坏折返通路及心律失常起源灶显然是足够的了。

作为初步实验, 我们仅在健康狗体内进行上述激光心内消蚀术实验。经过进一步改进导管和技术, 可望在心动过速的狗体模型上成功实施此术。

### 三、有待改进的问题

1. 通常认为电极导管消蚀术易产生心动过速的原因是电击损伤面积较大、心肌细胞水肿变性, 形成新的异位兴奋灶或折返通路所致。而我们所用的

YAG 激光行心内照射, 功率不大( $\leq 40\text{W}$ ), 照射时间较长, 损伤程度比电极导管消蚀术较为局限, 但仍有一定的心肌组织水肿、变性, 这可能是造成一例阵发性心动过速的原因之一。因此, 有必要使用脉冲式 YAG 激光和氩离子激光进行相同实验, 以便从中筛选出合适的激光。

2. 现有心内膜电生理标测的精确度大于  $1\text{cm}^2$  的范围<sup>[2]</sup>, 而激光照射斑多小于  $0.3\text{cm}^2$ , 这大大降低了激光心内照射的成功率。因此, 熟练掌握心内电生理标测术, 改进此技术, 提高其精确度, 是激光心内消蚀术能否推广应用的一个关键所在。

3. 我们现用的光纤外径均  $\geq 1.0\text{mm}$ , 不能配用 7F 以下的细导管, 这对于心血管系统来说, 相对过粗, 不便临床应用。改进的办法就是制造和使用较细的传输功率大的光导纤维, 尤其在应用脉冲式激光时更需如此。

此外, 不能将离体实验结果照搬到在体实验中, 还需进行大量的在体内心内激光照射实验, 摸索出一套安全剂量范围及严格的操作方法和经验。

### 参 考 文 献

- 1 Isner J. M. et al., *IEEE J. Quant. Electr.*, **QE-20** (12), 1406 (1984)
- 2 Narular O. S. et al., *J. Am. Coll. Cardiol.*, **3**, 537 (1984)
- 3 Oblienus V. et al., *Laser Surg. Med.*, **5**, 469 (1985)
- 4 Saksena S. et al., *PACE*, **9**, 531 (1986)
- 5 Lee B. I. et al., *Circulation*, **71** (13), 579 (1985)
- 6 Lee G. et al., *Am. Heart J.*, **106**, 587 (1983)
- 7 Cumberland D. C. et al., *Lancet*, 8496 (1986)
- 8 Josephson M. E., *Circulation*, **57**, 444 (1978)

(上接第 414 页)

### 结 论

1. 试验证明两个基本假设是正确的, 也就是 He-Ne 激光管寿命是符合威布尔分布, 在形状参数基本不变的前提下, 激光管的特征寿命和应力水平的关系符合逆幂律。

2. 对长寿命激光管可用加速的方法进行可靠性试验。对腔长为 250mm 左右的 He-Ne 激光管加速电流为 20mA, 是常规的 4 倍, 加速系数 4.8 左右, 也就是使试验时间缩短 4、5 倍。如果采用可靠性抽样检验方

法, 试验时间还可缩短。

3. 在进行加速寿命试验时必须注意以下几点: (1) 随机抽取样管; (2) 经过筛选, 剔除早期失效的产品; (3) 建立两个以上的失效标准; (4) 激光电源要稳定, 性能基本一致, 测试仪器要耐用; (5) 测试方法要统一, 判断失效也要有统一标准; (6) 尽量避免人为的试验事故。

### 参 考 文 献

- 1 南开大学 He-Ne 激光组, *物理*, **7**(4), 224 (1978)
- 2 罗宗南 et al., *应用激光联刊*, **3**(6), 28 (1983)
- 3 杨正名, *中国激光*, **11**(5), 317 (1984)