

Electrotherapy of the Heart

心脏的电治疗学

——心脏起搏器技术概论

(德) 沙达赫 Max Schaldach 著

曹永君

译

胡大一

校订

人民卫生出版社

1
R318.11
SDH

心脏的电治疗学

——心脏起搏器技术概论

(德) M. 沙达赫 著
曹永君 译
胡大一 校订

2/1824



经济日报出版社



A0095804

(京) 新登字 102 号

责任编辑：赵润庭

责任校对：于宜君

Electrotherapy of the Heart

Technical Aspects in Cardiac pacing

by

prof. Dr. — Ing. Max Schaldach

Berlin 1992

心脏的电治疗学

XIN ZANG DE DIAN ZHI LIAO XUE

——心脏起搏器技术概论

(德) M. 沙达赫 著

经济日报出版社出版

(北京市崇文区龙潭西里 54 号)

新华书店北京科技发行所发行

北京市仰山印刷厂印刷

850×1168 毫米 1/32 8.5 印张 196 千字

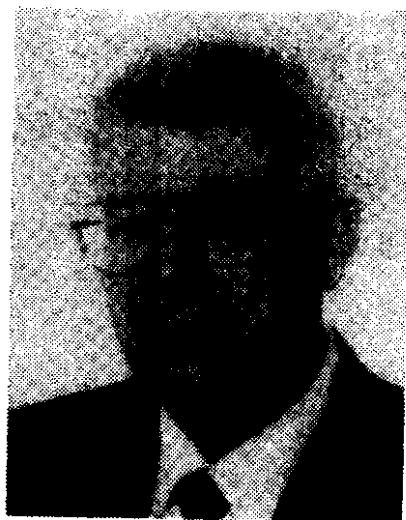
1993 年 12 月第 1 版 1994 年 1 月第 1 次印刷

印数 1—3000 册

ISBN 7—80036—811—4/R·1 定价：20.00 元

关于本书及本书作者

本书作者沙达赫教授 (Prof. M. Schaldach) 是一位杰出的德国物理学家、工程师及发明家，同时他还是一位有近三十年经验的医生，一位有敏锐观察力的用现代工程技术解决医学问题的能手。还是在柏林工业技术大学物理系学习时，他就参与了德国第一台同时也是世界上第一批植入式人工心脏起搏器的设计与研制，之后他获得了医学硕士学位 (1964 年)，不久又成为技术科学博士 (1966 年)。多年来他一直担任德国纽伦堡—埃尔兰根大学生物医学研究所所长。



沙达赫教授对多种学科有浓厚兴趣，而且都有所成就，发表过几百篇论文。他取得的一百多项发明专利涉及了生物材料、电化学、应用光学及人造器官（心脏瓣膜、假肢）等。很多发明已经转变成高技术产品，其中最主要的就是本书叙述的各种型号的起搏器，如书中述及的“智能型”起搏器，即通过测量心内阻抗的变化来调节心率快慢的频率应答式起搏器，是直接利用人体自主植物神经系统信息的一次开创性尝试，已经在临床上显示了令人满意的性能。

本书系统地描述了起搏器的进展并涉及了医学电治疗学的各个学科领域，象本书这样把医学与物理学及其它技术科学同时作出深刻描述的著作并不多见。正如书名“心脏的电治疗学”所指出的那样，在书中作者也多处希望医学与技术科学进一步合作来

解决医学所遇到的问题。因此希望本书的翻译出版能供我国的对起搏器技术感兴趣的医生、学者及生物医学工程师们对这一领域新进展的了解有所帮助。

本书的翻译出版工作得到沙达赫教授的赞同，同时，北京医科大学胡大一教授从繁重的医务教学工作中抽出时间来为本书校订，苏州医学院一附院蒋文平教授也提出了极其宝贵的意见，在此向他们表示衷心的感谢。

由于译者外文及专业水平均有限，时间又很仓促，译文不当或错误之处在所难免，还望读者不吝指正。

曹永君谨识

1993.10

前 言

生物医学技术在近 30 年来对医学治疗与诊断的进步作出了巨大贡献，最成功的贡献之一就是起搏器技术的发展。自从 1958 年第一只人工起搏器被植入以来，起搏器从一个简单脉冲发生器逐步发展到现在以计算机技术为基础的强有力的智能型系统，并能通过程控仪在不需再次手术的条件下改变起搏与感知参数。今天的植入式起搏器显示了一项利用现代材料与电子学技术解决医学问题的成功范例。对临床所有类型的心律失常都已形成一些标准的处理方法，这些方法不但在紧急抢救情况下施用，而且能长时期地改善病人的生活质量。但是，虽然取得了这些令人振奋的进步，人工起搏器还在朝完全模拟生理起搏系统方面不断地努力，尤其是在根据血液动力学的需要调节起搏速率的能力方面的研究正得到人们越来越大的关注。

《心脏的电治疗学》一书是这一发展的见证。作者沙达赫是起搏器技术元勋之一，是国际知名的应用物理与生物医学工程专家与教授。几十年来他在起搏原理的发展，起搏器的设计与制造等各个领域都作出了持续不断的巨大努力，他的研究成果对起搏技术发展到目前的水平有不可磨灭的贡献。

毫无疑问，本书的出版将进一步推动起搏器技术的研究与发展，使起搏器具有更好的生理性能，使病人病情得到最大程度的改善，这也正是我们的目的。

H. Hutten

1992 年 1 月，格拉兹

作者原序

1958年，Elmqvist发明了世界上第一台可植入起搏系统并由Senning植入人体。从那时以来，工程学与医学的模范合作就发展出一种极其有效的治疗方法。起搏器技术的发展有赖于各个性质完全不同的学科：生理学、电子学、物理学、电化学及材料科学等，而基本技术尤其是微电子技术的发展，才使得起搏器在实际中能处理广泛的心律失常病例成为可能。本书很多内容在杂志及教科书中都未被述及过，因而希望本书对生物医学工程及医学之间的有目的的合作能有所贡献。

正象书名所指出的，本书论及了心脏电治疗方法中实现从系统工程观点出发来适应心血管需求的频率应答起搏的不同方案。这些方案包括闭环控制系统型的“生理型”频率应答，利用各种生理性控制参数，人工起搏器与自主植物神经系统可以和谐地重建心脏变时功能。这一进展是产生许多心脏电疗法新概念或“智能型”起搏器的一个重要里程碑。

正如神经心脏学所阐明的那样，对人体自律植物神经平衡的监测应该得到更优越的起搏技术研究结果，这一结果应比药物治疗更有效，并最终取代除颤器。

希望本书读者在读完本书后能对起搏器发展中各学科承担的任务有更多的了解。

M·沙达赫，1992年1月，爱尔兰根

中文版序

近年来生物医学工程技术在临床医学中的应用进展很快。人工心脏起搏技术是最令人瞩目的方面之一，它是心脏电治疗的重要内容。起搏方式从早年的心室单控按需型非生理性起搏(VVI)，发展到保持正常房室收缩顺序的心房按需型起搏(AAI)和双腔全自动起搏(DDD)，进入80年代以来，频率应答式起搏方式进一步解决了起搏频率随代谢需要自动调节的问题，使生理性起搏进入了一个全新阶段。

自主(植物)神经对心脏血管调控是当今心脏病学基础与临床研究的热门话题，心率变异与心脏性猝死的关系，血管迷走晕厥的发生机制与倾斜试验对其诊断与指导治疗的意义无不与之相关。沙达赫教授把心脏血管的自主神经调控的原理用于频率应答起搏的实践，是一个具有重大意义的革新与尝试。他的专著《心脏的电治疗学》详细介绍了这方面的内容，同时全面复习了人工心脏起搏发展的历史、现状与未来。非常值得我国广大从事人工心脏起搏研制与临床应用的生物医学工程与医务人员学习和阅读。

沙达赫教授为国际知名应用物理与生物医学工程学家，对于人工心脏起搏技术的发展作出了突出贡献。他数次来华访问讲学，是我们中国同道们的良师益友。

曹永君先生将沙达赫教授的专著译成中文，必将使这本学术著作拥有万千中国读者，必将推动我国人工心脏起搏事业的发展，提高我国这一专业领域的学术水平，使广大病人获得更理想的起搏治疗。

胡 大 一

1993. 12. 1 北京

目 录

一、心脏解剖与生理基础	(1)
1. 心脏的位置与结构	(1)
2. 兴奋的发生与时间经过	(5)
3. 兴奋—收缩耦联与心肌收缩过程	(11)
二、心脏搏动生理学	(13)
1. 起搏电位与兴奋的传播	(13)
2. 心脏力学	(14)
3. 心脏搏动的调节	(16)
4. 循环的神经—体液控制	(18)
5. 自主(植物)神经系统(ANS)	
在心血管调节中的作用	(21)
6. 心脏起搏或传导系统障碍病人的循环调节	(23)
三、心脏电活动的监测	(28)
1. 心脏病理生理学	(30)
2. 起搏功能紊乱	(31)
3. 传导障碍	(35)
四、心律紊乱的治疗	(38)
1. 心律紊乱处理中的电疗法	(39)
五、起搏器技术	(44)
1. 植入式起搏器：历史、现状与发展趋势	(46)
2. 多程控单腔起搏器	(47)
3. 多程控单腔起搏器技术	(49)

4. 多程控双腔起搏器	(53)
5. 多程控双腔起搏器技术	(56)
6. 可控与可调节型起搏器	(66)
六、心排量调节的控制	(68)
1. 频率应答的不同方案	(71)
2. 控制变量的正向传播	(71)
3. 使用体动或其它非心参量的开环控制方案	(73)
4. 使用心内参数作为控制变量的频率应答方案	(74)
七、体源控制参数的应用现状	(80)
1. 体动作为控制参数	(81)
2. 中央静脉血温作为控制参数	(88)
八、心源控制参数	(97)
1. 心内电导测量原理	(98)
2. 心腔电导测量的基本考虑	(99)
3. 阻抗的各向异性	(101)
4. PEP 用作频率应答参数	(103)
5. 对 PEP 控制的改进: VIP 的概念	(106)
6. 单极右心室电导测量	(112)
7. 临床结果	(119)
8. 心腔容量信息用作频率应答	(125)
9. 结论	(133)
九、刺激电极	(135)
1. 电极/心肌界面	(135)
2. 赫姆霍兹双层结构	(138)
3. 电极的电学性能	(141)
4. 电极材料	(148)
5. 多孔电极	(150)
6. TiN 作为电极涂复材料	(151)

7. 对比研究	(153)
十、起搏器技术中的材料	(158)
1. 生物材料的定义	(158)
2. 普通用途中的生物材料	(159)
3. 生物材料的一般性质	(161)
4. 软组织植入中使用的生物材料	(163)
5. 抗体液腐蚀性能	(164)
6. 生物相容性	(167)
7. 质量检查与可靠性	(172)
8. 血液的生理学性质	(172)
9. 血液与人造器件表面之间的相互作用	(174)
10. 血液相容性	(178)
十一、起搏器的能源	(181)
1. 电池的发展	(182)
2. 起搏器能源现状	(186)
3. 电池的成分	(187)
4. 电池性能	(189)
5. Li/I ₂ -PVP 系统化学	(192)
6. Li/I ₂ -PVP 电池的设计	(194)
7. Li/I ₂ -PVP 电池的放电特性	(195)
8. 电池设计与质量	(196)
十二、重建生理调节过程——对技术的挑战	(199)
1. 心脏电治疗的新概念	(200)
2. 结论	(201)
参考文献	(205)
名词索引	(238)

一、心脏解剖与生理基础

为了很好地掌握起搏技术，对解剖学、生理学及病理生理学知识有一定的了解是必要的。本章以下各节就是简要阐述心脏的基本功能及其控制机制，比如要简单叙述一下作为中枢神经系统一部份的自主（植物）神经系统。但是不要把这些叙述理解成对所有的解剖与生理学细节的完整描述，如希望在这方面深造，可以参看有关的生理学、电生理学、病理生理学及心脏病学方面的书籍 [1—4]。

1. 心脏的位置与结构

心脏在胸腔内的位置是中心偏左前，与腋窝高度大约持平。其形状象一个倒立的圆锥，此圆锥的基底朝向右上而其尖部指向左下。其解剖学轴线（一根想象的从心底中心指向心尖的直线）从右胸腔后上部指向左胸腔的前下部，精确位置可因心脏的大小与隔膜形状的不同而因人而异。

一层结缔组织膜（心包）将整个心脏包绕，心包由内外两层间隔很小的充满液体的膜组成，这种结构可以保护心脏不受邻近的肺的挤迫，并允许心脏搏动时的运动自由。在从心脏发出的大血管进口的基底部，内膜与外膜融为一体。

图 1 是心脏内部结构的简图，在其基底部是将血液送往肺部的肺动脉开口及供应身体其它部位的血液的主动脉开口，大静脉也在这一部位开口——上腔静脉，下腔静脉及从肺部来的四根肺静脉。

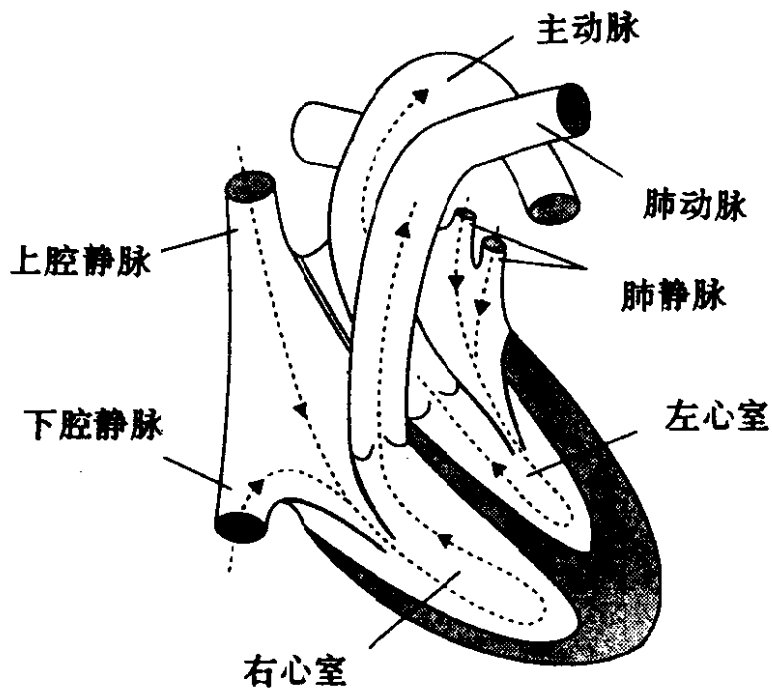


图 1. 心脏结构示意图, 其中标示了经过心房与心室的血流的基本流向。

心壁是一种中空肌性组织, 称为心肌。其中有些纤维围绕心脏锥体呈螺旋状, 另一些纤维直接从心底连至心尖。沿心脏的解剖轴有一层肌间隔将心腔分为左右两半, 左半部份的心肌比右半部份的要厚得多。每一半又进而由二片或三片结缔组织瓣叶组成的瓣膜分隔成两腔——心房与心室。右心房与右心室之间是三尖瓣, 而左心房与左心室之间是二尖瓣。瓣叶的游离端通过柔韧的腱索与位于心室上部的小肌肉即乳头肌连接, 通过这一结构使得瓣膜起着阀门的作用, 当心室收缩时, 腱索被拉紧因而阻止瓣叶进一步弯向心房, 这样血流只能从心房流至心室; 此外在心脏中还有二个瓣膜控制着从心室流出的单向流动——右心室与肺动脉接口处的肺动脉瓣, 左心室与主动脉之间的主动脉瓣, 这些瓣膜都是由三片半月形瓣互相部份覆盖组成, 当血液从心室射出时, 半

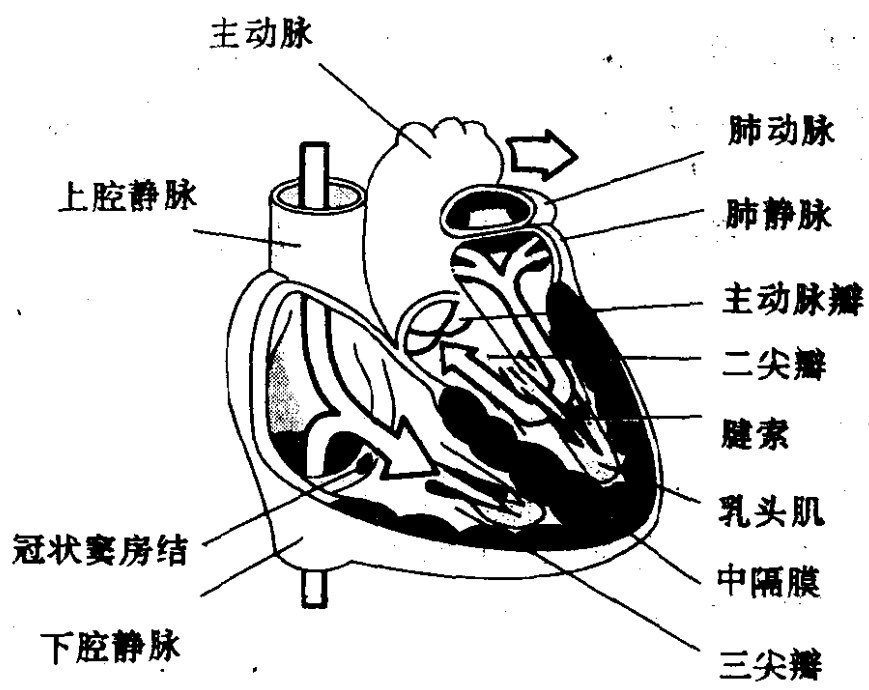


图 2. 瓣膜位置示意图。

月瓣回缩，紧贴至血管壁；随着大动脉内血液充盈，当血液企图向心室回流时，半月瓣覆盖阻止其返流通路。

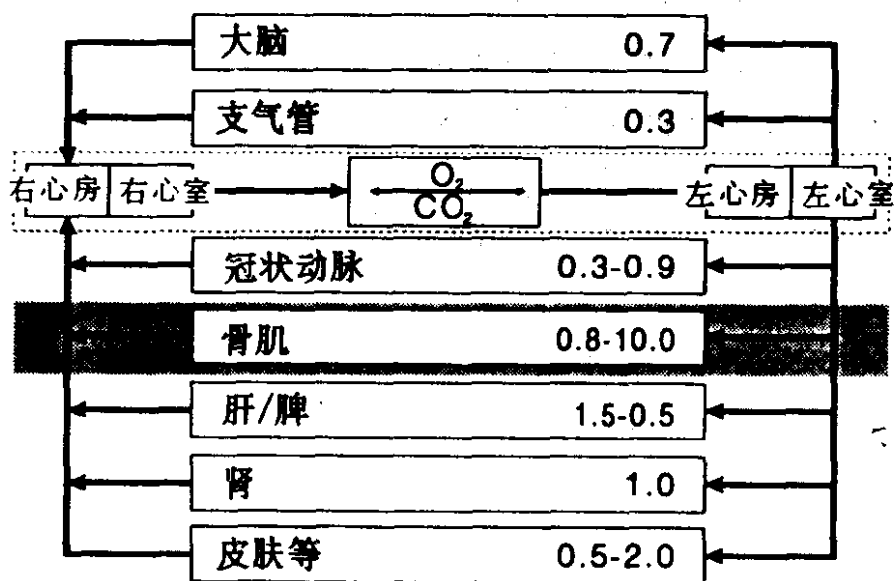


图 3. 人体主要器官血流分布示意图(升/分, 70 公斤, 男性)其中数字标示的心脏输出范围(CO, 单位: 升/分)分别指休息及运动时的心排量。

如图 3 所示，心脏是血管系统的泵，其作用是保证血液在体内所有器官中流通，向它们提供足够的氧及营养，并有效地排送走代谢后产物。从功能上讲，心脏的左半与右半是独立的。在右半心脏中，缺氧血通过上腔静脉与下腔静脉涌入右心房，然后通过三尖瓣膜流向右心室，当心脏收缩时，右心室中的血液被挤入肺动脉中，在通过肺的毛细血管时，血液中的二氧化碳被释放到呼出的空气中，同时获得空气中的氧气，带着氧气的新鲜血液由肺静脉进入左心房，并通过二尖瓣膜进入左心室，然后被泵入主动脉。这些血液被分配到所有的大小动脉，最终到达最小的血管——各个器官中的毛细血管——在这里与组织中的血液交换，溶解在血液中的物质也同时交换，然后，经过各种大小静脉汇总到腔静脉中。这一过程中从肺动脉至肺静脉这一部分称肺（或小）循环，通过身体其它部位的部份称为体（或大）循环。

在休息时心脏以每分钟 70—80 次的速率有节奏地收缩全部心肌，心肌细胞被源于一种特殊心肌细胞的电活动刺激而收缩，这些特殊心肌细胞就是心脏的自主起搏系统。这些自发产生的信号通过一些特殊的纤维束以某种固定的方式传送到其余心肌细胞。图 4 描述了自主起搏系统与传导系统的位置。在正常情况下，兴奋起源于窦房（SA）结，这是一组位于右心房靠近上腔静脉开口处的肌纤维。从这里沿心房壁发出三组纤维束（结间束）通向位于右心房下部间隔区上的房室（AV）结（也称为 Aschoff—Tawara 结）。目前还不是很清楚结间束对电刺激从 SA 结至 AV 结的传导有多大贡献。AV 结将刺激传至希氏束。希氏束跨过心房与心室之间的交界，并穿过间隔到达心脏的左半部，此后，希氏束很快分为左束支与右束支，左束支再分叉为左前分束支与左后分束支，这两束分支与右束支又都分叉成很小的纤维束（蒲氏纤维）沿间隔表面分布到心室的顶端。

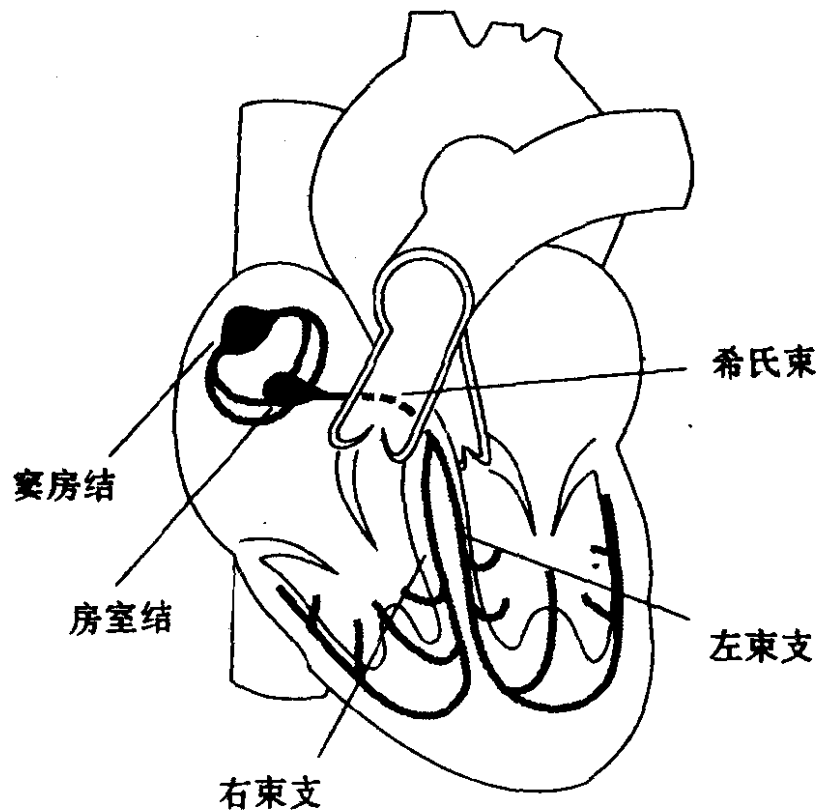


图 4. 自主起搏系统与传导系统的解剖位置示意图。

2. 兴奋的发生与时间经过

所有的心肌细胞，包括起搏系统，传导系统以及工作心肌，都可电兴奋。在静止状态时，细胞内部比外部电位低，这一电位梯度加在细胞膜上，这一约 -80mv 的静息电位是因沿钾离子浓度梯度向细胞膜外扩散的钾离子而形成的（图 5）。这是一个被动过程，也即不需能量来维持扩散电位。

所有的心肌细胞都可能将瞬间刺激发展，使跨膜电位极性变化，产生暂时的兴奋。能使心肌细胞暂时兴奋的瞬间刺激的最小

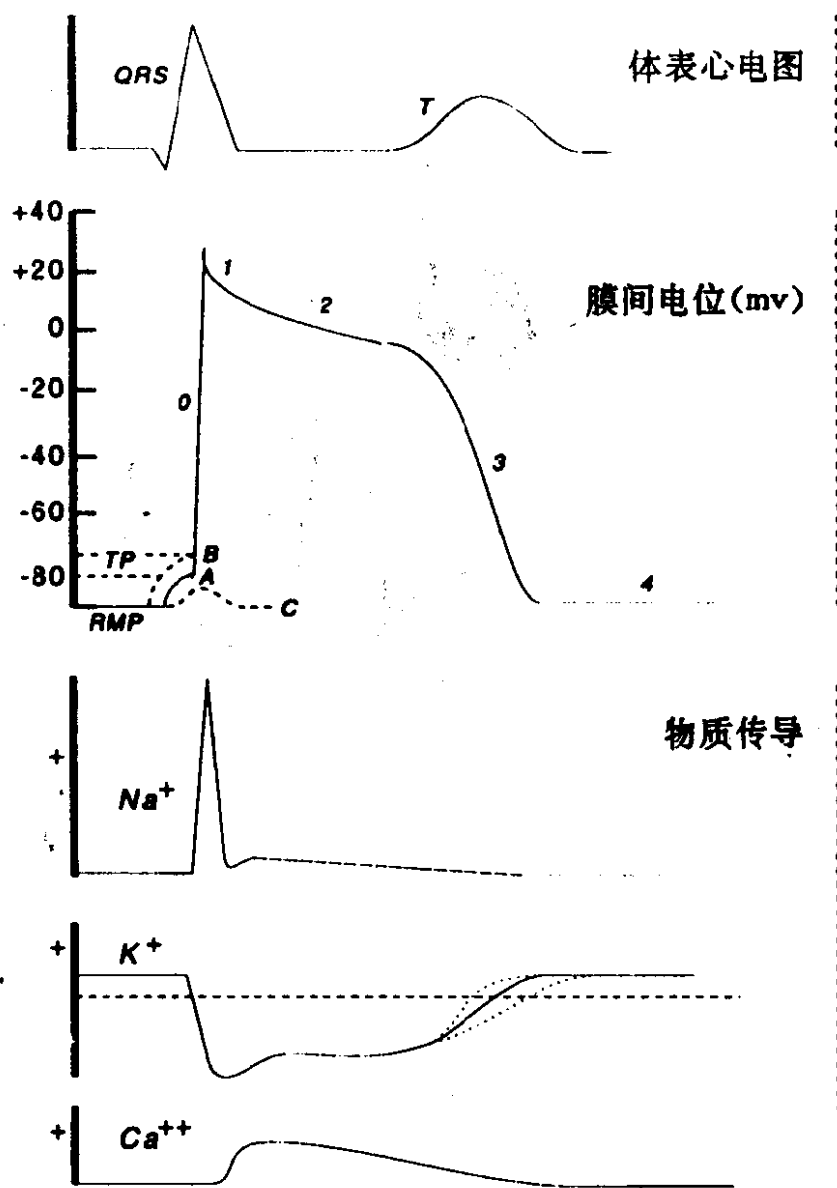


图 5. 体表心电图,膜电位以及相应于动作电位(AP)的离子流相对变化之间的关系,在0-3相位显示出一个快速AP。位相4是静止膜电位(RMP)。TP=阈值电位。A~阈值刺激。B~较低的阈值刺激。C~亚阈值刺激。位相0表示相对于K⁺,Na⁺,及Ca⁺⁺离子流有一个大的快速增加。