

实用心脏起搏学



CARDIAC PACING FOR THE CLINICIAN

**FRED M. KUSUMOTO
NORA F. GOLDSCHLAGER
EDITORS**

主译 郭继鸿 王 斌

北京大学医学出版社

CARDIAC PACING FOR THE CLINICIAN

实用心脏起搏学

主编：Fred M. Kusumoto

Nora F. Goldschlager

主译：郭继鸿 王 斌

北京大学医学出版社

SHIYONG XINZANG QIBOXUE

图书在版编目 (CIP) 数据

实用心脏起搏学 / (美) 楠本 (Kusumoto, F.M.),
(美) 戈德施拉格 (Goldschlager, N.F.) 主编; 郭继
鸿, 王斌主译, —北京: 北京大学医学出版社, 2003.1
书名原文: Cardiac Pacing for the Clinician
ISBN 7-81071-393-0

I. 实… II. ①楠…②戈…③郭…④王…
III. 心脏起搏器 IV. R654.2

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2002) 第 098133 号

本书由美国 Lippincott Williams & Wilkins 出版公司授权北京大学医学出版社在中国出版。未经出版者预先书面许可, 不得以任何方式复制或抄袭本书的任何部分。

北京市版权局著作权合同登记号: 01-2002-3305

北京大学医学出版社出版发行

(100083 北京市海淀区学院路 38 号 北京大学医学部院内)

责任编辑: 靳新强

责任校对: 周 励

责任印制: 张京生

莱芜市圣龙印务书刊有限责任公司印刷 新华书店经销

开本: 787mm × 1092mm 1/16 印张: 29 字数: 637 千字

2003 年 7 月第 1 版 2003 年 7 月第 1 次印刷 印数: 1-2500 册

定价: 88.00 元

版权所有 不得翻印

译者名单

主 译：郭继鸿 王 斌

译 者：(以姓氏笔画为序)

王立群	北京大学人民医院
王 斌	北京大学航天中心医院
王智勇	内蒙古自治区医院
许 原	北京大学人民医院
刘肆仁	北京市第六医院
李学斌	北京大学人民医院
李 鼎	北京大学人民医院
李 镒	北京大学航天中心医院
吴立荣	贵阳医学院附属医院
张 萍	北京大学人民医院
张海澄	北京大学人民医院
金 华	北京市健宫医院
洪 江	北京大学人民医院
黄卫斌	北京大学人民医院
郭继鸿	北京大学人民医院
靳维华	北京大学航天中心医院

序

早在 18 世纪末，就有医生推测电可以用于刺激心脏。1882 年，Von Ziemssen 用电流直接刺激一名因胸壁肿瘤切除前胸的妇女的心脏。1952 年，Zoll 经胸应用电流起搏心脏。1958 年，外科医生 Ake Senning 和工程师 Rune Elmquist 为一例三度房室阻滞患者植入了世界第一台植入式心脏起搏器。此后，Furman 和 Robinson 开创了经静脉植入电极导线进行心脏起搏的技术。20 世纪 60 年代后期，Mirowski 及同事提出了埋藏式心律转复除颤器的概念。在过去的 40 年，植入式心脏起搏器和除颤器已成为心动过缓和心动过速病人的重要治疗手段。估计，美国每年植入 10 万台起搏器和 4 万台心律转复除颤器。

几年前，一名心脏科同事建议我们编写一本有关起搏器和心律转复除颤器的参考书，系统介绍其最新功能，供心脏科进修医师和普通心内科医师使用。过去，已经出版了很多关于起搏器或心律转复除颤器治疗的系统教科书和手册，但仍然难以找到一本以心律失常装置治疗为重点、突出临床、面向非心脏电生理专业医师的综合性参考书，《实用心脏起搏学》的出版将填补此空缺。本书是为植入心律失常装置病人的日常管理提供简洁而必要的信息，内容面向一般的心内科医师、正在培训的进修医师和对起搏器及除颤器感兴趣的内科医师。由于本书强调心脏起搏的临床实用性，因此希望对植入心脏装置的外科医师、临床护士和起搏器技术人员也有所裨益。

全书共分四部分。第一部分论述起搏系统本身：起搏导线、脉冲发生器和工作模式。关于心脏起搏的物理学和工程学原理的论述侧重临床实用。除了起搏系统外，对永久起搏系统的植入方法、电极导线的拔除和临时起搏应用的介绍也侧重实用性。第二部分论述特殊情况时起搏治疗的应用。除了起搏治疗的经典适应证——心动过缓，如窦房结和房室结疾病外，还介绍了儿科病人及重症监护下的起搏技术。第三部分着重论述了植入起搏系统病人的评价与随访。最新的起搏系统有一系列复杂的程控参数，使不同的病人都能得到最佳的起搏治疗。第四部分介绍埋藏式心律转复除颤器的临床应用。书中选用的插图、表格和图表内容广泛，有助于对本书的理解。

在过去的 40 年，起搏器和心律转复除颤器已发展为功能复杂的精密装置，成为多种心律失常治疗的首选、标准的方法。我们相信，《实用心脏起搏学》能够为读者提供起搏器和心律转复除颤器应用中需要的基本知识。

Fred M. Kusumoto, M.D.

Nora F. Goldschlager, M.D.

前 言

自上个世纪初 Einthoven 发明心电图以来,心脏电生理领域取得了突飞猛进的进展。早在 20 世纪 30 年代就已开始经胸心脏起搏,但直到 20 世纪后半叶,起搏技术才取得迅速的发展。在 20 世纪 50 年代,就有经皮、经食管和经静脉心脏起搏的描述。历史刚刚跨入 21 世纪,每月都有新型起搏器和新型心律转复除颤器投入临床应用,飞速的进展使我们眼花缭乱。要想跟上知识的更新并非易事,但本书会使人奋起直追。

涉足起搏器的医师有三个层次:专家,通常是电生理学家,他们将大部分时间奉献给起搏治疗;医师,通常是心脏病学家和心胸外科医师,他们通常植入起搏器并随访;全科医师,他们要诊治需要植入或已经植入起搏器的病人,因此要大致熟悉起搏器及适应证。虽然本书的主要对象是上述中间层次的医师,但书中丰富的物理学知识也会激起专家们的兴趣,书中详实的临床资料也会令全科医师感兴趣。尤其是正在培训的进修医师会发现,这本《实用心脏起搏学》是应用心律失常装置治疗的详实指南;我建议所有的心脏科进修医师都应读这本书。

第一部分,“起搏系统和功能模式”提供了有关起搏系统各个方面的临床实用信息。在这部分,作者详细地描述了起搏器的植入,包括建立实验室所需的设备和人员。全科医师会对第二部分“特殊临床情况时的起搏治疗”更感兴趣。该部分介绍了起搏器临床应用的非常实用的知识。每个讨论都包括对临床问题的描述和诊断。此外,本书引用了美国心脏学会/美国心脏协会(ACC/AHA)关于心律失常治疗装置的应用指南,这些指南已被许多卫生保健组织采用。第九章讨论起搏治疗的新适应证,包括起搏治疗和预防心房颤动、起搏治疗肥厚型梗阻性心肌病及扩张型心肌病,以及其他几种临床情况。这些知识会使全科医师有能力站在现代起搏治疗的前沿,为新的起搏适应证的疗效评价构筑框架。

第三部分,“起搏系统的评价及随访”介绍了起搏器管理的实用方法,包括病史采集、体检和应用简单胸部 X 线检查等基本内容。并讨论了起搏器病人接受特殊诊疗措施时(如射频消融和磁共振成像等)的处理。该部分还讨论了与起搏器有关的新问题,包括移动电话和商场安全检测系统对起搏器的影响。

第四部分“埋藏式心律转复除颤器”介绍了心脏自动转复除颤器的最新临床试验和适应证,这部分内容具有特别价值,使任何从事心脏病医疗的人都能从中获益。

Kusumoto 和 Goldschlager 博士组织了一个专家小组,他们写出的章节简明扼要、十分实用。此外,编辑也都是名副其实的高手,他们的亲自编辑已为本书增光添色。我相信每一位读者都会像我一样喜欢这本书。

新墨西哥大学医学院心脏科主任,教授

Michael H. Crawford, M.D.

Robert S. Flinn, M.D.

致 谢

所有的书籍都是许多人共同努力的结果。我们感谢本书所有作者奉献的专业知识和宝贵的时间。正是 Lippincott Williams & Wilkins 出版社的 Jonathan Pine 最初的激情成为我们编写本书的动力。我们非常感谢 Michael Standen 和 Ruth Weinberg 的高超编辑技巧。Tasha St. Onge 提供了宝贵的支持。最后，我们也向我们的家人表示感谢，他们为本书的出版牺牲了许多足球赛、夜晚和周末。

中译本前言

2001年11月28日,植入世界第一例起搏器的病人,86岁的 Arne Larsson 因癌症在斯德哥尔摩去世。Arne Larsson 43岁时因三度房室阻滞、反复晕厥于1958年勇敢地接受了这一全新的治疗技术——人工心脏起搏器植入术,当时还没有经静脉置入电极导线的技术,只能开胸植入电极导线。其后,他在起搏器的伴随下奇迹般地健康生活了43年,先后应用了22个起搏器。Arne Larsson 的后半生成了心脏起搏器整个发展史的真实写照。三度房室阻滞病人在诊断后第一年的死亡率高达50%, Arne Larsson 的一生向世人证明心脏起搏器是治疗,甚至是根治缓慢型心律失常安全而有效的方法。

今天,永久型人工心脏起搏器已经走完了45年的历程。45年来,心脏起搏器的植入部位已从单腔发展到双腔、三腔,甚至四腔。心脏起搏器的功能也从固律(率)型发展到按需型、生理型及自动化型。自动化使植入人体的起搏器工作参数能根据其收集到的自身心律和起搏器工作的详细资料进行工作参数的自动调整,使其以最佳的工作方式服务于病人,既提高了起搏器的工作质量,又减少了起搏器的随访次数。心脏起搏器的另一项发展是植入的适应证已从单纯的治疗缓慢型心律失常扩展到治疗和预防过速型心律失常,例如预防阵发性心房颤动、先天性长QT综合征伴发的恶性室性心律失常等,而且初步结果令人鼓舞。除此之外,心脏起搏器已经开始应用于其他非心律失常疾患,例如肥厚型梗阻性心肌病、神经介导性晕厥、顽固性充血性心力衰竭等。还应看到,心脏起搏器不仅是一项治疗技术,还是一项重要的诊断技术,可以将其感知和存储的心律失常资料提供给医生,提高医生对心律失常的认识能力、诊断能力和治疗水平。

心脏起搏器技术正在迅速地发展和更新换代,从事起搏专业的医生和技术人员也在不断更新迭换。目前,国内心脏起搏器专业领域需要扩充大量的新兵、新秀、新的专家,对于这些人,坚实的基础尤其重要。有人说,阿尔卑斯山的巅峰只会出现在群峰之上,而不会座落在沙滩。本书有进展的内容,但更偏向于基础。这对年轻的医生尤为适合。

在本书面世之际,衷心感谢参加本书翻译的同道。本书是集体智慧、集体辛勤笔耕的硕果,主译仅仅是组织者,是参与者之一。还要感谢出版社的王凤廷老师,本书是我们志同道合、美好合作的又一丰碑。

最后,衷心希望年轻有为、前程无量的同道潜心读书、勇于实践、打好基础、根深叶茂。衷心希望我国的心脏起搏事业不断发展和腾飞,早日跨入世界先进之列。

郭继鸿 王 斌

2003年5月于北京

目 录

第 I 部分 起搏系统和功能模式

第 1 章	起搏电极导线	(3)
第 2 章	脉冲发生器	(37)
第 3 章	起搏器功能模式	(56)
第 4 章	植入技术	(82)
第 5 章	心内膜电极导线的拔除	(144)
第 6 章	临时心脏起搏技术	(171)

第 II 部分 特殊临床情况的起搏治疗

第 7 章	窦房结功能障碍	(189)
第 8 章	获得性房室阻滞	(203)
第 9 章	心脏起搏的新适应证	(226)
第 10 章	儿童的起搏治疗	(243)
第 11 章	重症监护病房中的心脏起搏	(255)

第 III 部分 起搏系统的评估与随访

第 12 章	起搏器患者的随访	(277)
第 13 章	可植入性心律失常治疗装置的放射影像学	(315)
第 14 章	环境对心脏起搏系统的影响	(338)

第 IV 部分 埋藏式心律转复除颤器

第 15 章	植入埋藏式心律转复除颤器的适应证	(357)
第 16 章	埋藏式心律转复除颤器的功能和植入	(383)
第 17 章	埋藏式心律转复除颤器患者的随访	(409)
索引		(427)

起搏系统和功能模式

第 1 章

起搏电极导线

Harry G. Mond

心脏起搏器的电极导线是能植入人体的相对脆弱的导电金属线, 外有绝缘层包裹, 其功能是把起搏器的能源及复杂的电子线路与心脏联系在一起。起搏电极导线在传输起搏器向心肌发放脉冲、把心脏的腔内电图传输到起搏器感知线路两个方面都起着关键作用。

起搏电极导线的远端有一个或多个电极, 其近端有接头与起搏器连接。与起搏器及传感器技术的迅速发展相比较, 起搏电极导线的发展相对滞后。本章阐述起搏的细胞电生理学及物理学, 同时也复习电极导线设计的工程学概念及临床应用。

历 史

按照现代的标准, 早期的心脏起搏电极导线既简单又不可靠。心外膜或心外膜心肌电极导线, 需开胸手术暴露心脏才能植入。这种电极导线无绝缘层的部分直接与心肌连接, 从起搏器的包装中取出时, 导线就直接与起搏器的电子线路连接。不管是电极导线故障还是起搏器故障, 都需把两部分一起更换, 因此需再次开胸手术。对电极导线与起搏器分开的需求、对特殊电极导线的需求已变得十分迫切。随着时间的

推移, 心外膜电极导线变成板状或针状心外膜心肌的电极导线。这些早期电极导线的起搏阈值经常很高, 并且因心脏和膈肌的不断运动, 电极导线会受到较强的应力, 从而导致导线折断或绝缘层破裂。

必须反复开胸手术修复或置换起搏电极导线的弊端引起研究者对经静脉途径插入起搏电极导线的关注。早期的经静脉电极导线由带状不锈钢导线及环绕的涤纶芯构成。用聚乙烯作绝缘层, 无固定装置(图 1. 1)。负极有较大的刺激表面积(约 100mm^2), 因此起搏阻抗很低而电流损耗较大。由于没有中心导丝支撑电极导线, 使这种电极导线很难插入。植入过程中, 由于电极导线较柔软, 难以放置到右室心尖部。一旦植入, 因为缺乏固定装置, 常发生电极导线的脱位。这种电极导线经头静脉或颈外静脉插入, 沿胸壁皮下隧道到腹部, 与体积较大的起搏器连接。

在近端, 这种电极导线的接头在手术时制备, 剥离其局部的绝缘层, 把裸露的导电金属线直接插入起搏器的连接孔内。插入点是用“O”形硅胶环和“T”形硅胶管围绕电极导线达到绝缘, 再用塑料螺钉帽覆盖, 使固定螺钉绝缘。固定螺钉用于确保起搏导线与起搏器连接。手术过程漫长而乏味, 连接部分脆弱而不可靠。

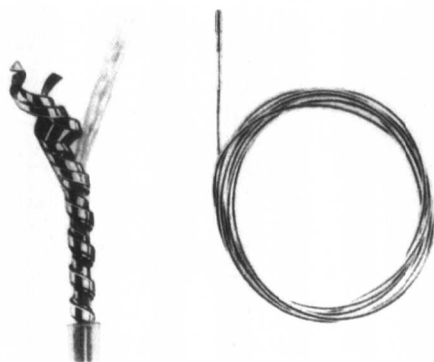


图 1.1 早期的经静脉心室起搏电极导线：Elema 588。左图：电极导线有一根涤纶芯，至少三根带状不锈钢导线及聚乙烯绝缘层。右图：电极很大，无固定装置。电极导线超过 100cm 长，使其能经隧道从锁骨下区域到达埋藏脉冲发生器的腹部，与起搏器的连接器相连。

早期的起搏电极导线既有单极也有双极。双极心外膜或心外膜心肌起搏系统需两根电极导线，含有正极和负极导线的两根平行绝缘管组成的单根电极导线构成经静脉双极起搏系统。在 70 年代后期，绝大多数起搏电极导线都是单极，负极的表面积 $8 \sim 12\text{mm}^2$ 。导线是中空的螺旋状盘绕的金属线，可允许导丝进入到远端，协助电极导线放置在心脏内。早期的固定装置是楔形电极，后来变为翼状电极。随着起搏器越来越小，埋藏部位改为锁骨下区域，由于不需要皮下隧道，进而研制出有接头的电极导线。

起搏的细胞电 生理学和物理学

心脏除极

如同激动沿正常的心脏传导系统及希浦系纤维网传播一样，人工心脏起搏器的电刺激也将引起单个或多个心肌细胞的除极。为了使心肌细胞除极，发放的人工起搏刺激电场的强度必须超过心肌细胞兴奋

的阈电压。除极时将引发一连串复杂的细胞膜内向和外向离子流，并形成动作电位。然后，冲动或除极波离开刺激部位，通过细胞间的缝隙或闰盘连接，从一个心肌细胞向另一个细胞传播，正常细胞的缝隙连接或闰盘的除极阻抗很低。以这种方式，冲动将传遍整个心房以及整个心室，然后通过兴奋-收缩耦联的机制引起心肌收缩。病理情况下，如心肌缺血，由于闰盘阻抗升高，传导变得缓慢。

电极导线或起搏系统的阻抗

任何时候电子流动产生的电流或电子流都会遇到阻抗。对于起搏系统来说，阻抗取决于多个组成部分间复杂的相互作用。由于某些组成部分也具有贮存电荷的能力（电容），阻抗这一术语总体上来说是可取的。在电极导线植入时，就是测量这一系列复杂的阻抗和电容因素，一般称为系统阻抗。系统阻抗一般认为有五个基本组成部分：较低的电极导线阻抗、较高的负极阻抗、在电极-组织界面复杂的极化效应、较低的组织阻抗及正极阻抗（图 1.2）。

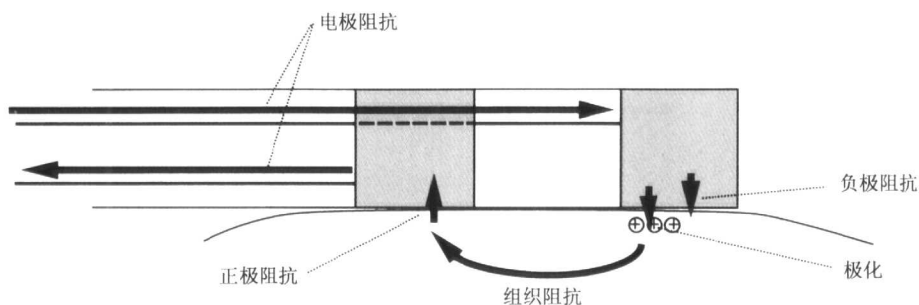


图 1.2 双极导线中决定系统阻抗因素的示意图 箭头表示电流方向。电流阻抗出现在电极导线（导线阻抗）、负极组织界面（负极阻抗和极化效应）、心肌内（组织阻抗）及正极（正极阻抗）。最主要的系统阻抗是负极阻抗和极化效应。

导电金属线阻抗

起搏电极导线内，电极导线的接头到负极之间的电流阻抗相对较低，因为现代电极导线所用材料的阻抗很低（ $5 \sim 50\Omega$ ）。这是为了防止向负极释放能量时损耗过高。例如，阻抗很高的导线就像电热器，在导线内产生热能。因此，最终到达负极的电流或电子数目将明显减少。与此类似，电极导线的部分断裂或完全断裂将使阻抗增高。这两种情况发生时，尽管存在足够的电压，但是达到导线远端的电流或电子密度可能不足以刺激心肌兴奋。这种情况可用欧姆定律解释：

$$\text{电压}(V) = \text{电流}(I) \times \text{阻抗}(R)$$

电压固定时，如果阻抗升高，电流受到阻碍，则没有足够的电子到达负极使周围心肌组织除极。

负极阻抗

尽管要求导线内阻抗很低，但负极阻抗则相反。高阻抗细电极可浓集电流，提高电流密度，可使电极-组织界面以外的心肌细胞在低电压下除极。相反，粗电极阻抗低，可使相当一部分电流损耗。

极化效应

在电极-组织的界面有阻抗因素或电容效应，称为极化效应。解释极化效应时需要了解电极-组织界面部位复杂的电化学变化。金属导线内的电学特性遵循着欧姆定律，简单地说是遵循电子流动规律。但是，在人体组织，电流是由携带电荷的离子如 Cl^- 离子的运动产生。当电流从电极流向组织时，将欧姆定律的能量转换为电极-组织界面的离子能量，并引起局部化学反应，使阴离子向前流动，留下一排被电极表面电子所吸引的阳离子（图 1.3）。这些带正电荷离子的电容效应是离子流动的阻碍因素或阻抗，是极化效应的基础。可解释起搏刺激发放期间出现的阻抗变化。在恒压刺激的前边电容为零。在刺激过程中，电容量增加，在刺激的尾边达到最大（图 1.4）。在刺激后电容量逐渐减少，阳离子消失，恢复电极-组织界面的电平衡。这些离子在心肌内的聚集构成起搏刺激后记录到的特征性后电位。

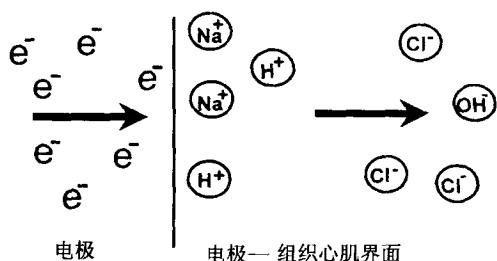


图 1.3 电极-组织界面的极化效应 在电极内, 电流是电子 (e^-) 运动产生的。在电极-组织界面, 电流变成离子的流动。阴离子 (Cl^- 、 OH^-) 流入组织向正极方向移动, 留下被电子吸引的阳离子。电极-组织界面的这种电容效应是极化效应的基础。

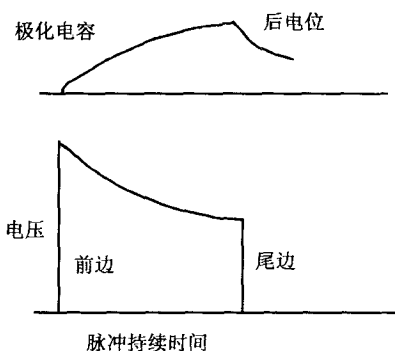


图 1.4 脉冲发生器释放恒压刺激时电极-组织界面极化效应的变化 在刺激的开始极化电容为零, 随着脉冲持续期间阻抗的增大, 电容效应成为电流的屏障。刺激停止时是尾边, 此时电流阻抗达最高。接着, 随着阳离子的消失, 电容效应呈指数形式下降, 并形成后电位。

与负极阻抗一样, 电化极化效应随着电极几何表面积的缩小而增加。因此, 能增加电流密度的较细的电极也使负极阻抗增高, 因为这些较小面积的电极同时出现较高的极化效应, 增加了能量消耗。除了电极面积大小之外, 极化效应还取决于电极导线植入的时间、电极的材料、电极的表面结构、释放的电流 (电流低时增强)、脉宽 (脉宽过宽时增强)、组织化学

成分及刺激的极性。极化效应占总起搏阻抗的 30% ~ 40%, 但是在某些表面光滑、面积较小的电极可高达 70%。在以后的讨论中, 电极导线技术的许多进展都是围绕着如何最低限度地减小极化效应而表面积较小电极的研制。

组织阻抗

离开电极-组织界面的局部后, 电流流向正极。在负极与正极之间所有组织的阻抗称为组织阻抗。双极系统的正极是一个环状电极, 位于心室内, 距负极仅几厘米, 双极系统的组织阻抗取决于心内膜心肌细胞、细胞外成分及体液 (图 1.5)。单极系统中起搏器本身的一块较大的金属壳作为正极, 心脏和非心脏组织都构成单极系统的组织阻抗。一般情况下, 绝大多数这些组织含有大量水分及电解质, 因此不论是双极还是单极起搏系统, 组织阻抗相似。

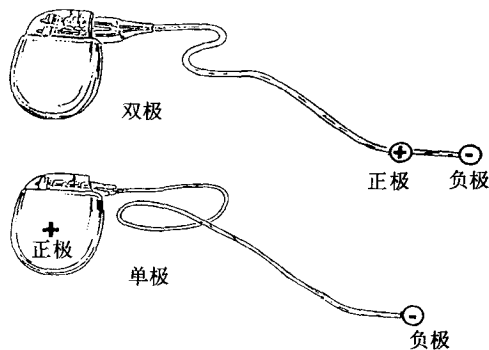


图 1.5 单极与双极电极导线系统之间差别的示意图

正极阻抗

最后要考虑的是正极阻抗。由于极化效应复杂的阻抗特征, 用较大的正极确保电流回路的完整性, 不增加电流的阻抗。但是, 由于正极阻抗在现代起搏电极导线中占整个系统阻抗的比例很小, 使双极与

单极系统的系统阻抗没有明显差别。

刺激阈值和强度时间的关系

确切地说，起搏阈值是指能够在心脏的不应期以外持续有效地刺激心脏，使之除极所需要的最低电压或电流。按照常规，“持续”是指至少连续五次搏动。在临床实践中，多应用电压（伏 V）和脉宽（毫秒 ms）表示。然而，在电极导线的研究中，常涉及大量衍生参数包括电流（毫安 mA）、能量（微焦耳 μJ ）及电量（微库仑 μC ），但是这些参数在临床中很少应用。这些参数将在本章的后面部分讨论。

起搏阈值是在电极导线植入时测量，任何情况下，不论怀疑或已证实起搏失灵或常规更换起搏器时，再次手术都应重新测量起搏阈值。现代起搏器可内置程序进行无创性测定起搏阈值的电压或脉宽，可编程输出能量，最大限度地延长起搏器寿命。根据起搏阈值测定结果，实际输出电压至少程控为电压阈值的两倍以上（2:1 的安全范围），或脉宽至少程控为脉宽阈值的三倍以上（3:1 的安全范围）。最近，已出现心室电压阈值自动测定程序，能够自动反复测量心室刺激阈值，然后自动调整电压输出值恰好在电压阈值之上。这种方式的最大优点是可以相当低的电压输出值进行起搏，节约能源。

在植入时及随访期间有许多因素影响起搏阈值，其中绝大多数将在本章后面部分详细讨论。但是，除了负极，重要的影响因素是组织特性，包括组织缺血或纤维化，这些常导致起搏阈值升高。有趣的是，单个心肌细胞的刺激阈值取决于细胞在电场中的方向。平行于电场的细胞比垂直于电场的细胞刺激阈值低。与此相似，负极（阴极）刺激比正极（阳极）刺激的阈值明

显低。另一个影响起搏阈值的重要因素是距最近的正常心肌细胞的距离。起搏阈值与到最近的可兴奋细胞距离的平方成反比。 $>0.5\text{mm}$ 的距离就可使起搏阈值发生明显变化。这种因素在起搏器植入后的最初 6 个月内可导致自发性起搏阈值增高，表现为阈值增高性输出阻滞（电压刺激阈值高于起搏器的输出值），称为微脱位或微移位。

另一个影响起搏阈值的因素是作用于心肌的刺激电压或电流的脉宽。这种脉宽称为脉冲脉宽。显然，脉宽越窄，起搏阈值将越高。刺激电压阈值与脉宽之间这种非线性指数关系可用强度—脉宽曲线表示。了解强度—脉宽曲线呈非线性特征，对起搏系统的设计与输出程控都至关重要（图 1.6）。对于现代的心房或心室心内膜电极导线，电压或电流刺激阈值在脉宽 0.5ms 以上保持相对恒定。相反，脉宽低于 0.2ms 可使起搏阈值明显升高，随着脉宽接近零，起搏阈值趋向无穷大。对于大多数电极，有最大能量效率的脉宽范围 $0.25 \sim 0.6\text{ms}$ 。由于电压或电流起搏阈值在电极导线植入后可升高，同一根电极导线的急性与慢性强度—脉宽曲线不同。因此，强度—脉宽曲线在电极设计与植入时是不同的。在强度—脉宽曲线上有两个参照点，其重要性在于它决定起搏电极的质量。第一个点是曲线的最低点，称为基强度。基强度是指在无限长的脉宽时能夺获心肌的最低电压或电流。在实践中，基强度几乎不可能测量，因为在脉宽大于 2.0ms 时很少能测量到起搏阈值。所以，通常文献中引述的基强度是从平缓的强度—脉宽曲线推断的，称为表观基强度。

另一个参考点是脉宽，称为时值，由基强度衍化而来。时值的定义为两倍基强度电压或电流时的脉宽阈值。时值也称为

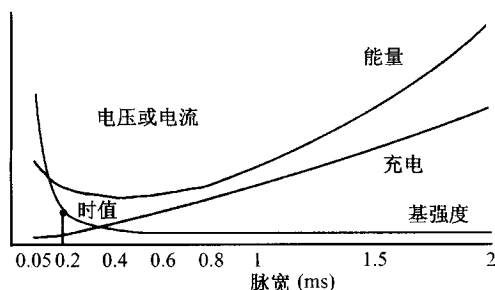


图 1.6 强度 - 脉宽曲线

表观时值，因为基强度不能被准确地测定。

通过观察强度 - 脉宽曲线可以了解，理想的脉宽应大于时值时间。测量或推荐起搏阈值时，不论是应用电压还是脉宽，强度 - 脉宽曲线的其他决定因素也必须考虑。虽然这点十分明显，但是临床医师很少试图增加脉宽来克服阈值增高引起的输出阻滞。如果电压低于基强度，不增加脉宽（仍为正常值）将不能产生有效的心肌刺激。

另一概念涉及到前面讨论过的安全度。虽然电压 2:1 和脉宽 3:1 是通常采用的安全度，但是应在分析了强度 - 脉宽曲线后才有实际意义。例如，脉宽 0.35ms 时电压起搏阈值 2.0V 时，可推荐起搏器程控为 2.0V 及脉宽 1.0ms。但是分析了呈指数关系的强度 - 脉宽曲线后，更理想的程控是保持脉宽 0.35ms，而调整起搏电压为 4.0V。

如前所述，有争议的两种衍生的电极导线功能测量方法，偶尔用于电极导线的研究（图 1.4）。第一种为能量阈值，与电流、电压及脉宽有关，公式如下：

能量(μJ) = 电压(V) $\times$ 电流(I, mA) $\times$ 脉宽(PD, ms)

用欧姆定律($I = V/R$)代入上面的能量公式：

$$E = V^2 PD/R$$

像电压和电流一样，可绘出能量阈值的强

度 - 脉宽曲线。参考能量公式分析后可发现，能量阈值随着脉宽的增加而升高。但在脉宽较窄时，电压阈值呈指数样升高，这是由于能量消耗与电压平方成正比。了解到这些问题后，可明确脉宽 0.5ms 是理想的起搏能量消耗。

由于电压在能量公式中是平方，电压的安全度仅是 2:1，而脉宽的安全度是 3:1。与之类似，起搏器输出电压从 1.0 到 2.0V 比从 2.5 到 5.0V 会降低能量消耗。如果考虑到起搏器的能源寿命，这具有很重要的作用。测量起搏阈值极其重要，尽可能使电压输出值降到 2.5V 或以下。但是电压输出值低于 1.5V 时并不能进一步节能。

另一个有争议的是起搏器能源释放的电荷量的阈值测定。其定义为电流量或单位时间内释放的电子数目，用微库仑表示(μC)。

电荷(μC) 阈值 = 电流(mA) $\times$ 脉宽(ms)
电荷阈值可用于预测起搏器的电池寿命。因为能源实质上是有限的电子燃料，单位时间内电子释放数量实质上是电荷的利用率，借此可确定能源耗尽的时间。电荷阈值是电流和脉宽的乘积，在强度 - 脉宽曲线上呈直线性增加。电荷阈值随脉宽的减少持续下降，这一下降过程可能由于电流值的升高抵消了脉宽减少的作用而出现平台。

但是，为什么对强度 - 脉宽曲线衍生的阈值参数存在争议？表面上，使用能量或电荷阈值似乎都合理，但使用能量或电荷的主要缺点是不能直接程控这些参数。对于这些衍生的参数，应用和计算时必须考虑到其他参数，如阻抗。如前所述，在电流释放期间极化阻抗升高，因此，测量极化阻抗是必需的。因为任何能量计算时所用电压必须高于心肌除极时的基强度，