



卓越工程师系列教材

# 生物医学电子学

## ——医疗诊断

SHENGWU YIXUE DIANZIXUE  
YILIAO ZHENDUAN

永 远 常 向 荣 韩 奎 著



科学出版社

卓越工程师系列教材

# 生物医学电子学——医疗诊断

永 远 常 向 荣 韩 奎 著

科 学 出 版 社

北 京

## 内 容 简 介

本书属于“卓越工程师系列教材”，以基础原理与实际应用相结合，介绍常规医学电子仪器原理和应用及生物医学电子学学科的发展前沿。内容包括生物医学电子学测量的物理基础、电路基础、测量中的干扰和噪声、心电测量、脑电测量、监护仪以及生物医学遥测。

本书可以作为高等院校生物医学工程本科生和研究生的专业课教材，同时可作为在职教师以及从事医学电子专业的工程技术人员参考书。

### 图书在版编目(CIP)数据

生物医学电子学：医疗诊断/永远，常向荣，韩奎著.  
—北京：科学出版社，2014.7  
卓越工程师系列教材  
ISBN 978-7-03-041315-4

I. ①生… II. ①永…②常…③韩… III. ①生物工程-医学工程-医用电子学-高等学校-教材 IV. ①R312

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2014) 第 143948 号

责任编辑：杨 敏 封面设计：墨创文化  
责任校对：贺江艳 / 责任印制：李少力



科学出版社出版

北京东黄城根北街16号  
邮政编码：100717  
<http://www.sciencep.com>

成都创新包装印刷厂印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

\*

2014年7月第一版 开本：787\*1092 1/16

2014年7月第一次印刷 印张：19 3/4

字数：470千字

定价：48.00元

## “卓越工程师系列教材”编委会

主	编	蒋葛夫	翟婉明	
副	主	编	阎开印	
编	委	张卫华	高波	高仕斌
		彭其渊	董大伟	潘炜
		郭进	易思蓉	张锦
		金炜东		

# 前 言

《生物医学电子学——医疗诊断》是利用电子学方法及其相关仪器解决生物医学问题，从生命体本身的特殊性出发，来研究生物医学信号检测、处理、变换、显示与记录原理和方法的课程，是生物医学工程专业的必修科目。

本书共分为7章。

第1~3章为医学电子学通用理论基础。本书从人体测量安全性和有效性考虑，在第1章着重强调测量时各物理量与人体的相互作用，它是完成生物体测量的依据。从生物医学信号的特殊性和对仪器的安全标准出发，在第2章介绍了医用电子仪器通用单元电路设计。第3章讲述了生物医学测量中的干扰和噪声，以及对应的处理方法。

第4~7章介绍常规生物医学电子仪器，分别从仪器的测量原理、测量电路、关键技术及产品应用方面进行详细讲解。第4章从电偶理论出发探讨心电图产生、心电放大电路、走纸控制电路图和常用的心电图机，并介绍了心电向量图机。第5章讲述脑电图测量，在传统脑电测量基础上增加了脑磁图、脑-计算机接口技术。第6章详细介绍人体生理参数的测量原理、多参数监护仪，以及可扩展接口技术。第7章讲解信号发射与传输技术，并延伸至现代物联网技术及其在远程心电监护中的应用。

本书编写的思路和特点在于：

(1)贯彻“理论、技术、应用、产品”主线。本书是在《传感器原理与检测技术》(永远著)的基础上，立足生物医学电子学教学、研究和产业化，系统地阐述医学电子学基础理论与应用技术，从仪器原理讲解延伸到产业化的商品作为典型范例的应用。各高校可根据各自专业的特色与特点，将本书作为基础课、专业必修课或选修课的教材。

(2)强调专业基础知识。尽管生物医学电子仪器更新换代很快，但我们相信电子仪器检测原理和基本电路设计是医学电子设计的基础，所以本书用了较大篇幅讲述各种测量基础和单元电路设计。

(3)紧密联系实际，注重能力的培养。本书对每种仪器精选实际案例，从电路原理到实际应用，使读者在整个生物医学电子仪器的掌握上能有一个完整体系。

(4)紧抓科学技术发展前沿知识。随着科技的发展，生物医用电子仪器可开发的功能越来越多，应用范围越来越广，本书引用大量的参考文献，对新方法与技术在仪器上的进一步开发前景进行展望。

编者有二十多年从事本专业研究的基础，先后在澳大利亚联邦科技与工业研究院、新西兰皇家研究院工业研究所以及西南交通大学工作，对生物医学电子学的发展有一定深度的了解。其他参编人员都是从事一线教学的老师，有着丰富的经验。西南交通大学(生物)

传感及微机电一体化系统团队研究生们(李继、陈巧莹、魏登勇、王欣、宁文双、宿惠妮)在搜集资料和文字编辑过程中付出了辛勤的劳动,在此表示衷心感谢!

本书在编写过程中,参阅和引用了大量的著作和期刊论文,在此谨向这些参考文献的作者表示衷心感谢!

由于时间仓促,教材中难免有不成熟和欠妥当的地方,恳请广大读者批评、指正,反馈信息请发送电子邮件到 [mems@swjtu.edu.cn](mailto:mems@swjtu.edu.cn)。

永远

2013年秋于成都

# 目 录

第 1 章 生物医学电子学基础 .....	1
1.1 概述 .....	1
1.2 人体生物物理特性及其基本信息 .....	1
1.2.1 人体的电学特性 .....	1
1.2.2 人体的磁场特性 .....	10
1.2.3 人体的其他特性 .....	13
1.3 人体生理信息及测量 .....	15
1.3.1 人体测量的特点 .....	15
1.3.2 人体生理信息测量模式 .....	17
1.4 生物医学电子学关键技术与发展方向 .....	18
1.4.1 现代生物医学电子学关键技术 .....	18
1.4.2 生物医学测量与控制技术的发展方向 .....	20
第 2 章 生物测量电路与信号处理 .....	23
2.1 信号放大 .....	23
2.1.1 基本线性运放电路 .....	23
2.1.2 生物电前置放大 .....	26
2.1.3 光电耦合隔离 .....	39
2.2 信号滤波 .....	44
2.2.1 基本概念 .....	44
2.2.2 滤波器的种类 .....	45
2.2.3 滤波器主要技术参数 .....	47
2.3 信号线性变换 .....	49
2.3.1 电流/电压变换 .....	49
2.3.2 波形变换 .....	54
2.3.3 电压/频率变换 .....	55
2.4 电压比较器 .....	59
2.4.1 单门限电压比较器 .....	60
2.4.2 迟滞比较器 .....	60
2.5 模拟信号与数字信号转换 .....	63
2.5.1 数/模转换电路 .....	63

2.5.2	模/数转换电路	71
2.6	数字信号基本变换	79
2.6.1	周期信号的傅里叶级数	79
2.6.2	非周期信号的傅里叶变换	82
2.6.3	拉普拉斯变换	84
<b>第3章</b>	<b>生物医学测量中的干扰和噪声</b>	<b>87</b>
3.1	干扰	87
3.1.1	干扰源	87
3.1.2	干扰耦合引入方式	88
3.1.3	接受干扰的敏感电路	93
3.2	干扰的抑制	95
3.2.1	接地	95
3.2.2	电磁场屏蔽	98
3.2.3	浮置	100
3.2.4	其他抑制措施	101
3.3	噪声的性质	102
3.3.1	噪声的统计特性	102
3.3.2	噪声带宽	103
3.3.3	噪声的功率谱密度	103
3.4	生物医学测量中的主要噪声类型	104
3.4.1	低频噪声	104
3.4.2	热噪声	105
3.4.3	散粒噪声	105
3.5	常规电子器件的噪声	106
3.5.1	电阻的噪声	106
3.5.2	电容的噪声	107
3.5.3	晶体管和运算放大器的噪声	107
3.6	低噪声放大器的设计	107
3.6.1	噪声性能指标	108
3.6.2	放大电路的低噪声设计	108
<b>第4章</b>	<b>心电测量</b>	<b>111</b>
4.1	心电发展及意义	111
4.1.1	发展历史	111
4.1.2	心电监测的意义	113
4.2	心电图及其导联系统	114
4.2.1	心电产生和心电图	114
4.2.2	心电图的导联	118
4.3	心电测量仪器	123



4.3.1	心电图机的特点	124
4.3.2	心电图机的结构	125
4.3.3	心电图机电路	128
4.4	心电向量图	139
4.4.1	VCG 坐标定义和导联体系	140
4.4.2	心电向量图与心电图的关系	143
4.4.3	心电向量图机	145
4.5	心电记录设备的其他种类	148
4.5.1	运动心电图记录系统	148
4.5.2	动态心电监护和分析系统	150
<b>第5章</b>	<b>脑电测量</b>	<b>154</b>
5.1	脑电概述及意义	154
5.1.1	概念	154
5.1.2	发展历史	155
5.1.3	脑电检测意义	156
5.2	脑电的产生机理	158
5.3	脑电信号的性质及分类	158
5.3.1	脑电信号的性质	159
5.3.2	脑电信号的分类	162
5.3.3	脑电图的导联	163
5.4	脑的自发电位测量	166
5.4.1	脑电图机结构	167
5.4.2	脑电图机的性能指标	171
5.4.3	典型的脑电图机	175
5.5	脑的诱发电位测量	176
5.5.1	诱发电位特性	176
5.5.2	诱发电位类型	178
5.5.3	诱发电位测量模块	184
5.6	临床脑电技术	186
5.6.1	动态脑电图	187
5.6.2	脑磁图	190
5.6.3	脑电地形图	193
5.6.4	高分辨率脑电图	195
5.7	脑电新技术——脑-计算机接口	202
5.7.1	脑机接口系统结构及原理	203
5.7.2	脑机接口的系统分类	206
5.7.3	脑机接口的应用	207
5.7.4	脑机接口存在的问题及展望	210

<b>第 6 章 生理信息的监测及监护</b>	213
6.1 概述	213
6.1.1 常见生理参数监测	213
6.1.2 监护仪及分类	214
6.1.3 监护仪器发展方向	215
6.2 循环系统参数监测	216
6.2.1 心电监测	216
6.2.2 心输出量监测	221
6.2.3 血压监测	225
6.2.4 血氧饱和度监测	231
6.3 呼吸系统参数监测	237
6.3.1 呼吸频率监测	237
6.3.2 呼气末二氧化碳分压监测	239
6.4 代谢系统参数监测	240
6.4.1 尿动力监测	240
6.4.2 温度监测	242
6.5 内分泌系统参数监测——血糖监测	244
6.6 神经系统参数监测——脑电图监测	247
6.7 心电监护仪	248
6.8 多参数监护仪	253
6.8.1 多参数监护组成部分	253
6.8.2 多参数监护仪电路分析	255
6.9 中央监护系统	261
6.9.1 中央监护系统概述	261
6.9.2 中央监护系统原理	262
6.9.3 中央监护系统实例	264
<b>第 7 章 生物医学信号监测与远程传输</b>	267
7.1 概述	267
7.1.1 遥测系统的组成	267
7.1.2 远程监护	268
7.1.3 医学遥测系统的研究意义	269
7.2 遥测信号传输原理	270
7.2.1 正弦波幅度调制及解调	271
7.2.2 正弦波角度调制与解调	274
7.2.3 脉冲信号	277
7.2.4 脉冲编码调制	280
7.3 遥测信号传输技术	282
7.3.1 基带传输与频带传输	282

7.3.2	多路复用技术 .....	284
7.3.3	无线传输技术 .....	285
7.4	生物医学遥测实例 .....	292
7.4.1	吞服式无线电胶囊 .....	292
7.4.2	颅内压遥测 .....	296
7.5	物联网与远程监护系统 .....	298
7.5.1	物联网技术 .....	298
7.5.2	远程监护实例 .....	301

# 第 1 章 生物医学电子学基础

生物医学电子学是综合运用现代自然科学及工程技术的相应理论和方法,从工程学的角度深入研究人体结构功能及其相互关系,以解决医学与工程相关问题的一门新兴的交叉科学。它涉及生物、医学、电子学及工程技术相关领域,将电子学及工程学融入临床诊断与治疗中,在减轻医生负担及病患痛苦的同时,提高了诊断和治疗的效率、效果、准确性、实时性及安全性,更全面有效地保障人类健康。

本章为对生物医学电子学应用于疾病诊断与治疗的基本原理及测量信息的介绍。

## 1.1 概 述

生物医学电子学是一门新兴的交叉学科,采用电子学及工程学的理论与方法,与生物医学的研究相结合;其研究对象涉及各类生物的不同器官和组织,且已深入到某些神经系统的精细结构。它使医学这一古老的学科步入了新的历史时期,即现代医学时期。在此基础上,研制出了一大批医疗电子仪器,大大推动了临床医学的发展,为许多疾病的早期诊断、监护和治疗提供了有效的工具。

生物医学电子学的研究范围主要包括:①生物医学信息的检测、处理和控制在;②探索生命活动的机理、生物信息的特征与规律;③研究开发为防病治疗等医学应用服务的设备与系统。

本书中涉及的内容重点是系统阐述生物医学电子学中的医疗测量原理与技术,为探索生命活动的机理提供有效的依据,从而进一步开发为医疗服务的电子仪器设备与系统。

## 1.2 人体生物物理特性及其基本信息

生物医学电子学的技术成果转化即为各类医疗设备,现阶段越来越多的电子类医疗器械介入疾病的治疗和防护中,使得医生对病患的诊断更加快速准确,监护更加全面便捷,同时也使患者减轻了很多不必要的痛苦。而各类医疗器械对人体进行的信号测量及监护是基于人体各项基本生物医学特性,并对其进行分析提取,以此得到医疗诊断所需要的信息。因此,在进行各类医疗器械设计及应用之前,首先应该了解人体生物医学特征等基本信息,而这正是本节所要介绍的内容。

### 1.2.1 人体的电学特性

医学检测及诊断主要依靠对提取出的生物电信号进行相关分析,因此应了解电荷等相关的物理量与人体生理效应的相互作用,及对生物电信号测量的影响。

类似于物质的电特性，其包括导电性和介电性两方面。导电性是指物体传导电流的能力；介电性是指在电场作用下表现出对静电能的储蓄和损耗的能力，通常用介电常数和介质损耗来表示。两者均是基于生物电现象而产生。本节简要介绍细胞电学特性、生物组织的电学特性，以及皮肤电阻法。

## 1. 细胞电学特性

生物电现象是以细胞为单位产生，其基础为细胞膜两侧带电离子(如  $\text{Na}^+$ 、 $\text{K}^+$ )的不均匀分布和选择性离子跨膜转运(图 1-1)，研究生物体的电特性(介电性和导电性)，就相当于研究细胞的电特性及由带电离子转运引起的细胞兴奋与兴奋的传导。

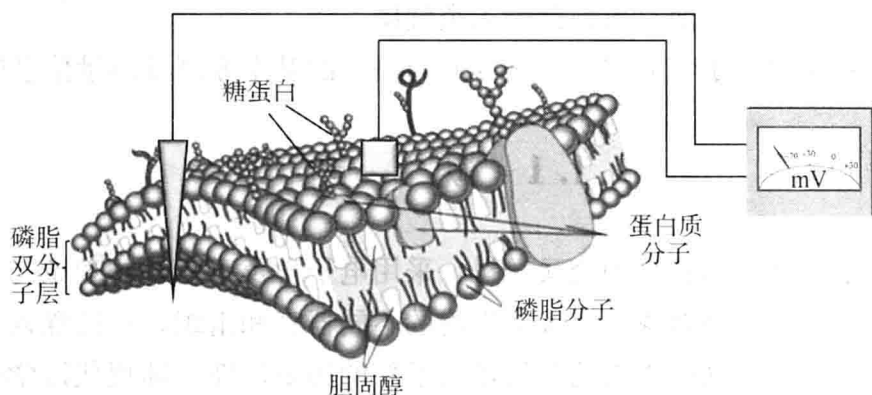


图 1-1 细胞膜及其静息电位示意图

最早被人注意到的生物电现象是电鳗鱼放电。公元前 4 世纪，亚里士多德(Aristotle)提出了电鳗鱼的“震击”作用，在公元 1 世纪，古罗马医生就曾用电鳗的放电来治疗痛风。1678 年，荷兰生物学家斯威莫尔登用蛙的肌肉做肌肉的收缩实验，但未引起关注。从 1780 年开始，意大利学者伽尔伐尼(Galvani)用蛙和蛙的肌肉标本研究神经与肌肉的生物电现象，于 1791 年发表著作，并于 1794 年做出了决定性实验，发现了神经和肌肉的损伤电位，确定了神经和肌肉的放电作用。随后，与伽尔伐尼同时代的物理学家伏特(Volt)发明了电位计，客观记录了新鲜蛙肌的损伤电位为 50~80 mV。

经研究得知，细胞水平的生物电现象主要有两种表现形式，即安静时(细胞未受刺激时)的静息电位和受刺激时产生的动作电位。生物体内各种器官或多细胞结构所表现出的多种形式的生物电现象，都可以依据细胞水平的这种基本表现来解释。器官或多细胞结构受到刺激，本质上为其基本构成单位，即细胞受到刺激。受激后细胞膜由静息电位变为动作电位，细胞的电位发生变化的同时完成细胞间生物电信号的传导，从而实现信号的传递。由此多细胞组成的组织或器官在电信号作用下实现了受激及响应，表现出整体的生物电现象并实现对应功能。因此静息电位和动作电位是生物电现象的基本形式，此部分内容对于了解生物体的电特性，提供了前期理论基础。

下面将系统阐述生物体的几大电特性，并给出神经传导的事例说明。

### 1) 静息电位

静息电位是指细胞未受刺激时存在于细胞膜内、外两侧的电位差。细胞膜处于静息电位时，膜内侧聚集负电荷，带负电；膜外侧聚集正电荷，带正电，细胞膜两侧保持稳定的电位差，无电荷流通。

因细胞膜同时具有电阻和电容的特性,在直流和极低频的情况下,细胞膜基本上是绝缘的,整个细胞可以看作是一种绝缘层包围的导电区。不同组织的电导率和介电常数有所不同,血液电导率大,皮肤电导率小。

以心肌细胞为例,心肌细胞膜内外两侧的溶液都是电解质溶液,且各种带电离子的浓度差别较大。静息时, $K^+$ 的膜内浓度比膜外高30倍, $Na^+$ 的膜外浓度比膜内高10~15倍, $Cl^-$ 的膜外浓度比膜内高4~7倍, $Ca^{2+}$ 的膜外浓度比膜内高 $10^4$ 倍,蛋白质阴离子的膜内浓度比膜外高等。膜内外的各个带电离子之间各有一定的浓度差形成浓度梯度。细胞在静息状态时,仅有 $K^+$ 通道开放,允许 $K^+$ 在浓度梯度作用下发生跨膜扩散,即向膜外扩散。它们总体构成了如图1-2所示的膜内外电位差(外负内正),即心肌细胞的静息电位,等于 $K^+$ 外流的平衡电位。实验证明,不同肌肉组织的静息电位不同,但大致都在50~100 mV之间。

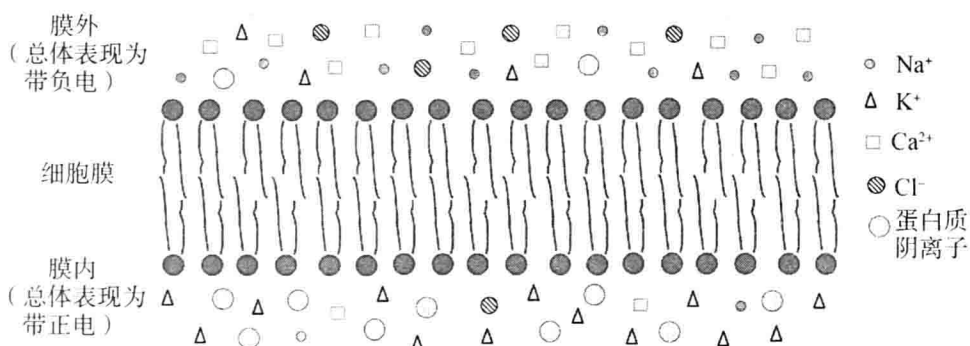


图1-2 静息状态时的细胞膜电位示意图

### (1)能斯特方程。

细胞处于静息电位时,由于细胞膜的半透性使内外离子存在如图1-2所示的浓度差。假设离子带正电的话,存在浓度高的 $C_1$ 向浓度低的 $C_2$ 的扩散现象,如图1-3(a)所示,最终正负电荷聚集在膜两边形成了阻碍离子进一步扩散的电场,达到如图1-3(b)所示的动态平衡。

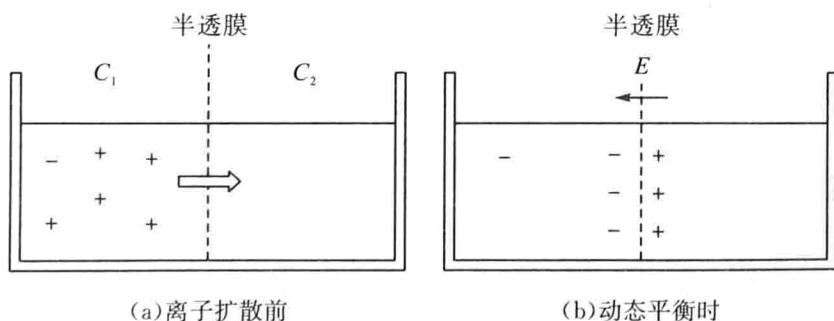


图1-3 扩散形成的能斯特电动势

浓度差引起的扩散所产生的电动势 $E$ 可用玻尔兹曼能量分布定理计算,即温度一定时,电动势 $E$ 与离子平均密度 $n$ 有如下关系:

$$n = n_0 \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (1-1)$$

式中, $n_0$ 为电动势为零处的离子密度; $k$ 为玻尔兹曼常量, $T$ 为热力学温度。

如果半透膜两边离子密度分别为 $n_1$ 和 $n_2$ ,电位为 $V_1$ 和 $V_2$ ,离子价数为 $Z$ ,电子电量

e, 则两侧离子电动势分别为

$$E_1 = ZeV_1 \quad E_2 = ZeV_2 \quad (1-2)$$

将式(1-2)代入式(1-1)得

$$\begin{aligned} n_1 &= n_0 \exp\left(-\frac{ZeV_1}{kT}\right) \\ n_2 &= n_0 \exp\left(-\frac{ZeV_2}{kT}\right) \end{aligned} \quad (1-3)$$

$$\frac{n_1}{n_2} = \exp\left(-\frac{Ze(V_1 - V_2)}{kT}\right)$$

将式(1-3)取自然对数得到式(1-4):

$$\ln \frac{n_1}{n_2} = \frac{Ze}{kT}(V_1 - V_2) \quad (1-4)$$

因为膜两侧的浓度  $C_1$  和  $C_2$  与离子密度  $n_1$  和  $n_2$  成正比, 即

$$\frac{C_1}{C_2} = \frac{n_1}{n_2}$$

所以有

$$\ln \frac{C_1}{C_2} = \frac{Ze}{kT}(V_1 - V_2) \quad (1-5)$$

$$\epsilon = V_1 - V_2 = \frac{kT}{Ze} \ln \frac{C_1}{C_2}$$

或者

$$\epsilon = 2.3 \frac{kT}{Ze} \lg \frac{C_1}{C_2} \quad (1-6)$$

式(1-6)即为能斯特(Nernst)方程, 其中  $\epsilon$  为扩散电位差, 生理学上为膜两边的跨膜电位。

## (2) 细胞膜的静息电位数值运算

假设静息时细胞内外  $K^+$  的有效浓度分别为  $C_{KI}$  和  $C_{KO}$  (单位: mol/L 或 mmol/L), 根据式(1-6)可计算出扩散的平衡电位  $\epsilon_K$ , 考虑到细胞膜静息电位为外正内负, 在此取负号, 为

$$\epsilon_K = -2.3 \frac{kT}{Ze} \lg \frac{C_{KI}}{C_{KO}} \quad (\text{单位: mV}) \quad (1-7)$$

若取人的体温为  $37^\circ\text{C}$ , 则  $T=273+37=310(\text{K})$ , 玻尔兹曼常量  $k=1.38 \times 10^{-23} \text{J} \cdot \text{K}^{-1}$ , 电子电量  $e=1.6 \times 10^{-19} \text{C}$ , 离子价数为  $Z=+1$ , 代入式(1-7)得

$$\epsilon_K = -61.496 \lg \frac{C_{KI}}{C_{KO}} \quad (\text{单位: mV}) \quad (1-8)$$

由此即可算出人体相应细胞膜的静息电位。以人的神经细胞为例, 已知人的神经细胞  $K^+$  内液浓度  $C_{KI}$  为 141 mmol/L, 外液浓度  $C_{KO}$  为 5 mmol/L, 则由式(1-8)可算得  $\epsilon_K = -89 \text{ mV}$ , 与实际测量值  $-86 \text{ mV}$  很接近。因实际参与跨膜运动的还有其他多种离子, 若要精确计算则需将所有参加跨膜运动的离子全部包括在内, 但此处已可实现对静息电位的粗略估算。

## 2) 动作电位

细胞膜受到刺激时, 表现出细胞兴奋的过程即为动作电位的过程。动作电位是膜受刺



激后, 在原有的静息电位基础上发生的膜两侧电位的快速而可逆的翻转和复原。例如, 当神经纤维在安静情况下受到一次短促的刺激时, 膜内原来存在的负电位将迅速消失, 并且进而变成正电位, 即膜内电位在短时间内可由原来的 $-70\sim-90\text{ mV}$ 升至 $20\sim40\text{ mV}$ 的水平, 由原来的内负外正变为内正外负。

### (1) 动作电位产生的基础—— $\text{Na}^+-\text{K}^+$ 泵。

从生物学角度来解释, 动作电位即为细胞膜对带电离子的跨膜转运。而实现跨膜转运是动作电位产生的基础, 即为细胞膜泵, 由此造成细胞膜内外的电位差变化, 形成动作电位。

细胞膜可以把  $\text{Na}^+$  排出细胞膜外, 把  $\text{K}^+$  吸到细胞膜内, 即为细胞膜泵, 也称为  $\text{Na}^+-\text{K}^+$  交换泵(简称  $\text{Na}^+-\text{K}^+$  泵)。前面已提及细胞膜两侧存在大量离子, 而细胞外液的主要阳离子是  $\text{Na}^+$ , 细胞内液的主要阳离子是  $\text{K}^+$ 。虽细胞内、外液中  $\text{Na}^+$ 、 $\text{K}^+$  的分布不均衡, 但并不会产生明显的顺浓度梯度扩散。此现象即为在  $\text{Na}^+-\text{K}^+$  泵吸  $\text{K}^+$  排  $\text{Na}^+$  的作用下形成的离子间的动态平衡。因  $\text{Na}^+-\text{K}^+$  泵引起的  $\text{Na}^+$ 、 $\text{K}^+$  离子流动增大了细胞内外液体中带电离子内低外高的浓度差, 细胞膜产生的电位差可相当于一个  $70\sim100\text{ mV}$  的电池。

同时,  $\text{Na}^+-\text{K}^+$  泵将  $\text{Na}^+$ 、 $\text{K}^+$  沿逆浓度梯度运输, 为主动运输, 因此又可称为主动交换泵。此为主动转运过程, 需要不断消耗腺嘌呤核苷三磷酸(ATP), 目前认为细胞膜上存在和  $\text{Na}^+$ 、 $\text{K}^+$  转运相关的 ATP 酶, 此酶横跨细胞膜, 与细胞外的  $\text{K}^+$  作用后,  $\text{K}^+$  即被带入膜内, 同时, ATP 酶被细胞内的  $\text{Na}^+$  所活化, 将钠送出膜外。钠泵所需的能量即来自 ATP 酶的作用, 它使 ATP 水解成二磷酸腺苷(ADP)和无机磷酸, 同时释放出所需能量, 如图 1-4 所示。

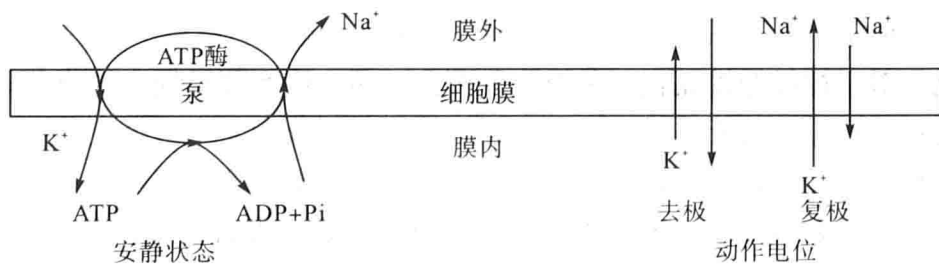


图 1-4  $\text{Na}^+-\text{K}^+$  泵工作模式示意图

在细胞膜的离子转运过程中,  $\text{Na}^+-\text{K}^+$  泵和离子扩散同时存在的。与  $\text{Na}^+-\text{K}^+$  泵不同, 离子扩散称为被动转运。离子扩散过程进行得相当缓慢。但是, 动作电位的发生仅在几毫秒之内, 故认为发生动作电位时,  $\text{K}^+$ 、 $\text{Na}^+$  离子进出膜的过程不单纯是被动的扩散作用, 而是在某种载体参与下进行的, 因此上述被动转运也是相对而言的。在  $\text{Na}^+-\text{K}^+$  泵和离子扩散的共同作用下, 在受刺激时完成离子的迅速转运, 从而实现动作电位的产生。

### (2) 动作电位产生机制。

下面通过离子转运过程详细讲述动作电位的产生。

以某种方法使膜电位发生较大变化(相当于细胞受到刺激或通入电流), 改变膜的电容性质, 膜对  $\text{Na}^+$  的通透性是电压的函数, 因此产生急剧的膜电位变化(即图 1-5 中的锋电位)。  $\text{Na}^+$  进入细胞导致膜电位的变化作用, 在某点膜电位自动地发生大的变化, 此现象



即为细胞兴奋。这里以神经纤维为例，动作电位一般在 0.5~2.0 ms 内完成，使得它的描记图形表现为短促而尖锐的脉冲样式变化，即急剧的膜电位变化，因此被称为锋电位。下面具体讲述每阶段的离子转运过程和膜电位变化。

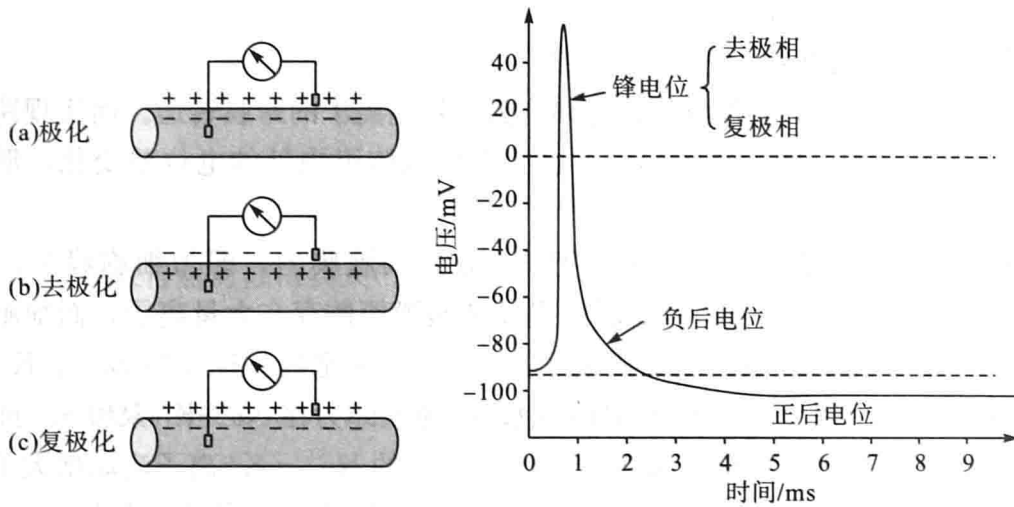


图 1-5 神经细胞兴奋时的膜电位变化模型(左)及波形图(右)

①极化及去极化。细胞在静息状态时为如图 1-5(a)所示的极化状态，当细胞受到刺激时，膜的电容性质改变，对  $\text{Na}^+$  的通透性增强细胞外的  $\text{Na}^+$  顺浓度梯度流入细胞内，导致膜内负电位减小。当膜内负电位减小到某一临界值(阈电位)时， $\text{Na}^+$  通道全部开放。随着  $\text{Na}^+$  通道全部开放， $\text{Na}^+$  顺浓度梯度大量内流，细胞内正电荷逐渐增加，由此导致膜内负电位逐渐减小直至消失，进而出现膜内正电位，当膜内正电位增大到足以对抗由浓度差所致的  $\text{Na}^+$  内流时，跨膜离子移动和膜两侧电位达到一个新的平衡点，膜内电位由  $-90 \text{ mV}$  上升到  $+30 \text{ mV}$ ，形成如图 1-5 右图波形图所示的锋电位的上升支，即去极化时相[与图 1-5(b)所示去极化示意图对应]，该过程主要是  $\text{Na}^+$  内流形成的平衡电位，故称  $\text{Na}^+$  的平衡电位。

②复极化。对于神经纤维而言，负极化分两个时期，快速复极期和缓慢复极期。不同细胞复极化的过程可能会有所差异，如心肌细胞复极化则分为 4 个时期完成。此处仅以神经纤维的复极化为例。去极化后， $\text{Na}^+$  通道逐渐失活而关闭，膜对  $\text{Na}^+$  的通透性逐渐减小至停止  $\text{Na}^+$  内流。同时对  $\text{K}^+$  的通透性增加，因为此时膜外带有负电，有助于  $\text{K}^+$  向膜外扩散，在浓度差和电位差的双重作用下， $\text{K}^+$  迅速外流。膜内电位随之迅速下降，直至恢复到接近静息状态(接近  $\text{K}^+$  外流的平衡电位，即静息电位)。膜内电位由  $+30 \text{ mV}$  降到  $-90 \text{ mV}$ ，形成如图 1-5 右图波形图所示的锋电位的下降支，即复极化时相[与图 1-5(c)所示复极化示意图对应]，为快速复极期。此时膜内外的离子分布与静息时相比，膜内  $\text{Na}^+$  有所增加，而  $\text{K}^+$  有所减少。因此膜上的  $\text{Na}^+-\text{K}^+$  泵开始主动将膜内的  $\text{Na}^+$  泵出膜外，同时把流失到膜外的  $\text{K}^+$  泵回胞内， $\text{Na}^+$ 、 $\text{K}^+$  的转运是耦联进行的，以恢复兴奋前的离子分布的浓度。由此膜两侧电位显示出一些微小而缓慢的波动，即后电位。一般先出现的持续 5~30 ms 的负后电位，后出现一段延续时间更长的正后电位(如图 1-5 右图波形图所示)，形成缓慢复极期，并最终膜电位在与兴奋前相近的数值(即静息电位)处达到稳定。由此完成整个动作电位发生过程。

### (3) 动作电位传递机制。

动作电位在受激部位发生后(内正外负)，还会沿邻近静息区(内负外正)传播。仍以神