

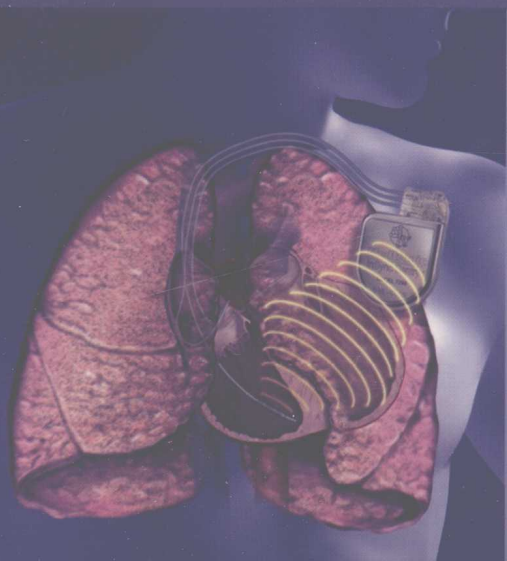
Essentials of
Pacemaker's
New Algorithm

● 主编 宿燕岗 葛均波

心脏起搏器

新功能解析

本书以全球主要心脏起搏器生产公司近年来上市的心脏起搏器为基础，对心脏起搏器新功能进行详细解析。这些新功能主要指现代脉冲发生器除常规感知和起搏功能以外的其他新功能。借助大量图片，本书对这些新功能进行了清晰解读，使临床医生对这些新功了了然于胸。



上海科学技术出版社

心脏起搏器

新功能解析

主编 宿燕岗 葛均波

上海科学技术出版社



图书在版编目(CIP)数据

心脏起搏器新功能解析/宿燕岗, 葛均波主编. —上海:
上海科学技术出版社, 2009. 4

ISBN 978-7-5323-9750-1

I. 心... II. ①宿...②葛... III. 心脏起搏器—功能—研究 IV. R318.11

中国版本图书馆CIP数据核字(2009)第019798号

上海世纪出版股份有限公司
上海科学技术出版社 出版、发行

(上海钦州南路71号 邮政编码200235)

新华书店上海发行所经销

上海精英彩色印务有限公司印刷

开本 787×1092 1/18 印张 16

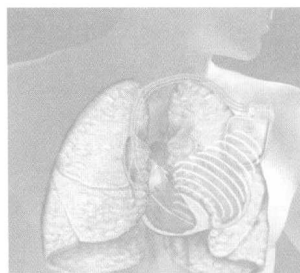
字数: 270千字

2009年4月第1版 2009年4月第1次印刷

ISBN 978-7-5323-9750-1/R·2639

定价: 78.00元

本书如有缺页、错装或损坏等严重质量问题,
请向工厂联系调换

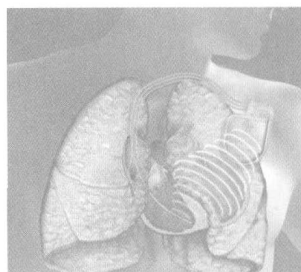


内容提要

本书以全球主要心脏起搏器生产公司（Medtronic、St. Jude、Vitatron、Biotronic、Boston Scientific、Ela等公司）近年来上市的心脏起搏器为基础，对心脏起搏器近年来出现的新功能进行了详细解析。这些新功能主要指现代脉冲发生器除常规感知和起搏功能以外的其他新功能。在解析的过程中，作者结合了其多年从事心脏起搏工作的临床实践经验和体会，采用了大量图片，并对这些功能从临床角度进行了客观的评价。

本书将起搏器分为三大类介绍其新功能：治疗缓慢心律失常的脉冲发生器（传统的心脏起搏器）、治疗快速心律失常的脉冲发生器（ICD）及治疗心力衰竭的脉冲发生器（双室同步起搏器，CRT）。在传统心脏起搏器篇，从保证安全性、保护生理性、房性心律失常管理和疾病诊断及治疗功能等四个方面分别进行了介绍；在ICD篇，主要介绍了感知灵敏度自动调整、无痛治疗、室上性心动过速鉴别、无线遥测和家庭监测等功能；在CRT篇，主要介绍了AV与VV间期的优化、确保双心室起搏的程序以及心功能监测和心衰预警等功能。

本书可使心内科医生尤其是心脏起搏器植入、随访医生，以及从事心脏起搏行业的相关技术人员能更多、更系统地了解心脏起搏器的功能，使心脏起搏器为患者带来更大的益处。



序

1958年，Furman医生为一位完全性房室传导阻滞患者植入了世界上第一台起搏器。这具有里程碑意义的治疗，开启了心血管疾病植入性器械治疗的新时代。从那以后，心脏植入性器械从体积大、功能简单、寿命只有短短的数周发展到能模拟心脏自身电活动，小巧、复杂、寿命长的装置。目前，植入性器械治疗已成为心血管疾病中重要的治疗措施。

早期的起搏器只能发放固定频率的脉冲。20世纪60年代出现按需发放房室顺序脉冲的起搏器，这是生理性起搏的雏形。80年代出现频率适应性起搏器，至此生理性起搏技术基本成熟。随着对心脏自身电活动的深入了解，越来越多的医师意识到生理性起搏除了能提供符合新陈代谢需要的心率，保持房室顺序激动外，保持心室内激动的同步性也十分重要。为此，出现了许多新的起搏器功能，旨在尽可能减少不必要的心室起搏。

植入性心律转复除颤器（ICD）是第一个能自动识别和终止潜在致命性室性心律失常的装置，也是目前预防心脏性猝死唯一有效的治疗措施。20世纪80年代，Mirowski首次向人们介绍ICD时，人们还曾怀疑其疗效的真实性。当时，ICD还是个新鲜事物，体积大，功能简单且不稳定，测试复杂且风险大。随着制造工艺日益完善及临床试验对其疗效的肯定，ICD被越来越多的医生和患者接受，其发展速度大大超过了起搏器。今日的ICD小巧灵活，具有高度可靠性，能实时程控，除了能终止心律失常外，ICD还具有现代起搏器的所有功能。

90年代末开展的心脏再同步治疗（CRT）为治疗伴有心脏不同步的心衰患者提供了一个新兴的治疗措施。在已有的起搏器和ICD制造技术基础上发展而来的CRT，绝不是简单

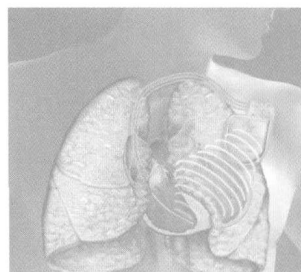
的双腔+左室起搏，其工艺更加完善，功能更加复杂。这使得CRT在患者治疗中的地位迅速提高。CRT正式用于临床后，短短5年业已成为伴有心脏不同步的心衰患者的一线治疗措施。

今天，起搏器、ICD和CRT技术越来越复杂，被用于更多的患者。虽然有许多优秀教科书能提供心脏起搏、除颤及再同步治疗各方面知识，但对于工作繁忙的医师，要跟踪植入性装置的快速发展还是有困难的。由复旦大学附属中山医院、上海市心血管病研究所宿燕岗教授和葛均波教授主编的《心脏起搏器新功能解析》，从起搏器、ICD及CRT三个部分详细介绍了生理性起搏、房性心律失常管理、疾病诊断和治疗的新功能，结合大量图片，阐述各项功能的算法及应用的实际情况；并根据作者应用体会从临床角度进行客观评价。

此书条理清晰、深入浅出、简明易懂、图文并茂，实为心脏起搏、除颤及再同步治疗各项新功能的重要参考书。对广大从事心脏装置植入和随访的医师、电生理专科培训的医师以及相关领域的从业人员系统了解植入性器械各项功能有所裨益。为此，乐于为序，以荐读者。



2008年12月



前 言

心脏起搏疗法问世已有50年的历史,经过了从非生理起搏逐渐到生理起搏的发展过程,尤其是最近几年,生理性起搏概念有了里程碑式的变革。心脏起搏器已逐渐从单纯刺激心脏使其激动、免于心脏停搏的设计理念发展为诊断、预防和治疗缓慢及快速心律失常并存储心律失常信息,以及治疗其他非心律失常性疾病(如某些类型的心力衰竭)的先进手段。心脏起搏疗法作为心脏疾病的重要治疗手段在临床上应用越来越广泛。目前国内三级医院及大多数二级医院都在开展心脏起搏器植入手术,有些患者植入的起搏器功能还比较高端。但并非所有植入、随访医生对起搏器的功能都很了解。多数心内科医生甚至某些从事心脏起搏治疗的医生对起搏器的认识还只限于起搏器的功能是发放起搏脉冲刺激心脏产生搏动、避免心脏停搏的水平。对心脏脉冲发生器除常规起搏和感知以外的其他新功能,如诊断、存储、治疗和自动化功能,以及近年来在心脏生理性起搏方面的新观点了解并不多。植入的心脏起搏器只发挥了防止心跳停止的最基本作用,其功能远没有得到充分发挥,没有做到物(起搏器)尽其用。

目前已出版了不少心脏起搏方面的书籍,其内容多是心脏起搏系统的组成、工作原理、植入适应证、植入手术方法、起搏时间周期、起搏心电图、术后并发症和术后常规随访和故障处理等方面,对起搏器除常规起搏和感知以外的其他新功能很少涉及。实际上,近年来上市的心脏起搏器在生理性起搏、心律失常诊断信息储存及干预等诸多方面都有了长足的进步。目前全球生产心脏起搏器的公司包括Medtronic、St. Jude、Vitatron、Biotronic、Boston Scientific (Guidant)和Ela等,各家公司都在不同场合各自介绍自己的某些产品、某些系列在某些方面的独特功能,应该说比较凌乱、不够系统,尚未见到将近年来业界所研发的起搏器的

特殊功能进行汇总、归纳、分类的书籍。实际上，业内迫切需要此类书籍。

笔者多年来从事心脏起搏植入、随访和故障处理等工作。在学习使用各厂家新产品及与其他相关医生交流的过程中，逐渐感到有必要系统总结、归纳心脏起搏器近年来研发出的新功能，以期对广大心脏内科医生、从事心脏起搏的医生以及相关领域的从业人员有所裨益。这是笔者编写本书的初衷。

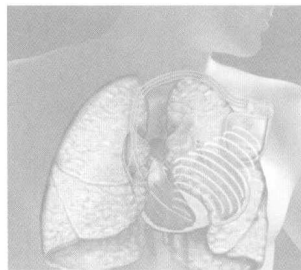
本书将近年来已上市心脏起搏器除常规起搏、感知以外的其他新功能特点进行了归纳和总结，结合大量的图片，针对这些功能的目的是和各厂家不同的算法进行了简明扼要的阐述，并从临床角度阐述其实际意义。另外，结合作者的应用体会，针对某些功能作出了较客观的评价。本书介绍起搏器新功能时，主要参考了Medtronic和St. Jude公司的产品，对其他公司类似产品的不同点也进行了介绍。

尽管笔者力求详尽，但由于生产起搏器的公司众多，即使同一种功能，每个公司的名称、具体算法都会有所不同，本书不可能也没必要将所有起搏器公司及其所有产品的新功能一一罗列，具体产品某个功能的详细算法还应以该公司的说明书为准。此外，某些公司的产品由于作者接触、使用较少，其在国内的应用推广范围也有限，因此可能较少提及，但并不说明该公司的产品缺乏这方面的功能。另外，起搏器的新功能也日新月异，每个公司的研发人员每年都在陆续推出新的更加符合生理功能的脉冲发生器，相信随着时间的推移，本书未提及的脉冲发生器的新功能会不断涌现。加之笔者能力所及有限，因此，本书遗漏、错误之处在所难免，敬请读者批评指正。

本书在编写过程中，得到了Medtronic、St. Jude、Vitatron、Biotronic、Boston Scientific和Ela公司技术服务部门诸多技术人员的大力协助，他们都提供了大量的公司产品资料，尤其是Medtronic公司的孙毓华小姐、St. Jude公司的马云鹏先生。没有他们的帮助，笔者不可能顺利完成本书的编写，真诚地向他们致谢。另外，Medtronic公司对本书的出版给予了鼎力支持，在此表示衷心的感谢。

宿燕岗

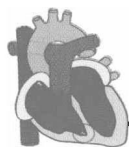
2008年12月



目 录

● 第一篇	Brady脉冲发生器的新功能	1
第一章	保证安全性的新功能	2
第一节	起搏输出能量的自动调整	3
第二节	感知功能的自动调整	24
第三节	起搏系统阻抗自动监测	30
第四节	心室安全起搏功能	32
第五节	心房绝对不应期	36
第二章	保护生理性的新功能	38
第一节	生理性频率及生理性频率带——起搏时间 周期的变革	40
第二节	最小化右心室起搏的功能	45
第三节	最小化右心房起搏功能	59
第四节	起搏模式自动转换	68
第五节	AV间期自动优化	74
第六节	频率应答感受器的联合应用	76
第七节	频率适应性时间间期的自动调整	92
第八节	心房同步起搏	96
第三章	房性心律失常管理功能	101
第一节	自动模式转换功能	101
第二节	预防房颤的起搏程序	109
第三节	心房保护间期	129
第四节	远场保护	131
第五节	非竞争性心房起搏	133
第四章	疾病诊断治疗功能	137
第一节	心律失常事件的长期监测功能	137

第二节	数字化起搏器	141
第三节	预防和终止起搏器介导性心动过速的起搏程序	149
第四节	预防血管迷走神经性晕厥的起搏程序	158
第五节	治疗梗阻性肥厚型心肌病的程序	165
第六节	室率稳定功能	169
●	第二篇 Tachy脉冲发生器的新功能	183
第五章	感知灵敏度自动调整	184
第六章	无痛治疗	190
第七章	室上性心动过速的鉴别	199
第八章	无线遥控功能	212
第九章	家庭监测功能	214
●	第三篇 双室同步起搏脉冲发生器的新功能	221
第十章	双心室电压、起搏顺序和极性的独立调整	224
第一节	双心室电压独立输出	225
第二节	房室、双室起搏顺序的调整	229
第三节	双心室起搏极性的调整	230
第四节	左心室起搏阈值管理	233
第十一章	自动优化AV、VV间期	237
第一节	理想的AV、VV间期	237
第二节	自动优化AV、VV间期	243
第十二章	确保双心室起搏的功能	251
第一节	心室感知选择	252
第二节	心室间不应期	253
第三节	心室感知反应	255
第四节	心房跟踪恢复	257
第五节	房颤传导反应	259
第六节	负向AV/PV滞后功能	263
第七节	DDT模式起搏	263
第十三章	心功能监测及心衰预警	265
第一节	心功能监测	266
第二节	心衰预警	269
	中英文名词对照	274

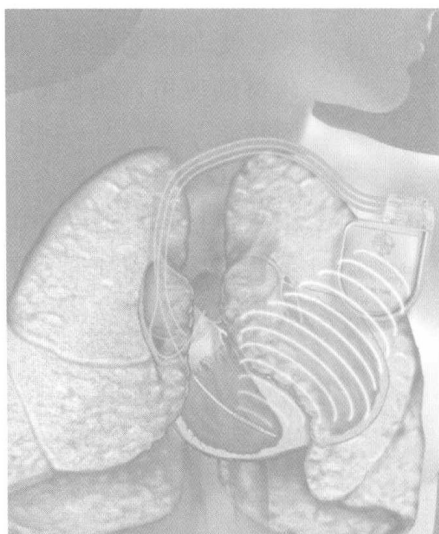


第一篇

Brady脉冲发生器的新功能

起搏系统由脉冲发生器（pacemaker）和起搏电极导线（lead）两部分组成，而脉冲发生器是心脏起搏系统的核心。在业界通常根据其功能分为Brady（bradycardia，心动过缓）脉冲发生器（即传统意义上的治疗缓慢心律失常的心脏起搏器）和Tachy（tachycardia，心动过速）脉冲发生器（即ICD），前者用于治疗缓慢心律失常，而后者用于终止快速室性心律失常。

Brady脉冲发生器自发明到不断发展至今，经历了漫长的过程。1930年Hyman研制出一种手摇卷紧发条驱动的脉冲发生器，用针穿刺心房通电起搏以抢救心脏骤停患者，但Hyman的发明在当时并未引起临床医生和工程师足够的注意和重视。1952年，美国波士顿的Zoll用脉宽2ms、电压75~150V的经胸壁电刺激挽救了2例濒于死亡的房室传导阻滞、心脏停搏患者，从此心脏起搏技术才真正受到临床重视，Zoll也因此被称为“心脏起搏之父”。1958年Furman等首次经静脉将起搏导线放置在心脏心内膜，这才使心脏起搏技术真正在临床上推广开来。



心脏起搏模式也经历了从非生理到生理的过程。20世纪50年代为固定频率起搏（VOO），到60年代出现了按需型心室起搏器（VVI）。1979年在心房跟踪起搏器基础上又发明了同步心室抑制型起搏器，随后研制成功房室全能型（DDD）起搏器，1980年初又开始使用频率适应性起搏器。80年代以后，由于电子技术和传感器技术的快速发展及微处理器的广泛应用，起搏器的体积越来越小，功能日趋完善，更加接近生理。2003年全数字起搏器的应用，使起搏器存贮容量及诊断功能得到了进一步提升。

40多年来，无论是起搏器工程技术（包括起搏电路和电极导线等）还是其临床应用都得到了快速发展。在应用起搏器成功治疗心动过缓（心电

衰竭）、挽救了成千上万患者生命的同时，起搏器也开始应用到快速房性心律失常及非心电性疾病，如预防阵发性房性快速心律失常及血管迷走性晕厥，减轻梗阻性肥厚型心肌病的流出道梗阻等，改善患者的症状，提高其生活质量。相应的，为更好地将起搏器应用于这些疾病的诊断和治疗，脉冲发生器的各种新功能也不断推陈出新，功能愈来愈生理和自动化。现代的心脏起搏器已远非以往概念中的起搏和感知两个基本功能所涵盖。起搏治疗已成为心脏疾病中重要的不可缺少的治疗手段。

本章将Brady脉冲发生器的新功能总结归纳为保证安全性、保护生理性、房性心律失常管理和疾病诊断治疗功能四部分阐述。



第一章 保证安全性的新功能

毋庸置疑，植入心脏起搏器的主要目的是让脉冲发生器定期发放脉冲以刺激心脏，避免发生心脏停搏，这是50年前发明心脏起搏疗法的最初目的，也是目前临床上大多数患者需要植入心脏起搏器的原因。虽然近年来为改善生活质量而植入心脏起搏器的患者（如严重窦性心动过缓、变时功能不全、先天性三度房室传导阻滞等并无心脏停搏证据但出现心排量不足症状者）在增加，

但保证心脏不发生停搏仍然是心脏起搏器最重要的功能。

起搏系统（脉冲发生器+电极导线）正常工作是心脏安全起搏的保障，包括始终高于起搏阈值的脉冲电压输出、正常的感知功能和起搏电极导线的完整性等。近年来在这方面各个起搏器生产公司都进行了大量的研究开发工作，使很多产品在起搏电压输出、感知和阻抗监测及自动化功能方面有了不少的进展。



第一节 起搏输出能量的自动调整

一、起搏阈值及其动态变化

起搏阈值 (threshold) 是指能够在心脏的不应期外持续有效地使心肌除极的最低电压或电流。在临床上, 永久心脏起搏的阈值通常用电压 (voltage, V) 或脉宽 (pulse width, ms) 表示。很显然, 决定阈值的两个参数即脉宽和电压之间成反比, 脉宽越窄, 所需的起搏电压越高。安全度是为能确保心脏持续有效地被起搏而实际设定的输出电压和脉宽的范围, 通常认为安全度应设定为电压阈值的2倍、脉宽阈值的3倍。常常在植入手术

中发现, 将输出电压逐渐自阈上电压 (超过阈值的输出电压) 减低直至失夺获, 所测量的电压阈值比自阈下电压 (低于阈值的输出电压) 逐渐增高直至夺获所测量的阈值低0.1~0.2V, 这是韦金斯基(wedensky)效应的结果, 该现象在脉宽较窄时更加明显。

通常起搏阈值是一个随时间不断动态变化的数值, 见图1-1-1。影响起搏阈值的因素如下。①组织特性: 即起搏电极所接触的心内膜的生理状态。局部组织缺血、坏死、纤维化等都可使起搏阈值升高。②负极: 负极比正极的刺激阈值明显降低, 这也是将起搏导线的顶端电极设置为负极的原因。③电极与心肌组织的距离: 起搏阈值同电极与可兴奋细胞距离的平

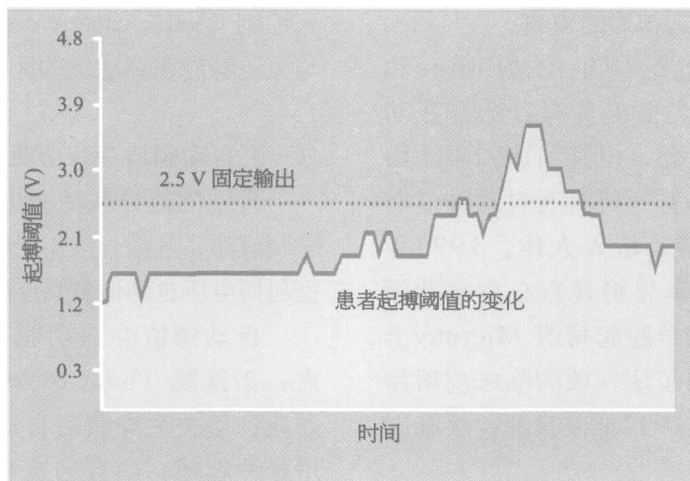


图1-1-1 起搏阈值的变化

显示随时间推移, 起搏阈值会发生明显变化 (影响因素包括体位、时间、疾病、血钾升高、饮食、药物等), 而固定2.5V的起搏输出有时不能夺获心肌

方成反比，大于0.5mm的距离就会使起搏阈值明显升高，因此肉眼不能识别的所谓微脱位或微移位能引起起搏阈值的明显升高。④电解质紊乱（如高钾血症）、抗心律失常药物、心力衰竭（简称心衰）等可使起搏阈值升高，而低钾血症、儿茶酚胺类药物等可使起搏阈值降低。⑤某些生理因素，如运动、睡眠等亦可影响起搏阈值。因此，即便程控输出电压至明显高于起搏阈值，也不能保证在任何情况下都能使心肌100%被夺获。

为保证植入起搏器患者的安全，通常需将起搏器输出电压设置为高于起搏阈值2~3倍的水平（安全范围），为此起搏器将消耗大量的电能。能确认每个心搏是否夺获并自动调节输出仅略高于起搏阈值的起搏器无疑能在保证起搏安全性的前提下最大限度地延长起搏器的寿命。

早在20世纪70年代初Funke和Preston就首先提出具有自动夺获功能起搏器的设想，但直到1992年才由Hans schuller首次将具有自动阈值夺获功能的起搏器植入人体。1995年St. Jude公司率先将具有心室自动阈值夺获功能的单腔起搏器 Microny上市，自此开启了该领域的临床应用和进一步研究。1997年在我国首次有应用报道。

自动夺获功能起搏器实际上是一种阈值跟踪起搏器，能随时或定时自动测定起搏阈值并以仅略高于起搏阈值的能量（主要包括电压及脉宽两个

可变参数）输出起搏心室或心房。近年来各公司在起搏能量自动调整方面做了不少的研究，很多产品已应用于临床并取得了较好的效果。下面分别就心室和心房输出电压自动调整功能以及不同算法的工作原理进行介绍。

二、心室输出能量的自动调整

心室输出能量的自动调整是对该领域进行开发研究的初衷，也是该领域最先上市的成熟技术。因为从保障安全角度讲，心室要比心房重要得多，心室失夺获的危害是显而易见的。本节主要介绍St. Jude公司研制的自动阈值夺获（autocapture）功能和Medtronic公司研制的阈值管理（threshold management）功能。另外，简单介绍一下Biotronic公司动态夺获控制（active capture control, ACC）与上述功能在算法上的区别。

（一）自动阈值夺获功能

自动阈值夺获功能由St. Jude公司研制成功，是最先应用于临床的具有心室起搏电压自动调整功能的一个程序。

自动阈值夺获功能有4个功能特点：①逐跳（beat-by-beat）地确认夺获；②丧失夺获后自动发放安全备用脉冲起搏；③自动搜索起搏阈值；④自动调节输出电压。

1. 起搏夺获心室的逐跳确认 系统通过电极导线顶端感知到的刺激除极（evoked response, ER）波来判断每

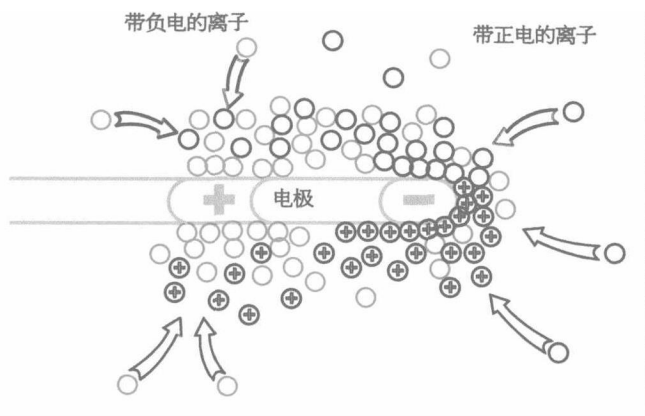


图1-1-2 极化效应

正电离子： Na^+ 、 H^+ ；负电离子： Cl^- 、 OH^- 。电极周围组织界面带电离子的极性排列形成极化电位

一个刺激脉冲是否夺获心室，即能做到逐跳确认夺获与否。

ER波是电刺激心室肌引起的去极化波（即QRS波），表明刺激有效地起搏了心室肌。ER波的数值是保证自动夺获功能正常运转至关重要的参数。ER波幅值太小可导致将夺获事件误认为是未夺获而发放高能量备用脉冲。通常最低ER感知灵敏度为1.6mV。除此之外，还应达到与极化电位的比值 $>50\%$ 和感知安全度 $>80\%$ 的要求，否则自动夺获功能将关闭或不能正常工作。由此，ER波幅度至少应达到2.88mV。很多报道均已显示ER（有效起搏脉冲引起的心室除极波）值与术中所测得的R波（自身心室除极波）振幅无相关性。因此，术中应测试ER波幅值，不能仅凭腔内R波振幅的高低推算ER波幅值，以免术

后因ER电位过低而导致自动阈值夺获功能不能正常开启和工作。

极化电位（polarized potential，又称脉冲后电位）是起搏器脉冲发放后顶端电极表面与周围体液和组织之间形成的极化现象，见图1-1-2。它与电脉冲引起的局部心肌组织内正离子（ Na^+ 、 H^+ ）、负离子（ Cl^- 、 OH^- ）的运动有关。实际上，极化是由于电极组织界面带电离子的极性排列形成的电容效应。极化电位是干扰感知ER的重要因素。当其足够大（大于ER的50%）时可干扰对ER信号的正确感知，从而使自动夺获功能不能正常工作。

传统的起搏器不具备确定起搏刺激是否夺获心肌组织的功能，这是由于：①起搏器脉冲刺激可产生很大的伪差；②极化电位影响判断起搏是否夺获。当发放的脉冲不能夺获心室



时，过高的极化电位有可能被起搏器的ER感知系统误认为是ER波，即判断此时的心肌已被先前刺激脉冲夺获。这将导致不能及时发放后备脉冲而使心搏脱落。起搏器使用了很多措施尽可能降低极化电位。通常采用改变电极导管材料（铂铱合金改为氮化钛）、选择低极化的双极电极进行双极感知（减少干扰噪声）和单极起搏（减少电极顶端表面面积）、设置ER感知空白期（极化电位主要形成于此期）等措施降低极化电位并减少其对检测ER的干扰。

2. 丧失夺获后自动发放安全备用脉冲（back-up pulse）进行补救性心脏起搏 起搏器在每一次发放脉冲后均检测ER波。如果没有感知到ER波，将发出一个安全备用脉冲，见图1-1-3。在每一个心室脉冲发放后启动一个60ms

的ER感知窗，其中前14ms感知窗关闭（ER感知空白期），以避免感知到极化电位。后46ms为开启的ER感知窗，如在此间期内感知到ER波，则重新启动新的时间周期而不发放安全备用脉冲。但如在此感知窗内未感知到ER波，则在此间期结束时20~40ms（准备窗）后发放安全备用脉冲（单极，4.5V，0.5ms。在Victory和Zephyr系列均为5.0V、0.5ms）。发放安全备用脉冲后起搏器不再检查ER信号，直到下一个起搏时间周期心室脉冲发放后再启动下一次ER感知窗。新近St. Jude公司的Team ADx系列起搏器自动阈值夺获功能的备用脉冲可程控成双极起搏，以防止一部分患者由于高备用脉冲电压输出引起的局部肌肉刺激。

导致安全备用脉冲发放的因素包括：①自动阈值测试过程中；②起搏阈

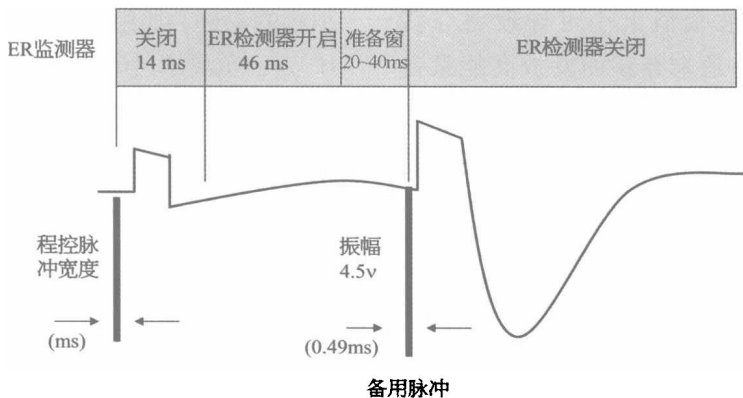


图1-1-3 ER感知系统工作示意图

在每次刺激脉冲后，脉冲发生器都要进行夺获确认。本图显示脉冲后60ms内未测出ER信号，在20~40ms准备窗后发放安全备用脉冲，之后起搏器不再检测ER信号，直到下一个时间周期心室脉冲的发放

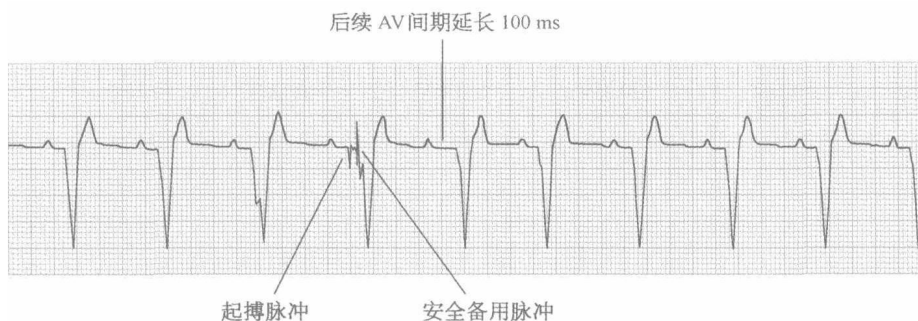


图1-1-4 DDD起搏器安全备用脉冲发放

显示安全备用脉冲发放后第一个心动周期的AV间期延长100ms

值升高，超过当时的输出电压；③融合波或伪融合波；④ER感知低下致不能确定心室除极。伪融合波不能产生ER，此时起搏器ER感知系统会误认为未夺获而发放安全备用脉冲。此时应降低起搏输出频率或延长AV间期以减少融合波，从而减少不必要的备用脉冲发放，以免徒然消耗电能。为了避免融合波，安全备用脉冲后的首个心动周期的房室间期（AV间期）将延迟100ms以鼓励自身心室激动的下传、减少备用脉冲的发放，见图1-1-4。

3. 自动搜索起搏阈值 自动阈值搜索的启动可由以下4种情况触发：①每8h自动进行；②阈值突然升高时（连续2个刺激都不能夺获心室）；③移走磁铁（如果磁铁放置了5s以上）；④用程控器程控。当进行阈值搜索时，AV间期（起搏AV间期）缩短至50ms，PV间期（感知AV间期）缩短至25ms以确保心室起搏，避免融

合现象。为保持最低刺激输出，起搏器每隔8h进行一次阈值查寻。每夺获2次，输出递减0.25V，直至连续2次不能夺获（阈下刺激，此时将发放安全备用脉冲），然后每次增加0.125V，直至最低的有效夺获值被证实（递增0.125V恰能夺获者为起搏阈值），最后输出电压将被设成比阈值高0.25V。图1-1-5是搜索起搏阈值的示意图，而图1-1-6显示了Holter记录中阈值搜索的过程，其中图1-1-6A显示备用脉冲发放后下一心动周期的AV间期延长100ms后出现自身下传QRS波，后者未被感知电路感知而发放备用脉冲（伪融合波），后者再次引发备用脉冲发放，导致连续发放备用脉冲，并由此导致后续的阈值搜索过程（图1-1-6B）。

注：Regency系列2402、2400起搏器阈值测试是每次递减0.3V，最后起搏输出是阈值加0.3V，其他系列是递减0.25V，最后输出是阈值加0.25V。