

胡大一 张建军 编著

# 快速心律失常射频消融的实用技术



人民卫生出版社



快速心律失常射频消融的实用技术

胡大一  
张建军 编著

人民卫生出版社

## 快速心律失常射频消融的实用技术

---

编 著: 胡大一 张建军

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 67616688)

地 址: (100078)北京市丰台区方庄芳群园3区3号楼

网 址: <http://www.pmph.com>

E-mail: [pmph@pmph.com](mailto:pmph@pmph.com)

印 刷: 北京人卫印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 850×1168 1/32 印张: 8.125 插页: 1

字 数: 190千字

版 次: 2000年11月第1版 2000年11月第1版第1次印刷

印 数: 00 001—5 000

标准书号: ISBN 7-117-03875-6/R·3876

定 价: 18.00元

版权所有, 请勿擅自用本书制作各类出版物, 违者必究

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

# 前 言

经导管射频消融治疗快速心律失常是心律失常治疗学上的一场革命，通过射频电流的热凝固作用，消融、阻断导致心律失常最关键的部位，从而根治心律失常。避免了长期服用抗心律失常药物的不便以及心律失常外科治疗的痛苦。射频消融治疗快速心律失常具有成功率高、痛苦小，并发症少的特点。自1987年世界上首次应用于临床以来，理论及相关技术发展迅速。笔者自1989年起，致力于消融技术的推广应用，在同道们的共同努力下，经过近10年的努力，射频消融治疗快速心律失常这项技术，已成为地市、甚至县级医院开展的常规工作。据1999年全国注册登记资料显示，我国接受消融的心律失常患者已超过2万例。可治愈的病种，已从早期的房室、房室结折返性心动过速，发展到房性心动过速，I型房扑、灶状房颤以及特发性室速、束支折返性室速等，成功率达到90%~95%，是一个相当成熟

的介入技术。

心律失常发病机制复杂，射频消融技术的应用，证明了某些电生理的概念。如 Mahaim 束的解剖基础、束支折返性室速，I 型房扑的折返环的关键部位、旁道的分布特征、LGL 的本质等。但同时也认识到，心律失常的射频消融实践中仍存在许多“黑匣子”，如“房室结折返性心动过速消融结果的离散性和不可预测性”、“特发性室速的解剖基础”、“房性早搏及心房肌电生理参数的改变在局灶性房颤诱发和维持中的作用等”。这些问题远未明了，对这些问题的进一步研究和阐明有助于射频消融技术的进一步发展。

本书重点在于阐述心内电生理检查的基本思路、明确检查的目的、了解房室、室房之间传导径路的特性以确立诊断。强调导管操作的技巧，讲述对消融过程中存在的问题及解决方法，突出其实用性，便于读者理解应用。

编 者

# 目 录

第 1 章	射频能量简介	(1)
第 2 章	射频电流导管消融的动物实验	(11)
第 3 章	开展射频消融治疗心律失常的设备和 专业人员训练	(14)
第 4 章	锁骨下静脉穿刺与冠状窦电极放置	(19)
第 5 章	电生理检查及射频消融时电极导管及 特殊鞘管的选择	(29)
第 6 章	射频电流导管消融的适应证	(40)
第 7 章	射频电流导管消融房室旁路的方法 学和操作步骤	(50)
第 8 章	房室结折返性心动过速的射频电流 导管消融方法	(110)
第 9 章	房扑、房速、房颤的射频消融术	(142)
第 10 章	室性心动过速的消融	(205)
第 11 章	经导管射频消融快速性心律失常的 并发症的现状及其预防	(230)
第 12 章	射频电流导管消融后的随访	(247)
第 13 章	射频消融术中一些值得注意的问题	(249)

# 第 1 章 射频能量简介

## 1 射频能量在临床医学的应用史

自 1891 年 D. Arsonval 应用高频交流电可避免手术期间普通交流电(110~200V, 50~60Hz)的不良作用以来, 高频交流电中的射频电流(radiofrequency current)已在外科手术中应用了一个多世纪。但直到 1928 年, 有了可供临床使用的射频能量发放装置, Bovie 在手术中才应用标准的电手术器械。20 世纪 70 年代固态装置大大缩小了发射装置的体积和重量, 同时在调制波形、控制输出功率、监测阻抗和经导管监测温度等方面也取得了进展。这些技术上的进步大大拓宽了射频电流在医学方面的应用。从而使射频能量广泛应用于临床实践, 如神经外科、泌尿外科、皮肤肿瘤科等。但直到 80 年代中期人们才开始认识到它用于心律失常介入治疗的巨大潜力。

Huang 等首先在闭胸式动物模型上使用射频电流, 通过常规的电极导管成功消融房室交界区, 引起完全性房室阻滞。此后大量文献报道了有关对心室、心房、冠状窦和三尖瓣环进行射频电流导管消融的动物实验及人体研究, 证实了射频能量用于人体的安全性、可行性。1987 年 Borggref 等首次临床应用射频消融治疗心律失常成功。为了提高射频电流导管消融有效

性，一些研究者深入研究了射频消融的生物物理特征，对导管电极的设计不断加以改进。并且随着临床操作技术的积累，使射频消融治疗心律失常的操作时间不断缩短，成功率不断提高。

## 2 射频能量的物理特性

射频电流(频率范围 100kHz ~ 1.5MHz)为能够转换为电能量的多种电流形式之一，系一种高频交流电，频率范围介于可听声音和超声之间(表 1-1)。它用于诸多的商业生产的电手术器械。根据输出形式(单极还是双极)、电压(峰电压与均方根之比率电压)、波形(调制的还是非调制的正弦波)和功率输出不同，射频电流可能达到三种不同的电手术效应：①电手术切割。对组织产生电火花和切割作用。放电时，电极与组织被薄层蒸汽分裂开。短的电火花在蒸汽内闪亮。止血作用极小，作用类似手术刀。②电手术凝血。放电时电极离开组织产生生长的火花，首先产生表浅的凝血，之后随着凝血过程继续，发生较深的坏死，焦痂硬而黑。此时对组织的电火花不伴有明显的切割作用，主要对大出血有止血作用，是组织炭化。③电手术干燥。没有电火花的低频率凝固。电极与组织密切接触，深处凝固迅速扩散。焦痂相对较弱，为淡褐色。

表 1-1 不同频率能量术语

频率范围	命名
50 ~ 60Hz	交流电
20 ~ 20000Hz	可听声波
100kHz ~ 1.5MHz	射频
1.5MHz ~ 10MHz	超声
1000MHz ~ 3000MHz	微波



选用射频能量的第三种作用，即干燥作用进行导管消融，以避免电火花和高电压伤。在干燥时，电极与组织直接接触，电流直接从金属电极头流入低阻抗和湿润的组织。导管的顶端电极头本身并不产热，它只是将射频电流导入与之密切接触的心脏组织的电导体。电流进入组织后，使组织内温度升高，使细胞内外水分蒸发，产生局部凝固性坏死。目前大多数商业上提供临床使用的射频发射器有单极和双极两种输出方式。临床用于心律失常消融时多用单极输出方式，与心脏组织接触的导管电极头为放电电极，在病人后背放置电极板，二者间为人体导电组织，形成电流的回路。射频发射器一般发放 300kHz ~ 750kHz 的连续非调制正弦波。尽管电流较大，最大电压是低的。在 100Ω 阻抗负载的开放电路，峰值电压小于 300V，射频对在体组织发放的实际均方根电压小于 300V（正常多在 40V ~ 60V），平均阻抗 80 ~ 120Ω 和均方根电流 0.2A ~ 0.6A；而直流电消融时产生的电压高达 2000 ~ 4000V，且产生气压伤。射频干燥时产生的低电压不产生气压伤作用；此外，由于射频电流的高频率，它不刺激神经肌肉纤维，放电期间一般不产生明显不适，在导管消融期间不需要全身麻醉，但导管顶端电极在冠状窦或在心房侧放电时，病人可觉胸痛。射频消融后，电极导管通常完整无损，不产生损害导管的内电弧。射频的工作原理见图 1-1。

### 3 射频电流导管消融的解剖和组织学作用

经导管释放的射频电流产生界限清楚的凝固性坏死，不破环周围正常组织。由于电流从电极到组织辐射性流动，损伤的

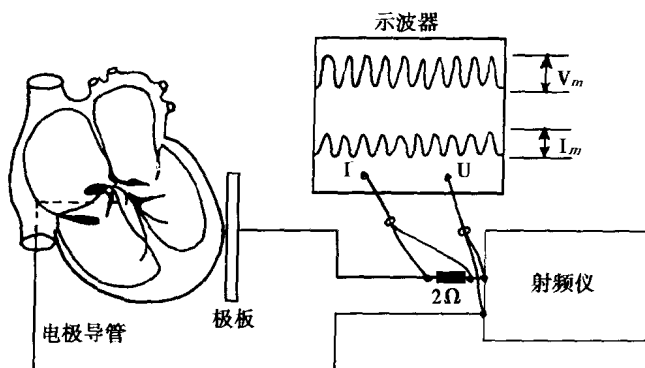


图 1-1 射频仪工作原理图

射频仪两级分别接体表极板与心内电极，示波器

显示两极间峰值电压( $V_m$ )及峰值电流( $I_m$ )，

电流由  $2\Omega$  电阻上的电压转换获得

形态常为圆形或卵圆形。损伤通常含有中心凹陷以及周围的出血坏死区。中央皱缩坏死区为灰白色。急性和亚急性(4~14天)组织学改变包括孤立的均匀性凝固坏死区。坏死损伤的周围显示出血和由增生的毛细血管和成纤维细胞组成的肉芽组织狭窄带(0.1mm~0.8mm)。这一窄条肉芽组织与周围无纤维化的正常心肌界限分明。慢性期(>2月)损伤为发白增厚的瘢痕、显微镜下有纤维化、脂肪细胞浸润和慢性炎性细胞，心肌偶尔被肉芽组织取代。

## 4 射频消融产生损伤大小的决定因素

射频电流的作用机制可归纳为三个方面：①电解效应；②法拉弟效应；③电能转换为热。当射频电流流经组织时，溶液

中的离子加速运动，产生阻抗性热量。任何电流流动的前提为存在闭合电路。射频电流作用于心脏时，电路由射频发射器、连接导联线放电电极和人体组织构成。单极性电流放电时，放置于心内与心脏组织密切接触的导管顶端电极为“主动电极”，放于病人后背部，与皮肤紧密接触的电极板为“被动电极”。双极放电方式使用放置于心内的导管顶端相邻的两个电极，即两个“主动电极”放电。在这种电路中，热产生于电流密度高和电传导性相对缓慢的部位。由于放电电极的面积较小，其周围的电场强度较强、电流密度高，因而对其周围局部组织有加热作用；背部电极面积较大( $>150\text{cm}^2$ )，电场强度小，对周围组织不产生加热作用。由此可见，置于人体内的“主动电极”和组织面的接触实现了消融的目的，最大热量产生于心脏组织和电极的界面，随电流密度函数下降，双极放电时，由于两电极性态、大小相似，局部均产生加热作用，与单极放电相比，对组织加热范围将增大。双极放电时，组织损伤范围和程度取决于“主动电极”和组织表面交界点处控制射频能量的多种因素(表 1-2)。有些因素并不是恒定不变的，它们在每次具体的放电消融期间动态变化，互相影响。射频电流消融对心脏组织损伤范围小而局限，即使在薄壁的心房，也很少引起穿孔，使其具有明显的安全性。但其不利的一面是不易“命中目标”。为了提高其有效性，需要合理地增大射频消融的损伤范围和对其作用程度加以监测。认真研究表 1-2 所列影响射频电流损伤范围的因素，并用于消融治疗心律失常，对于安全有效的开展这一介入治疗技术具有重要意义。

在一些体外实验研究中，观察到释放的功率或射频总能量和心脏组织损伤大小呈良好的正相关。但这些发现不能推论至经皮导管对充满血液的跳动着的心脏作用的情况。离体与在体

的主要区别是离体时电极顶端与组织接触密切，而在体时二者接触可能不紧密，这在右侧旁路消融时导管贴靠在三尖瓣环之心房侧或在左房侧消融左侧旁路时更为突出，当导管顶端不与组织密切接触，而漂浮在流动的血液当中时，会有大量热丧失。在这种情况下，预设的能量或功率难以预测射频损伤范围的大小，鉴于射频电流的作用主要为热效应，监测导管顶端温度可能对电极与组织接触的密切程度和射频电流的组织效应提供有意义的信息，进一步增加射频消融操作的可控性，Hindricks 和 Haverkamp 在 1987 年首先提出对导管顶端温度监测的设想，Haines 的研究证实这一设想的重要意义，它可能进一步提高射频脉冲发放的有效性和安全性。

**表 1-2 影响射频电流对生物组织效应的因素**

能量输出方式(单极还是双极)
能量释放的波形(调制的还是非调制的)
电流频率
峰-峰电压
电流密度
组织温度
组织阻抗和脉冲发生器内部阻抗
传递性热损失
电极与组织的接触程度
顶端电极的形状与大小
心脏组织的特征(正常还是疤痕组织)

射频电流脉冲发放的时间和损伤组织范围的关系。在放电的头 10s，组织损伤范围与时间关系的曲线斜率最大。放电 10~30s，组织损伤范围仍随放电时间延长进一步增大，但这

段曲线的斜率已比较平坦。放电 30 ~ 60s 期间，曲线几乎为平台，即损伤范围随放电时间延长已不再有明显增大。导管顶端电极的大小和表面积与射频电流产生的组织损伤范围密切相关。适当增大顶端电极的大小，可增大射频消融的组织效应，因而可提高成功率。Kuck 等报告，使用大头电极（电极长 4mm，表面积 27mm<sup>2</sup>）导管可比使用常规 2mm 长度电极大大提高射频消融房室旁路的成功率。通过大头电极释放的平均电功率为通过标准电极释放的电功率的 4 倍。使用常规 2mm 电极消融房室旁道的成功率仅 28%，使用大头电极时的成功率提高到 95% ~ 98%。在射频消融过程中监测阻抗变化至关重要，阻抗突然增高表明局部组织已炭化，包绕在电极头周围，根据欧姆定律，电流将减少，不能在有效的创伤组织，应将导管撤出体外，并用盐水纱布清洗导管顶端电极。同时也说明，只有在组织与导管顶端接触紧密，尤其是射频能量输出偏高时才容易发生阻抗突然升高。以上已述及电极与组织接触的密切程度或接触压力直接影响射频的组织效应。心脏组织的情况也会影响射频电流的损伤程度。例如对于心肌梗死的瘢痕组织，射频电流的损伤作用很弱，而对正常的心脏组织创伤能力较强。射频对于婴幼儿心脏组织的损伤作用也可能强于对成年人心脏组织的作用。

## 5 射频和直流电能量比较

Huang 等在 18 条狗前瞻性的评价和比较了使用射频和直流电能量进行导管消融的作用。每只狗在左心室的两个部位以单极方式使用 100J（6 只狗）、200J（6 只狗）、300J（6 只狗）、接受单一的一次消融。使用交流电电击时均有暂时性左室压下

降和室壁运动异常。直流电消融后近期左室射血分数从消融前的( $50 \pm 2\%$ )下降到( $30 \pm 2\%$ ), 1~4 周后改善, 回升到( $43 \pm 2\%$ )。在射频组左室压、室壁运动或射血分数均无明显变化。直流电消融室所有狗立即发生持续性室性心动过速, 一支狗死于不能控制的心室颤动。射频电流发放时无持续性室性心动过速或室颤的发生, 消融后 24h Holter 监测, 所有用直流电的狗都有多阵室性心动过速, 而这种情况未见于使用射频电流的狗。CK 峰值、全血细胞计数和血细胞形态分析或 B-beta15-42-fibrinopeptid (一种纤维蛋白降解产物) 在两种能量之间未见明显区别。直流电组使用的 9 根电极导管中 2 条被损坏, 射频组无一根导管损坏。病理学上, 直流电产生的损伤( $143 \pm 24\text{mm}$ )明显大于射频电流产生的损伤( $46 \pm 8\text{mm}$ ;  $P < 0.001$ )。并且直流电所致损伤的边界不清, 伴有不均匀的纤维坏死和出血。从表 1-3 可以看出, 与直流电导管消融相比, 射频消融时: ①左室功能受损较轻; ②心律失常和心电图变化较少; ③对电极导

表 1-3 直流电和射频电流用于导管消融的比较

项 目	直 流 电	射 频 电 流
波 形	单形减幅正弦波	连续非调制正弦波
峰电压	2000 ~ 4000V	< 100V
气压伤	有	无
电火花	有	无
全身麻醉	需	不需
致心律失常	常见	罕见
左室功能受抑	有	无
导管坏损	常见	少见
能量控制	困难	容易
组织损伤范围	较大	容易
组织损伤特征	不均匀、不规则的宽边界	均匀、规则的窄边界

管损坏少见；④组织损伤均匀，边界清楚；⑤组织损伤孤立，局限和范围小。

临床应用也证明，80年代早中期使用直流电导管消融时发生的严重并发症，包括心室颤动，血流动力学改变和导致心包填塞的心壁穿孔很少见于射频电流消融。

## 参 考 文 献

1. D'arsonval M. Action physiologique des courants alternatifs. *Comp Rend Soc Biol*, 1891, 43:183-287
2. Mclean A. The Bovie electrosurgical current generator. *Arch Surg*, 1929, 18:1863-1870
3. Hang SKS, Jordan N, Graham, et al. Closed chest catheter desiccation of atrioventricular junction using radiofrequency energy: a new method of catheter ablation[Abstract]. *Circulation*, 1985, 72 (suppl3): III-389
4. Hang SKS, Bharati S, Graham, et al. Closed chest catheter desiccation of atrioventricular junction using radiofrequency energy \_ a new method of catheter ablation, *J Am Coll Cardiol*, 1987, 9:349
5. Fontaine G, Scheinman MM, EDS. Ablation in cardiac arrhythmias. Mount Kisco (NY): Futura Publishing Co, 1987, 118
6. Lemery R, Leung TK, Lavalley, et al. In vitro and in vivo effects within the coronary sinus of non-arcing and arcing shocks using a new system of low energy DC ablation. *Circulation*
7. Huang SKS. Advances in applications of radiofrequency current to catheter ablation therapy. *PACE*, 1991, 14:28-42
8. Huang SKS, Graham AR, Lee MA, et al. Comparison of catheter ablation using radiofrequency versus direct current energy: biophysical, electro-physiological, and pathologic observation to catheter ablation therapy. *PACE*, 1991, 18:1091
9. Pires LA, Huang SKS, Wagshal AB, et al. Temperature-guided radiofrequen-

- cy catheter ablation of closed-chest ventricular myocardium with a novel thermistor-tipped catheter. *Am Heart J*, 1994, 127:1614
10. Borggref M, Budde T, Podcezek A, et al. High frequency alternating current ablation of an accessory pathway in humans. *J Am Coll Cardiol*, 1987, 10:576
  11. Hindricks G, Haverkamp W, Gulker H, et al. Radiofrequency coagulation of ventricular myocardium: improved prediction of lesion size by monitoring catheter temperature. *Eur Heart J*, 1989, 10:972



## 第 2 章 射频电流导管消融的动物实验

### 1 射频电流消融房室交界区

已有很多关于射频电流消融不同心脏结构的动物试验。射频电流可有效的消融房室交界区而无并发症，常规使用 6F 或 7F 电极导管的远端电极与胸部电极板之间的单极放电方式，低功率(5 ~ 15W)，放电时间 10 ~ 20s 可导致急性和永久性完全性房室传导阻滞。但在大多数情况下，为实现完全性房室阻滞，可能需要改换电极导管的位置，多次发放射频电流。病理检查发现房室交界区有边界明显的凝固性坏死区，大多数的损伤累及房室结、房室交界区和希氏束。

### 2 射频电流消融冠状窦、二尖瓣和三尖瓣环

为了证实射频电流消融左侧或右侧房室旁路的可能性，人们在狗研究了射频电流消融对冠状窦、二尖瓣环和三尖瓣环的作用。Huang 等和 Langberg 等用射频电流导管在冠状窦内消融可产生累及左心房和左心室肌的孤立性损伤，说明冠状窦内可