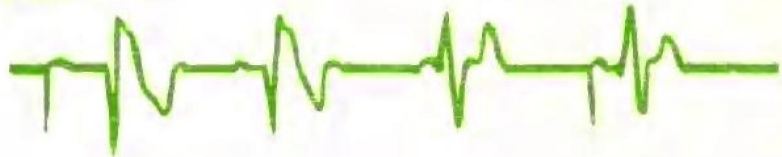


杨鼎颐 黄诒焯 主编

人工心脏起搏和 临床心脏电生理学

ARTIFICIAL
CARDIAC
PACING



AND

CLINICAL
CARDIAC



ELECTROPHYSIOLOGY

5

西北大学出版社

内 容 提 要

本书系统地介绍了心脏起搏技术和临床心脏电生理学的基础知识和新的进展，内容丰富新颖，简明扼要，而且密切结合临床应用。书中还附有 178 幅图，便于读者理解掌握。本书主要供临床心血管病医生、心电图工作人员和生物医学工程人员使用，也可供其他医务工作者、医学院校教学、科研人员和学生参考。

人工心脏起搏和临床心脏电生理学

杨鼎颐 黄诒焯 主编

西北大学出版社出版

(西安市小南门外)

陕西省新华书店发行 西安医科大学印刷厂印刷

开本 787×1092 毫米 1/16 印张 17 字数 375 千字

1985年9月第1版 1985年9月第1次印刷

印数 1—6,000

统一书号: 14320·1 定价: 3.20元

序

由西安医科大学杨鼎颐、黄治焯等同志编著的《人工心脏起搏和临床心脏电生理学》一书正式出版，谨志数语为祝。

随着我国人口平均年龄的增长，动脉粥样硬化和冠心病已成为最常见的病患之一。在这个基础上发生的严重心律失常已是临床医疗工作中的一种常见病情；还有其他各种原因发生的心律紊乱为数也不少。准确鉴别心律变化，妥恰加以处理，不但事关医疗质量，也关系到广大人民群众安危。为了达到此目的，各地各级各类医务工作者都有必要了解心脏电生理的基本知识和人工心脏起搏的基本技术。心内外科、普内科、麻醉科、急诊科医生和监护护士、护士更应较好地掌握这方面的知识和技能。

我国开展人工心脏起搏已有二十余年，国产心脏起搏器在南京、上海、天津等地已成批生产，全国性专题学术会议已开过几次，心脏起搏的专题学术组织和专题书刊几年来已陆续问世，这工作都对我国医药卫生事业和医学科学发展起了积极的作用。我们至希望大家继续努力，在这方面多出成果，多出人才，更好地满足我们人民医疗保健工作的需要。

医疗、科研、生产三结合是我国医学科学发展和医药工业建设的根本方针，心脏人工起搏和心脏电生理研究是一个显著的例证。临床和基础结合是医学发展的康庄大道。各国医学发展的过程和趋势，也说明坚持这一方向的重要意义。

《人工心脏起搏和临床心脏电生理学》一书的编辑出版定将促进我国心血管病的治疗、研究和干部培养工作。为此，我们向本书作者们、编者们的出版者致以祝贺和感谢！

北京心肺血管医疗研究中心

吴英恺

一九八五年八月二十日

前 言

当前人工心脏起搏术，不仅用来治疗某些缓慢的心律失常，同时也用以治疗快速性心律失常，它不仅是治疗上的一种手段，同时也是诊断、预防和研究心律失常的重要方法。随着生物医学工程技术和心脏病学的迅速发展，可以预期，人工心脏起搏技术还将有较大的飞跃。为了适应这种发展，同时能在这进程中贡献我们一点微薄的力量，我们结合文献资料和自己工作中的点滴体会编写成此书，以供有关专业人员参考，这是我们编写此书的第一个目的。

另一方面，临床心脏电生理学也是近年来迅速发展的新兴学科，它与起搏技术之间存在着固有的密切联系，它既是起搏术的一部分，同时也是为某些心律失常的诊断、选择药物或起搏治疗提供重要依据的一种检查方法，因而将日益广泛地在临床上应用。为开展这项工作提供参考资料，是我们编写此书的第二个目的。

正是由于上述技术上的原因，我们把起搏和临床心脏电生理学编写在一起。

本书是由医学生物工程技术人员和心脏内科医师协作编写的，这样便于互相学习，在更多地掌握电子学和医学知识方面，在加深理解各自的专业方面提供了条件，因而本书也将能为生物医学工程技术人员和临床医师服务。

在编写过程中我们力求内容新颖而实用，结构紧凑而简练，但由于我们的业务水平不高，错误之处在所难免，有的地方还有重复现象。在实现我国四个现代化的伟大进程中，我们只希望本书能起到抛砖引玉的作用，因而诚恳地欢迎大家指正。

本书写成后承蒙吴英恺教授撰写序言，作者们深感荣幸，并致衷心感谢。

在这本书的编写过程中，受到了学院各级领导的支持和关怀，西安交通大学蒋大宗教授、西安医科大学李孝光副教授惠予审阅，并提出了宝贵意见，使我们受益不浅。内科吕卓人医师对全稿进行了编辑加工，马奕、丁会文医师抄写了全部文稿，西安医科大学第一附属医院照相室同志参与图片制作工作，对这些同志的辛勤工作和大力支持，我们一并致以衷心谢忱。

杨 鼎 颐

一九八五年三月十七日

目 录

第一篇 总 论

第一章	人工心脏起搏发展简史和临床应用的概况	黄诒焯 (1)
第二章	心脏的传导系统	杨鼎颐 (5)
第一节	正常的传导途径	(5)
第二节	异常的传导途径	(8)
第三节	心脏兴奋的传导方式	(9)
第四节	传导系统的供血	(11)
第三章	心肌电生理学	杨鼎颐 (12)
第一节	心肌细胞的跨膜电位及其形成机制	(12)
第二节	心肌电生理特点	(16)
第四章	临床心脏电生理学概述	杨鼎颐 (24)
第一节	临床心脏电生理检测技术	(24)
第二节	心脏电生理检测的临床应用	(27)

第二篇 人工心脏起搏工程学

第五章	人工心脏起搏的方式和心脏起搏器的类型	黄诒焯 (33)
第一节	起搏系统	(33)
第二节	刺激方式	(33)
第三节	阶梯图	(34)
第四节	起搏器的类型	(36)
第五节	起搏器和电极的联接方式	(42)
第六章	心脏起搏器的电参数和技术要求	黄诒焯 (43)
第七章	心脏起搏器电路	黄诒焯 (48)
第八章	心脏起搏电极	黄诒焯 (54)
第一节	概述	(54)
第二节	起搏电极的类型及其性能评价	(55)
第三节	导管及其材料	(58)
第九章	心脏起搏器的能源	黄诒焯 (60)
第十章	起搏系统的电测量	黄诒焯 (66)
第一节	起搏系统分析仪	(66)
第二节	用通用仪器进行监测	(68)

第三节	埋藏式心脏起搏器的体外监测和随访	(70)
第十一章	折返性心动过速的电治疗	黄诒淦(71)
第十二章	微计算机在埋藏式起搏器中的应用	黄诒淦(77)

第三篇 临床心脏电生理学各论

第十三章	临床心脏电生理检查的基本技术	崔长琮(83)
第一节	心导管技术	(83)
第二节	记录方法和滤波技术	(88)
第三节	刺激器和起搏刺激技术	(90)
第四节	食道左心房起搏法	(91)
第五节	心脏标测技术	(93)
第十四章	希氏束电图及其临床应用	崔长琮(95)
第一节	希氏束电图的检查步骤和应用范围	(95)
第二节	正常希氏束电图	(99)
第三节	希氏束电图的临床应用	(101)
第十五章	病态窦房结综合征的临床电生理学	崔长琮(102)
第一节	病态窦房结综合征的病因及发病机制	(102)
第二节	病窦综合征的临床表现	(103)
第三节	病窦综合征的诊断	(104)
第四节	窦房结功能的电生理检查方法	(105)
第十六章	心房内传导的电生理检查	崔长琮(114)
第一节	心房内膜标测技术	(114)
第二节	正常心房电位的传导顺序	(114)
第三节	心房内传导顺序异常和异位心律	(117)
第四节	心房肥大和房内传导阻滞	(121)
第十七章	房室传导阻滞的临床电生理学	崔长琮(123)
第一节	房室传导的电生理特点	(123)
第二节	房室传导阻滞的临床类型和电生理学	(125)
第三节	束支和分支阻滞	(137)
第四节	阵发性房室传导阻滞	(143)
第十八章	阵发性室上性心动过速的临床电生理学	崔长琮(144)
第一节	概述及分类	(144)
第二节	室上性心动过速的发生机制	(145)
第三节	房室结折返性心动过速	(150)
第四节	旁道折返性室上性心动过速	(154)
第五节	房性折返性心动过速和窦性折返性心动过速	(155)
第十九章	预激综合征的临床电生理学	崔长琮(156)

第一节	房室旁道的分类和希氏束心电图特征	(156)
第二节	房室侧束的电生理学检查	(157)
第三节	房结旁道的电生理学特征	(165)
第四节	结室或束支心室间异常通道的电生理学特征	(165)
第五节	隐匿性旁道的电生理学特征	(165)
第六节	旁道折返性心动过速和房室结折返性心动过速的鉴别诊断	(167)
第七节	预激综合征的药物电生理效应	(168)
第八节	预激综合征阵发性室上性心动过速时起搏器应用指征和方法	(169)
第二十章	反复性室性心动过速的电生理学	杨鼎颐 崔长琮 (170)
第二十一章	抗心律失常药物及其电生理效应	杨鼎颐 崔长琮 (184)

第四篇 人工心脏起搏临床学

第二十二章	人工心脏起搏术的适应范围	崔长琮 (195)
第一节	人工心脏起搏术的临床应用概述	(195)
第二节	临时起搏	(197)
第三节	永久性心脏起搏	(198)
第四节	急性心肌梗塞的起搏适应征	(204)
第五节	保护性起搏和外科手术中起搏器的应用	(206)
第六节	人工心脏起搏在诊断和电生理研究上的应用	(206)
第七节	心脏起搏的血流动力学反应和远期效果	(209)
第二十三章	人工心脏起搏系统的安置方法	傅文 (211)
第一节	人工心脏起搏系统安置方法的分类	(211)
第二节	人工心脏起搏术设备要求和术前准备	(212)
第三节	人工心脏起搏系统的安置方法	(213)
第二十四章	人工心脏起搏的并发症	王育本 (222)
第二十五章	起搏心电图	傅文 (227)
第一节	起搏刺激信号	(227)
第二节	起搏部位的心电图定位	(228)
第三节	各种类型起搏的起搏心电图特征	(229)
第四节	起搏所致医源性心律失常	(233)
第二十六章	人工心脏起搏病人的随访观察	傅文 (240)
附录一	图版目录	(243)
附录二	英汉对照表	(248)

人工心脏起搏发展简史和临床应用的概况

埋藏式心脏起搏器从1958年问世以来,即成为心律失常患者长期有效治疗的重要手段。目前世界上依靠心脏起搏器维持生命的人已超过100万人。由于起搏技术的进步,使心脏起搏器的安装简便、安全,易被病人和医师接受,因此近年来每年的安装数已达20多万人。心脏起搏器是生物医学工程领域中较成功的、数量最多的埋植于人体的医疗器件。

人工心脏起搏是用脉冲电流刺激心脏,以代替心脏的起搏点带起心脏搏动的治疗方法。心肌对各种形式的微电流刺激能产生收缩反应这一生理特性,是人工心脏起搏的生理基础。进行人工心脏起搏时,由起搏系统(包括心脏起搏器、电池、导线和电极)发放一定频率的脉冲电流,传输到心房或心室的心肌处,使局部心肌受到刺激而兴奋,兴奋向周围的心肌扩布,导致整个心房或心室兴奋并收缩。这样,就能使由于起搏传导系统有障碍以致不能正常搏动的的心脏(如完全性房室传导阻滞、病态窦房结综合征等)能按一定的频率搏动。实践证明,人工心脏起搏是心脏病治疗学上的一项重要进展,也是电子技术和生物医学工程技术应用于临床医学的重大成就。

人工心脏起搏开始是用以治疗完全性房室传导阻滞所引起的缓慢心率。30多年来,其应用范围已大为扩展,不仅在心律失常的治疗和预防中已经起到积极作用,如完全性房室传导阻滞、莫氏Ⅱ型房室传导阻滞、病态窦房结综合症、有症状的双侧束支或双束支阻滞、反复发作的颈动脉窦性昏厥或心室停顿等,都可用永久起搏来治疗,而且在治疗快速心律失常,以及在心律失常的诊断和临床电生理研究中,结合心腔内心电图的应用,亦取得了新的进展,预计它在心律失常方面将逐步揭示一些我们还不能解释的电生理现象,对心律失常的诊断和治疗会起到更为积极的作用。

回顾心脏人工起搏技术的发展过程,心脏起搏器的设计、研制和实际应用,都是从心脏对电刺激的生理效应为基础的。

早在18世纪末,Vassali-Eandi、Julio和Rossi等就报导过他们在已被判处死刑断头的尸体所进行的包括心脏在内的各种器官实验观察的结果。1804年Aldini在他发表的文章中指出,应用直流电刺激断头尸体的停搏心脏可使其复跳。1858年和1862年Lister和Walshe先后用电刺激交感神经而使心脏复跳。

1932年美国胸科医生Hyman在纽约贝斯一大卫医院应用自行设计的一台由发条驱动的电脉冲发生器,用穿刺法对心脏停搏的动物右心房进行电刺激,使已经停搏15分钟的家兔心脏重新应激而起搏。这个装置净重达7.2公斤,脉冲频率可调节,每分钟可发出

30、60及120次的刺激脉冲。他给这一器械命名为人工心脏起搏器 (Artificial Pacemaker)。这为人工心脏起搏技术真正过渡到临床应用打下了基础。

1947年Sweet报导2例因胸腔手术而心脏停搏的病人，应用机械刺激窦房结使心脏复跳而存活。1950年Bigelow、Callaghan和Hopps重复电刺激窦房结的动物实验，1951年改为静脉插入电极刺激狗的窦房结，使心脏复跳成功，并指出快速的电刺激可超越正常的窦性节律而有效起搏。

1952年美国哈佛大学医学院Zoll医生在临床上首次应用体外电起搏器通过胸壁刺激心脏，挽救了两名濒于死亡的完全性房室传导阻滞的病人，立即引起医学界和工程技术界的重视。但是由于在刺激心脏的同时也刺激胸壁的肌肉，使病人不断地抽动并疼痛。这一严重缺点不久就为心外膜起搏和心内膜起搏技术的应用而得到克服，逐步为临床医生和患者及其家属所乐于接受。如1957年Allen和Lillehei成功地在手术过程中发生心脏传导阻滞的患者身上，将电极安置在心脏上进行心外膜起搏。1957年Weirich应用线状电极缝在心肌上，1959年Furman和Robinson经静脉刺激右心室内膜，特别是后者，使心脏起搏的手术大大简化而不需要开胸安装电极。

以上的进展，确立了体外佩戴起搏器的临床应用，但是仍存在不少问题，如患者体外携带不方便和易于发生局部感染，外接导线的断裂等，因此促使对埋藏式心脏起搏器进行研究。1958年10月，由瑞典工程师Eimqvist设计和Senning医师安装的、以镍—镉电池为能源可在体外充电的固定频率起搏器，给一名40多岁的患者埋植于体内。该患者虽然至今已更换了23只起搏器，但仍然健在，依赖心脏起搏器已生活工作了26年。

从1952年Zoll首次应用心脏起搏技术治疗起，卅多年来随着临床医学、工程技术的发展，以及两者的结合，心脏人工的起搏方式，起搏系统所用的器材和技术手段，以及它的应用范围都有很大的变化。目前，国内外永久性起搏方式几乎都用经头静脉（或颈外静脉）置单电极心导管入右心室或（和）右心房接触心内膜，而作为无关电极的脉冲发生器金属外壳埋藏在胸大肌前皮下组织内。临时性起搏多用经周围静脉置双电极心导管入右心室或右心房，脉冲发生器取在体外与电极连接的方式。仅在少数紧急情况下，以针经胸壁穿刺右心室，从针腔直接将双电极心导管置入接触心内膜，随后拔出穿刺针进行起搏。

就起搏系统的主体起搏电脉冲发生器来说（简称起搏器或脉冲发生器），它不但能按一定的频率发放电脉冲带动心搏，而且可根据患者的情况或按医生的安排而自行调整。早期的起搏器，仅能按选定的周期以固定的频率不断发放起搏脉冲，不能随患者自发心搏的出现而变动，称为固定频率型起搏器或非同步型起搏器。其优点是线路简单、耗电量小。缺点是不能与患者自发心搏同步，因而可互相干扰，形成竞争心律，有时会发生危险。60年代出现同步型起搏器，它能感知患者的自发心搏而自动调整电脉冲的发放，避免竞争心律。心室同步型起搏器的电极置于心室，兼有感知心室的电活动和发放电脉冲给心室的功能。心房同步型起搏器，还需在心房安置电极。

60年代应用最多的是以锌汞电池供电的心室同步按需型起搏器。埋藏式起搏器的电池与电子线路一起被封装，不能单独更换。电池放电时间的长短关系到起搏器的寿命

用锌汞电池起搏器的使用寿命大致为两年，这个使用期显然太短了，因此20年来寻找耐用的电池一直是埋藏式起搏器制作的一项研究课题。为了延长起搏器的寿命，能源工程师进行了艰苦的探索，先后研制了放射性核素电池、体外充电的镍镉电池，探索生物能源供电的可能性等，都因分别存在严重的缺陷而影响推广使用。70年代初锂电池系列出现，它具有高能量密度、高可靠性、自放电小以及应用固体电解质，可以全密封等特点，使埋藏式起搏器的寿命延长到5至10年，这是起搏器发展中意义深远的重大飞跃。与此同时，在起搏器电路中引进了经过宇航工业考验的混合电路（Hybrid Circuit），从而为起搏器技术奠定了长寿命、高可靠性的基础。

为了使心脏起搏器与心脏功能相接近，70年代初期又出现了更合乎生理要求的生理型房室顺序起搏器。在70年代起搏电路方面明显的进展是程序控制起搏器（Programmable Pacemaker）的出现。这种起搏器埋藏体内后，可根据事先编码通过程序控制器从体外改变埋植在体内的起搏器工作参数，包括起搏脉冲的频率、宽度、幅度、起搏器的感知灵敏度、滞后、不应期以及起搏方式等，从而减少重新安置起搏器手术的次数。

随着心脏起搏器的广泛应用和工作方式的多样化以及制造厂商的增多，笼统的心脏起搏器一词已不能表达类型繁多并仍在不断发展的、兼有各种工作方式的起搏器。70年代初曾有三位字母的 ICHD 起搏术语标识编码，广泛应用于美国和国际心脏起搏界。其第一个字母表示起搏的心腔，第二个字母表示感知的心腔，第三个字母表示反应形式是抑制或触发型。例如VOO表示心室起搏、不感知即固定频率型心室起搏器；VVI表示心室起搏、心室感知、抑制型即心室同步抑制型按需起搏器；VVT表示心室起搏、

表1-1 心脏起搏器编码

位置	I	II	III	IV	V
功能	起搏心腔	感知心腔	响应类型	程序控制 编码功能	特殊的治疗心 动过速功能
英	V	V	T	P	B
文	A	A	I	M	N
字	D	D	D	O	S
母		O	O		E
			R		

英文字母的含义：

- | | |
|-------|-----------------|
| A-心 房 | P-只调频和/或调幅的程序控制 |
| V-心 室 | M-多功能程序控制 |
| D-双 腔 | B-短阵快速起搏 |
| O- 无 | N-额定频率竞争 |
| T-触 发 | S-扫描（搜索） |
| I-抑 制 | E-外部控制 |
| R-可 逆 | |

心室感知、触发型即心室同步触发型待用起搏器；VAT表示心室起搏、心房感知、触

发型即心房同步型起搏器；DVI表示双腔起搏、心室感知、抑制型即房室顺序收缩型起搏器等。随着程序可控性起搏的出现，起搏器功能的复杂化、多样化，三位字母已不够应用。于是1981年Parsonnet等人又提出五位字母编码法，原来的三位字母保留原含义不变，第四个字母表示程序可控制功能为一般功能(P)或多功能(M)，第五个字母表示抗心律失常的方式为短阵快速起搏(B)、扫描(S)或外控制(E)。例如DVIPB表示房室顺序收缩型起搏器，具有一般程控功能和发放短阵快速起搏频率抗快速心律失常的性能。

近年来心脏起搏器的寿命和可靠性，又得到进一步的改善。而且变得更小、轻、薄。使用寿命已达10年的水平。具有多功能程控功能的Classix VVI起搏器已做到6毫米厚、28克重。当前心脏起搏器主要发展方向是使其功能更加完善，使之与心脏的自然过程相接近。心脏起搏技术已不单用于治疗，而且也用于诊断和电生理研究。

心脏起搏技术的应用进入80年代后，又处于重大的变革时期，一系列突破性的新技术和起搏方式已逐步被应用，如体外多功能程序控制、具有质疑和记忆功能的脉冲发生器，更合乎生理功能的DDD型起搏器，研究能根据患者生理参数反馈调节的自适应起搏器，能自动改变程序具有亚速、超速、扫描和整律功能以预防或终止快速心律失常的起搏器，用微处理器的起搏电路以及低阈值起搏电极等。可以预期，这些技术将使心脏起搏器的效能更趋完善，应用的适应症更为广泛。特别是以微处理器为基础的更合乎生理功能的双腔起搏器、心脏起搏技术用于抑制快速性心律失常以及可编程电刺激用于临床电生理研究，将会使心脏起搏技术的临床应用出现新的飞跃。

我国心脏人工起搏技术，二十多年来也有较大发展。1963年开始了心脏起搏器的研制工作，但均属固定频率型体外佩带式。1964年上海曾为一患者成功地安置了体外起搏器。文化大革命期间起搏技术工作也受到了干扰及破坏。至1971年上海、南京等地生产了固定频率体外佩带式起搏器并应用于临床。1974年除上述两地外，天津、西安等地也都先后制成按需型体外起搏器。西安医科大学、四机部504所等几个单位研制的按需型体外起搏器在当时抢救了一批危重病人，有的患者已存活至今（近年已为这些病人换置了埋藏式起搏器）。

目前上海、天津、南京、西安、成都等地都能生产低压微功耗集成电路和金属全密封的性能比较完善的埋藏式起搏器。

在电极的研制改进方面，西安医科大学医学电子工程研究室采用表面活化各向同性低温热解碳作电极，具有降低阈值、感知心电性能好的特点，因而在提高起搏技术方面起到重要作用。

我国的起搏技术虽有相应的发展，但较国外则仍有相当差距，因此需继续努力提高。

心脏的传导系统

心脏的传导系统是由一系列特殊分化了的心肌细胞所组成，这些细胞（或结构）既具有自动产生兴奋的功能，又有较一般心肌细胞为快的传导功能，这样使兴奋有节律地按一定顺序传播，使心脏保持正常的有节奏的收缩和舒张，以维持血液循环。心脏传导系统包括窦房结、结间束、房室结、房室束及其分支，以及分布到心室内的浦肯野氏纤维网（Purkinje Fiber Arborization）

第一节 正常的传导途径

一、窦房结

正常情况下窦房结是心脏兴奋的起源部，它位于右心房的的上腔静脉入口处界嵴的上方，呈扁椭圆形，可分头、体、尾三部分，大小约为 $15 \times 5 \times 2$ 毫米。头端距心外膜不到1毫米，体、尾部居心内膜下，窦房结的横切面外观略呈三角形，尖端指向上腔静脉，从底部发出长的纤维入右心房壁及界嵴。显微镜下可见到围绕当中的窦房结动脉有许多胶原纤维和弹性纤维排列成网状，在网的间隙中有较小而核大的细胞，它为起搏细胞，因其颜色较淡，故也称苍白细胞（Pale Cell）即P细胞。P细胞肌原纤维较少，线粒体也较少且大小不一，细胞间有少数联系。由于它具有这些特征，其代谢率较低，所以对缺氧的耐受性较强。

窦房结内另一种细胞为普通心房肌细胞，居窦房结的周围，再一种细胞是介乎起搏细胞和心房细胞之间的中间型细胞，故也称“移行”细胞（Transitional Cell）。此种细胞较小，内有很多的肌原纤维，移行细胞不但彼此相联而且与起搏细胞、心房肌细胞和浦肯野细胞相联，因此它起到把起搏细胞产生的兴奋传递给心房肌细胞和浦肯野细胞的作用。

窦房结的外缘还有浦肯野纤维，它起到联系移行细胞与心肌工作细胞的作用，并向外发出纤维与心房的传导系统相联。

窦房结中及其周围有交感神经和付交感神经纤维（图2-1）。

二、结间束

心房内有一种特殊的纤维，联系着窦房结和房室结，称结间纤维或结间束。它含有浦肯野氏细胞和一种与心房肌细胞相似的细胞，此外还有神经纤维末梢。结间束有三条：

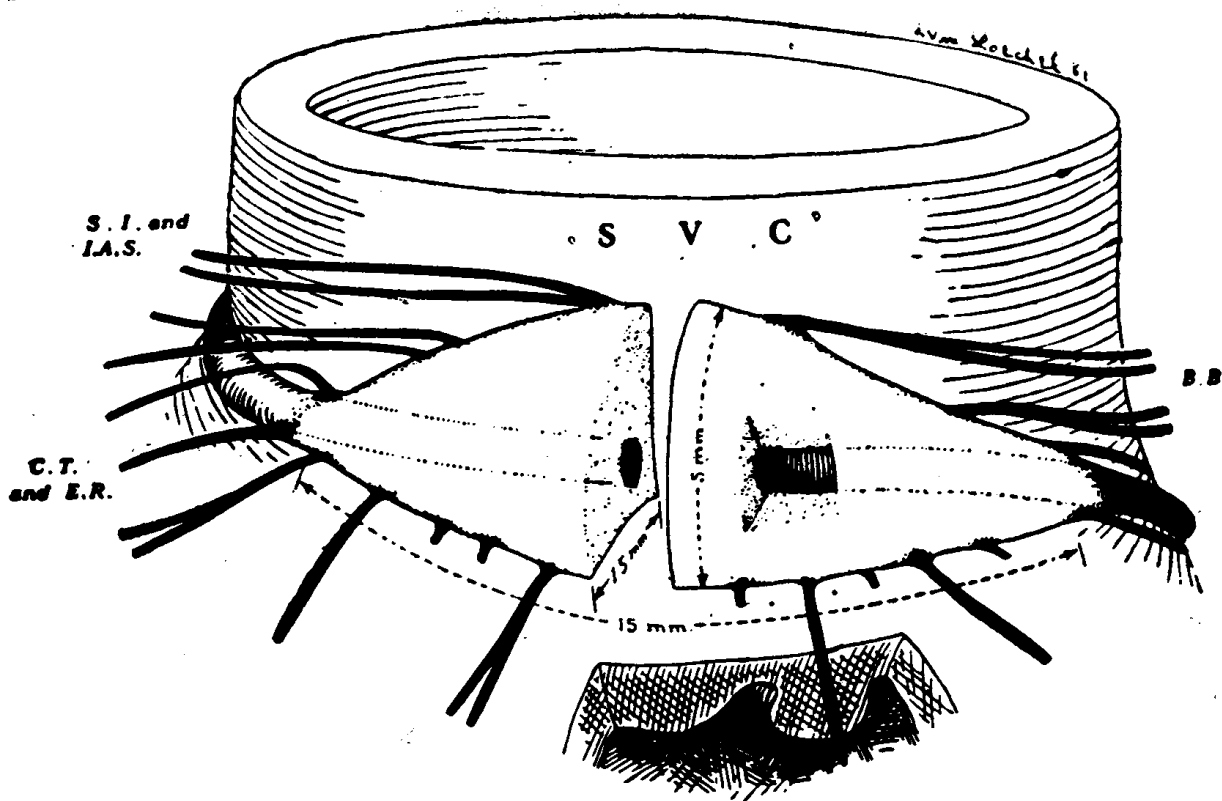


图2-1 窦房结外形图

SVC: 上腔静脉 SI: 腔司窦 IAS: 房中隔 CT: 游离嵴 ER: 界嵴 BB: 巴氏束

1. 前结间束 由窦房结的前方发出, 经上腔静脉的前方向左即分为两束, 一束通达左心房称贝氏束 (Bachmann's Bundle), 此束将激动由右心房传到左心房, 起到房间传导的作用。另一束进入房间隔的前方, 然后向下后伸延达房室结的脊部 (上缘), 它是结间束的主要一束。

2. 中结间束 起源于窦房结的后下部, 绕上腔静脉的右后方到房间隔的后上部, 在卵圆孔的前缘与前结间束的纤维联系, 最后也达房室结的脊部。

3. 后结间束 起始于窦房结的后部 (下缘), 下行经界嵴在冠状窦的上方进入房室结的脊部。后结间束的一些纤维也可绕过房室结而直达它的下部或达房室束, 此类纤维称James束。有时后结间束可发出纤维与其它两束发生联系 (图2-2)。

在三个结间束中, 前结间束最短, 但它是兴奋传导的主通道, 后结间束最长, 常与房室结的逆行传导有关。

三、房室交界区

应用电子显微镜观察和电生理研究, 房室交界区实际上可分三个部分, 即①结区: 是指房室结本身这一部分, 它并不具有自律性, 只是控制心房和房室之间的传导, 使心室或心房免受频率过高的刺激。②房-结区: 为结间束的终末部分与房室结联接处, 它有起搏细胞可以发放激动。③结-希区: 指房室结下部与房室束的联接处, 它也有起搏功能, 也可发放激动。房室结及其邻近组织的电活动, 在心电图上很难进行确切的区分, 所以把这些部位统称为房室交界区。但也有学者仍称它为房室结。

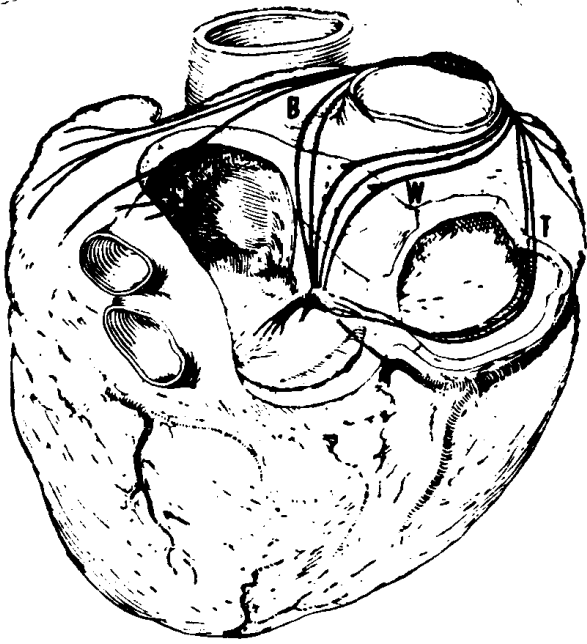


图2-2 结间束(心脏后面观)

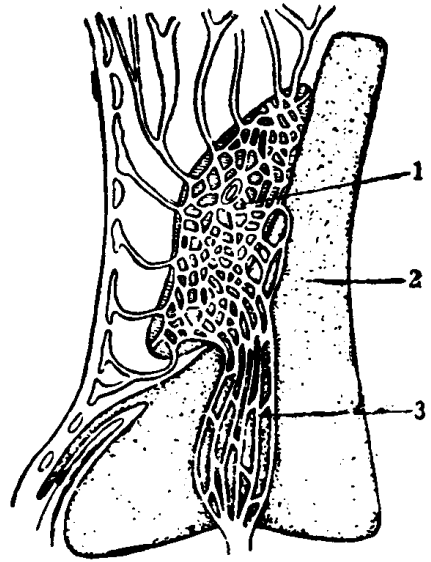


图2-3 房室交界区的解剖关系

1.房室结 2.纤维三角体 3.房室束穿透部分

房室结位于右侧房间隔的下部，三尖瓣附着缘的上方，冠状静脉开口处前方，卵圆窝的下方，它呈长椭圆形，大小约 $6 \times 3 \times 1$ 毫米，其后部有较多的神经纤维。

房室交界区的功能有三：①传导作用，不过近年来有人用微电极探测，认为在房室交界区有两条传导途径，一条是正常传导途径，即快速传导途径，不应期较长，另一条是缓慢传导途径，只限于传导高频激动，不应期较短。此两条传导通道可能具有不同形态结构，也可能仅有功能不同的差别。②对兴奋的传导起延搁的作用，约为40毫秒。③有起搏的作用。

四、房室束

房室束(希氏束)是房室结的延伸部分，约15~20毫米长，1~4毫米宽。它从房室结发出后便进入右纤维三角，即希氏束的穿透部分，而后下传达室间隔的膜部后下缘，达室间隔肌部顶端，但在到达顶端以前开始分支。房室束离右纤维三角到它开始分支的一段称非穿透部，其穿透部分则稍变细，到室间隔膜部后又恢复原状。房室束与三尖瓣、主动脉瓣及室间隔膜部关系密切，上述这些部位的损伤易影响房室束(图2-3)、(图2-4)。

五、房室束支

房室束在心室间隔肌部上缘分成左右束支，

1. 左束支系统 由房室束分出后穿过膜性中隔下缘，下行于肌性室间隔的左侧心内膜的深处，约行1.5厘米后，即分散成三组纤维，前组分布于前乳头肌根部，后组至后乳头肌根部，间隔组分布于间隔的中下部。前组和间隔组的一部分构成左前分支，后组和间隔组的部分纤维构成左后分支。

2. 右束支系统 它是由一组细长的纤维所组成，起始于膜性中隔的下缘，前行在室间隔的右侧面的心内膜下，通过锥状乳头肌后下方，向下进入节制索内，至右室前乳

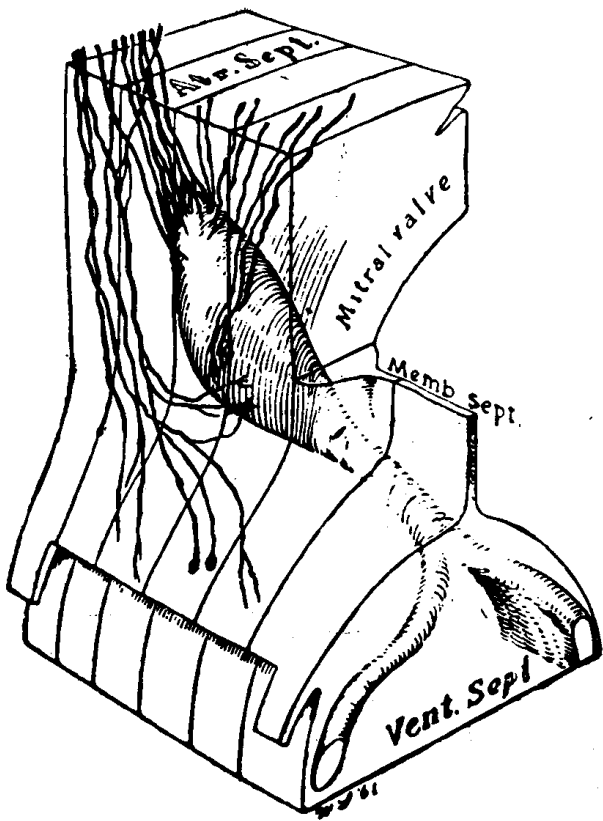


图 2-4 房室交界区的立体示意图

头肌根部分散成分支。

根据上述的解剖学关系，可以认为房室束支是由左前分支、左后分支和右束支组成，亦即通常所称的三支系统。

六、浦肯野纤维网

由左右束支的分支在心内膜下交织而成，在心室间隔的中下部、心尖、乳头肌的基底部分布较丰富，而在心底部、动脉口周围和心室间隔上部则较少，所以兴奋是由心尖经游离室壁向上传导，心脏收缩顺序是由心尖向心底部进行。

第二节 异常的传导途径

除上述的心脏传导系统外，还有下列三种传导纤维，它们在一定条件下也可传导兴奋（图 2-5）。

一、肯氏束 (Kent's Bundle) 它是直接连接心房心室间的肌肉传导束，它可位于右心房和右心室，左心房和左心室之间，也可位于心房和心室间隔之间。故兴奋可经该束提前到达心室的某一部分而使之先期激动，结果心电图上出现典型的预激综合征图形，即 P-R 间期缩短，QRS 综合波增宽有 δ 波简称 W-P-W 综合征 (Wolff-Parkinson-White Syndrome)。

二、金氏束 (James Bundle) 它实际上是后结间纤维的部分延续，再汇合部分前结间纤维、中结间纤维组成一条旁道，绕过房室结体后进入房室结下部或直接与房室束相连接，所以来自窦房结的兴奋不经房室结而直接传入房室结下部或房室束，因此心电图上表现为 P-R 间期缩短，QRS 综合波正常，无 δ 波，简称 L-G-L 综合征 (Lown-Ganong-Levine Syndrome)。

三、马氏纤维 (Mahaim's Fiber) 由 Mahaim 于 1938 年首先报道得名，它由房室结下部或房室束或左右束支发出纤维，进入室间隔肌部形成传导短路，故也称结室或束室旁道，心电图上表现为 P-R 正常，QRS 综合波增宽，有 δ 波。也有人在正常的心脏见到这种纤维。

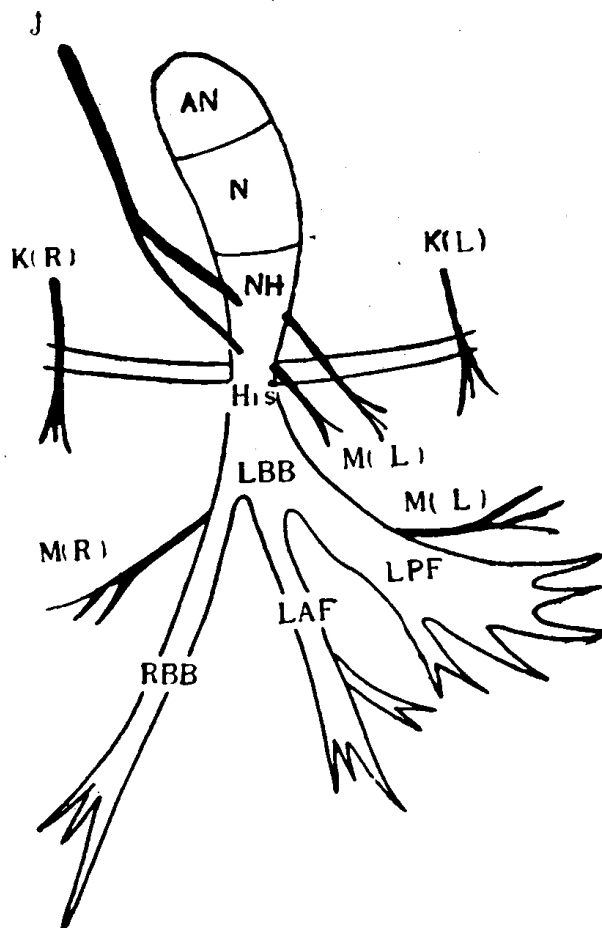


图 2-5 旁路传导束示意图

J: James束 K(L): 左侧Kent束 His: 希氏束 LPF: 左后分支
 AN: 房结区 K(R): 右侧Kent束 LBB: 左束支
 N: 结区 M(L): 左侧Mahaim氏束 RBB: 右束支
 HN: 结希区 M(R): 右侧Mahaim氏束 LAF: 左前分支

第三节 心脏兴奋的传导方式

窦房结发出的兴奋沿着三条结间纤维向房室结方向传导，通常沿着其中最短的一条纤维即前结间纤维下传，但有时几条纤维可同时起作用，而其中一条的传导更为优先。

心房激动的程序首先为右心房，约10~40毫秒后才激动左心房，故心房的传导是从右向左，自上而下，由后向前的方向传布的，但在心外膜上激动是以同心性方式向四周扩播，这说明结间纤维不决定心房外膜激动的传播方式。当激动通过房室结后，便快速地穿过房室束、左右束支及浦肯野氏纤维，并几乎同时进入左右心室的内膜面，而后由内膜向外膜传播，但此时其传导速度明显变慢，左室约需30毫秒，右室约为10毫秒，左室内膜激动由下列三个部位开始：①室间隔左侧面的中部；②室壁的前基部；③左室后侧壁的室间隔旁区。约在20毫秒内左室内膜大部被激动。右心室则首先自前乳头

肌起始部开始激动，而后自室间隔传导到右室壁。最后激动的部位是左室基底部及右室肺动脉圆锥部。

激动在心脏各部位的传导速度有很大差异，房室束及浦肯野氏纤维最快，为2000~4000毫米/秒，心房肌次之约800~1000毫米/秒，心室肌为400毫米/秒，房室结最慢仅为20~200毫米/秒。传导速度的快慢与组织结构和细胞内糖原含量多少有关。

若心脏存在前述异常传导径路时，则激动的传导方式和顺序可发生多种变异，常见的有：（1）激动通过 James 束绕过房室结嵴部而直接进入房室结下部，然后经房室束、束支下传导至心室（图2-6①）。

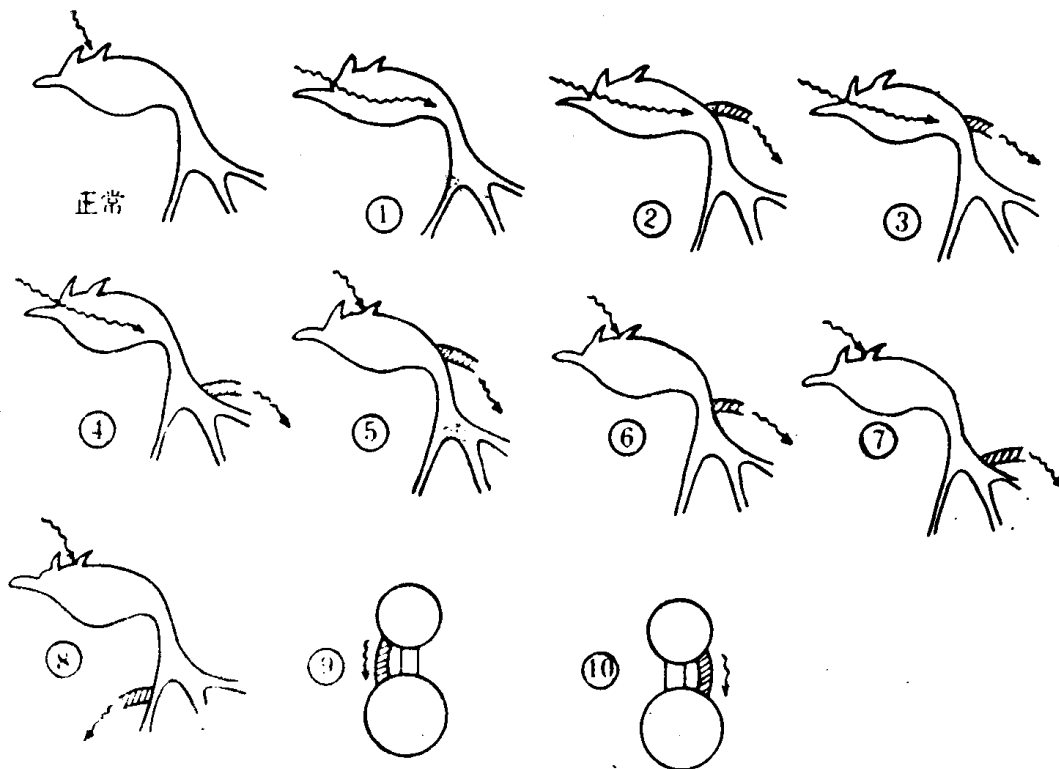


图2-6 房室间传导形式
正常：房室间正常传导 ①—⑩：各种不同形式的旁路

（2）激动经过 James 束到房室结下部后不经房室束下传，而沿 Mahaim 束下传到室间隔（图2-6②）。

（3）激动经 James 束达房室结下部，沿房室束下传一段后又沿左侧 Mahaim 束至左室或室间隔（图2-6③）。

（4）激动经 James 束到房室结下部后，通过房室束再沿左束支经 Mahaim 束传至左室（图2-6④）。

（5）激动先到房室结，而后在房室结的下端经 Mahaim 束越过房室束而直接进入室间隔（图2-6⑤）。

（6）激动在房室束以上经过正常传导途径，但通过房室束一段后又经过左侧位 Mahaim 束进入左心室或室间隔（图2-6⑥）。