



近代心脏介入性诊疗技术丛书

射频电流导管消融术 治疗心律失常

胡大一 黄永麟 编著

诸永康 审校

黑龙江科学技术出版社

41.705

近代心脏介入性诊疗技术丛书

射频电流导管消融术治疗心律失常

胡大一 黄永麟 编著

诸永康 审校

黑龙江科学技术出版社

(黑) 新登字第2号

内 容 提 要

《射频电流导管消融术治疗心律失常》是《近代心脏介入性诊疗技术丛书》之一。心脏介入性治疗技术是近年来临床用于治疗冠心病、心瓣膜病、心律失常取得独特疗效并具有广阔前景的新方法。

本书由开展此项工作卓有成效的我国著名心血管疾病专家胡大一、黄永麟编著。书中详细介绍了射频电流导管消融术治疗心律失常的原理、临床适应症及注意事项等。本书主要特点：①实用价值高。各章节分段均服从于实际需要；②突出自己的经验，关键之处更见细致详尽；③资料先进，反映出国内外先进水平，是从事导管消融术的临床医生、研究生、医学生提高诊疗技术水平的必要参考书。

责 任 编 辑：常 虹

封 面 设 计：张秉顺

版 式 设 计：王 莉

近代心脏介入性诊疗技术丛书

射频电流导管消融术治疗心律失常

胡大一 黄永麟 编著

诸永康 审校

黑龙江科学技术出版社出版

(哈尔滨市南岗区建设街41号)

哈尔滨工业大学印刷厂印刷

黑 龙 江 省 新 华 书 店 发 行

787×1092毫米32开本2.75印张1插页58千字

1994年2月第1版 1994年2月第1次印刷

印数：1—5000册 定价：5.00元

ISBN 7-5388-2404-3/R·322

序

近 20 年来，我国心血管诊疗技术在老一辈专家的带动下，已取得了长足的进展。各种影像技术的迅速发展使心脏血管的功能被进一步揭示和认识，促使临床医学发生了重大变革；溶栓剂、转换酶抑制剂等许多新药进行大规模临床试验，并被证实具有特殊的功效；介入性导管技术治疗冠心病、心瓣膜病、心律失常已取得令人惊叹的独特疗效；心脏移植术的成功开展更给人以耳目一新，振奋欣慰之感。

但是就全国范围来说，各地开展的工作还不平衡，国内外的成功经验亟待总结、交流和引进。鉴于此，我们准备编写一套《近代心脏介入性诊疗技术丛书》，主要介绍近年来心血管疾病的介入性诊疗新技术。每个专题独立成册，争取近期内出齐。编著者均为在我国开展这些新技术卓有成就的专家。

祈盼本套丛书的出版能为促进我国介入性诊疗技术的发展贡献一份力量。

黄永麟 胡大一

1994年元月

前 言

导管消融治疗快速心律失常的医疗实践起始于本世纪80年代初。它开创了心律失常介入治疗的一个全新的时代。该技术最早使用的能源为直流电。由于直流电消融可能导致严重并发症，人们对其安全性的忧虑，使这项技术的临床应用受到极大限制。虽然国内外在80年代初、中期对直流电导管消融作了有益的临床应用探索，但它始终未能普遍和大规模应用于临床。

1987年射频电流首次用于临床的导管消融进行心律失常的治疗。它的安全性和有效性迅速引起人们的兴趣，在不到5年的时间内，得到极大发展，已经成为预激综合征和房室结折返性心动过速等常见心律失常的根治性治疗和首选疗法之一。近年来射频导管消融技术在室性心动过速、心房扑动和房性心动过速的临床初步应用也取得了可喜的成果，有望在这些领域中起到一定作用。对于心室率难以控制、血液动力学不稳定或进行性恶化的快速房性心律失常病人，可选择性作房室结改良，减慢房室传导，减慢心室率；也可消融希氏束，导致完全性房室阻滞，之后再植入心室起搏器。

室上性快速心律失常在我国十分常见。如果按预激综合征发病率为5%计算，再加上房室结折返性心动过速，我国大约有500万左右的病人，并且其中大多为青少年和中年患者。射频导管消融技术可使这些病人获得根治，而与其心律失常告别。可以讲在一定意义上，解脱疾病比解脱贫困更重

要。射频电流导管消融技术的社会意义是显而易见的。

射频电流导管消融的医疗实践刺激了从分子细胞到临床的全方位基础与临床研究的深入发展，具有重要的学术意义。为此，我们将近年来临床开展射频电流导管消融术治疗心律失常的经验和体会进行了总结和整理，并参阅了国外的有关先进资料编写成册，期望本书的出版将有助于从事心血管专业的临床医生、研究生、医学生学习、了解和掌握这一新兴的技术，促进我国介入性心血管诊疗新技术的迅速发展，造福于人民。

由于作者水平所限，加之时间仓促，书中不足之处在所难免，恳请老一辈专家、同道和读者批评指正。

编 著 者

1994年元月

目 录

第一章 射频能量简介	(1)
一、射频能量在临床医学的应用史.....	(1)
二、射频能量的物理特性.....	(2)
三、射频电流导管消融的解剖和组织学作用.....	(3)
四、射频消融产生损伤大小的决定因素.....	(4)
五、射频和直流电能量比较.....	(7)
第二章 射频电流导管消融的动物实验	(9)
一、射频电流消融房室交界区.....	(9)
二、射频电流消融冠状窦、二尖瓣和三尖瓣环...	(10)
三、射频电流消融心房和心室肌.....	(10)
第三章 开展射频消融治疗心律失常的设备和专业人员训练	(13)
一、设备.....	(13)
二、专业人员训练.....	(14)
第四章 射频电流导管消融的适应症	(15)
第五章 射频电流导管消融的方法学和操作步骤	(23)
一、病人的术前准备.....	(23)
二、射频电流导管消融操作过程中病人的一些常规处理.....	(23)
三、电生理检查和标测消融的程序.....	(24)
四、WPW 综合征和隐匿性旁路的消融方法.....	(27)
五、房室结折返性心动过速的射频电流导管消融方法——房室结改良.....	(46)
六、房扑、房速和室速的射频消融术.....	(55)

第六章	射频电流导管消融的并发症及其处理 ·····	(62)
第七章	射频电流导管消融后的随访 ·····	(65)
第八章	锁骨下静脉穿刺与冠状窦电极置放 ·····	(67)
	一、锁骨下静脉穿刺·····	(67)
	二、冠状窦电极置放·····	(71)
第九章	射频消融术中一些值得注意的问题 ·····	(75)

第一章 射频能量简介

一、射频能量在临床医学的应用史

自1891年 D.Arsonval 应用交流电可避免手术期间的不良作用以来，高频交流电射频电流 (radiofrequency) 已在外科手术中使用了一个多世纪。但直到1928年，Bovie 在手术中应用标准的电手术器械，才有了可供临床使用的射频能量发放装置。20世纪70年代，固态装置大大缩小了发射器的体积和重量，同时在调制波形和经导管监测温度，控制阻抗和输出电压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。实际上射频能量已广泛应用于医疗实践，如神经外科、泌尿外科、皮肤肿瘤科等。直至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研究，证实了射频能量用于人体的安全性、可行性。1987年首次临床应用治疗心律失常成功。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性，对导管电极的设计不断加以改进。并且随着临床操作者经验的积累，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。

二、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（峰电压与均方根电压之比率）、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气分裂开。短的电火花在蒸气内闪亮。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，对组织产生电火花，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，使组织碳化。③电手术干燥。没有电火花的低功率凝固。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 (Hz) (周/秒)	命 名
50~60Hz	交 流 电
20~20 000Hz	可听声波
100KHz~1.5MHz	射 频
1.5MHz~10MHz	超 声
1 000MHz~3 000MHz	微 波

选用射频能量第三种作用，即干燥作用进行导管消融，以避免电火花和高电压气压伤。在干燥时，电极与心脏组织

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，使细胞内外的水分蒸发，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（图1-1）。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 100V（正常多在 40~60V），平均阻抗 80~120 Ω 和均方根电流 0.2~0.6A。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无产生气压伤作用。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麻。但导管顶端电极在冠状窦口或在心房侧放电时，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。

三、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，不破坏周围正常组织。由于电流从电极到组织辐射性流动，损伤的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

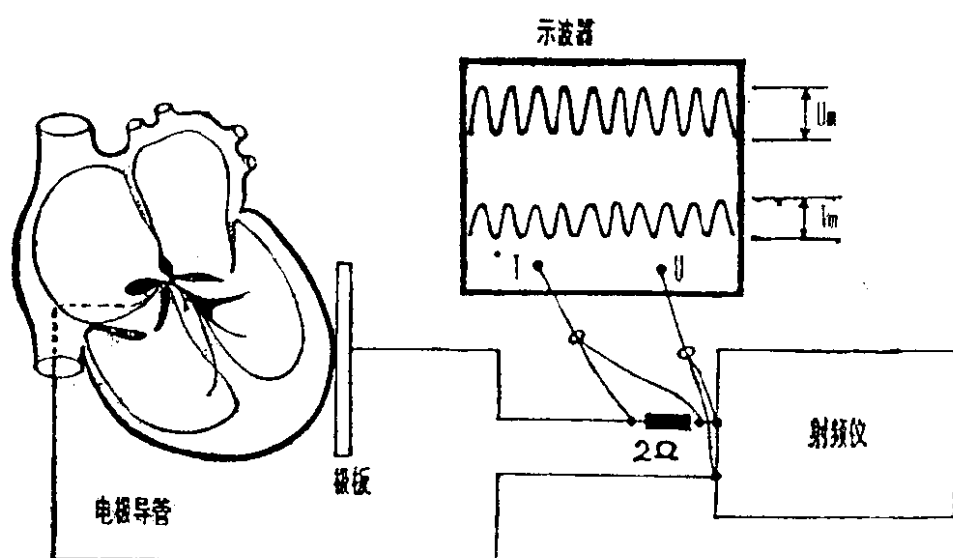


图 1-1 射频仪工作原理图

注：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 2Ω 电阻上的电压转换获得

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 ($0.1\sim0.3\text{mm}$)。这一窄条肉芽组织与周围无纤维化或蒸发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症细胞，心肌偶尔被肉芽组织取代。

四、射频消融产生损伤大小的决定因素

一般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

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。对于人体“主动电极”和组织面的接触点实现这两个条件，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。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个因素（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，即使在壁薄的心房，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2-1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，对于安全有效地开展这一介入治疗技术具有重要意义。

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电阻
传递性热损失
电极与组织接触的紧密程度
顶端电极的形状和大小
心脏组织的特征（正常还是瘢痕组织）

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，导管贴放在三尖瓣环之心房侧时更为突出，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 1987年首先提出对导管顶端温度监测的设想，Haines的研究证实了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。

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10秒，损伤组织范围与时间关系的曲线斜率最大。放电的10~30秒，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30~60秒期间，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27mm²）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电极消融房室旁路的成功率仅28%，

使用“大头”电极时的成功率提高到79%。

在射频消融过程中监测阻抗变化至关重要。阻抗突然增高，表明局部组织已碳化，包绕在电极头周围。根据欧姆定律，电流将减少，不再能有效创伤组织，应将导管撤出到体外，用盐水纱布清洗导管顶端电极。同时应说明，只有在组织与导管顶端接触紧密，尤其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。例如对于心肌梗塞的瘢痕组织，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。

五、射频和直流电能量比较

Huang等在18只狗前瞻性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）和300J（6只狗），接受单一的一次消融。使用直流电电击时，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 $50 \pm 2\%$ ，下降至 $34 \pm 2\%$ ($P < 0.001$)，1~4周后改善，回升至 $43 \pm 3\%$ 。在射频组，左室压、室壁运动或射血分数均无明显变化。直流电消融时，所有狗立即发生持续性室性心动过速，一只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心室颤动发生。消融后24小时Holter监测发现所有用直流电的狗都有多阵室性心动过速，而此种情况仅见于2只使用射频电流的

狗。CK峰值、全血细胞计数和血细胞形态涂片或B-beta 15~42 fibrinopeptide (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 ($143 \pm 24\text{mm}^3$) 明显大于射频电流产生的损伤 ($46 \pm 8\text{mm}^3$, $P < 0.001$)。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。

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	2 000~4 000V	<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	较 小
组织损伤特征	不均匀	均 匀
	不规则的宽边界	窄而清楚边界

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, 血液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。

第二章 射频电流导管消融的动物实验

一、射频电流消融房室交界区

已有关于射频电流消融不同心脏结构的广泛动物实验。射频电流可有效消融房室交界区，无并发症。常规使用6F或7F 电极导管的远端电极和胸部电极板之间的单极放电方式，低功率（5~15W），发放时间 10~20 秒可致急性和永久性完全性房室阻滞。但在大多数情况，为实现完全性房室阻滞，可能需要改换电极位置，多次发放射频电流。病理检查发现，房室交界区有边界分明的凝固性坏死区，大多数的损伤累及房室结、房结交界区和希氏束（图2-1）。



图 2-1 射频消融房室交界区室间隔的顶部组织病理学改变
注：见室间隔顶部内膜下心室肌呈均匀一致凝固坏死，与其周围心肌界限清楚