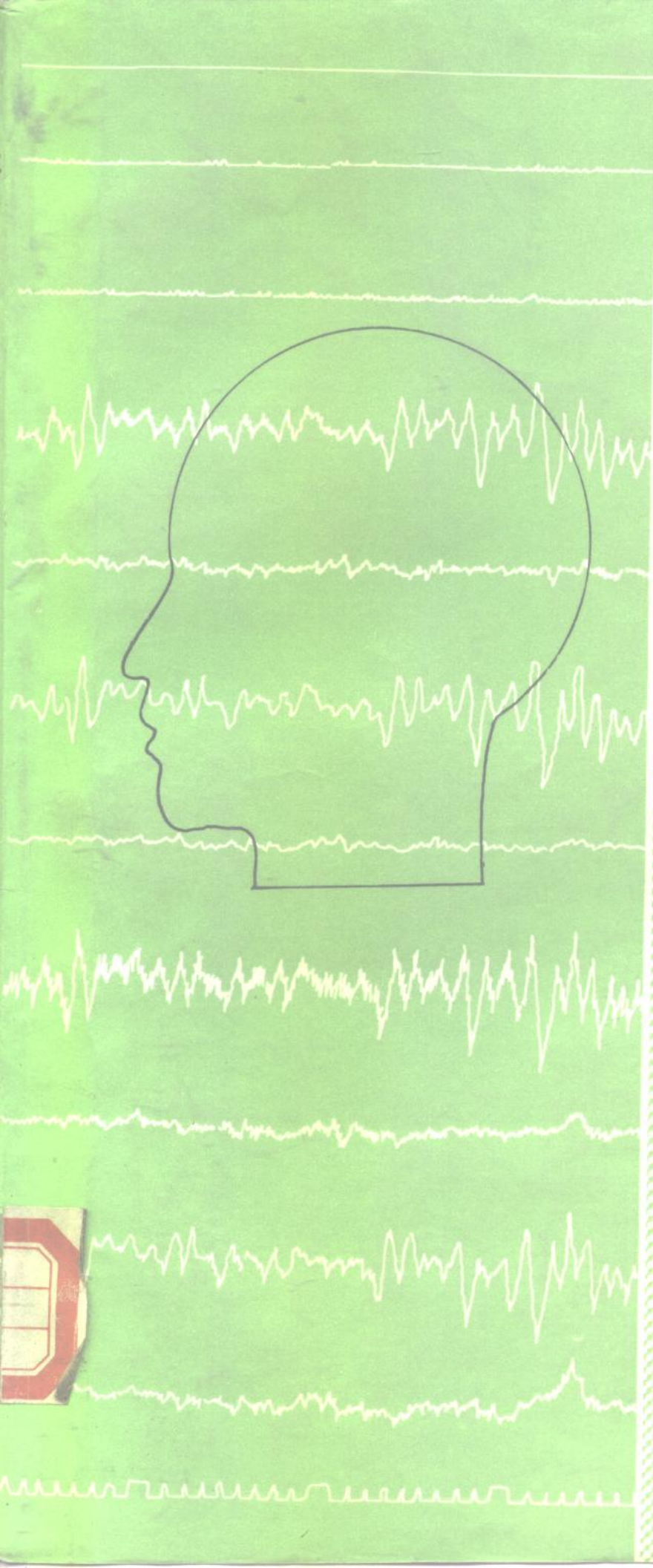


生物电医学

张唯真 编著
清华大学出版社



8.141
20

067/5001

生物医学电子学

张唯真 编著

清华大学出版社

1988年6月

内 容 简 介

本书是生物医学工程与仪器专业本科生课程“生物医学电子学”的教材。全书共分八章，包括：人体的生物医学信号测量的特殊性，信号测量的基本条件，生物信号的放大、预处理电路，生物遥测、锁相技术、锁定放大技术基础，电刺激等。并配有设计性实验及习题。

本书除作为相应专业的教材外，还可供从事医学、生理学研究以及医学仪器设计、生产的人员参考。

生物医学电子学

张唯真 编著

☆

清华大学出版社出版

北京 清华园

北京昌平振南排版厂排版

北京市昌平区印刷厂印装

新华书店总店科技发行所发行

☆

开本：787×1092 1/16 印张：17.5 字数：410 千字

1990年10月第1版 1990年10月第1次印刷

印数：0001~4000

ISBN 7-302-00658-X/TN·18

定价：3.90 元

前 言

生物医学电子学是应用电子技术、计算机技术解决生物医学问题的，它是生物医学工程学科的一个重要的组成部分。由于现代微电子技术和计算机技术的飞速发展，生物医学与电子技术的关系越来越密切。生物医学电子学日益显示出它的重要性。

对于生物医学工程与仪器专业，电子技术课程的比重较大。本课程的先修课是模拟电子技术和数字电子技术，它建立起一般的电子学的基本概念与方法。为了适应生物医学信号检测技术、现代医学仪器的设计，尚须学习、掌握针对生物医学特点、要求而又带有基础理论性的电子学内容。生物医学电子学课程就是为了这个目的而设置的。本教材的编写是在模拟电子技术和数字电子技术的基础上，阐述生物医学领域中的电子学内容。鉴于生物医学电子技术的迅速发展、生物医学仪器的不断更新，教材内容的选取以突出生物医学电子技术中的电子学方法为主，而不广集目前尚未完全定型的各种具体电路。医学仪器和微机在生物医学中的应用为本课程的后续课。

本书第一、二章从人体各种生理信号的特征及其提取方式的分析出发，阐明了人体的生物医学信号测量的特殊性和基本条件。第三章的信号放大电路是各种医学仪器、生物医学信号检测中的基本单元电路，本章第三节以生物电放大器为例进行了较详细的分析。第四章根据生物医学电子技术中广泛应用的基本电路原理，介绍了各种信号预处理电路的设计。第五、六、七章内容的选取，是为了介绍生物医学电子技术中的一些重要的电子学方法，例如，遥测技术适应生物医学测量的特点而具有广阔的发展前途；锁相技术应用十分广泛；锁定放大技术在实现强噪声背景下微弱信号的测量中具有巨大的潜力。第八章简略地介绍了电刺激的有关内容。

考虑到生物医学电子技术具有难度大、发展快的特点，在教学中注意了对学生加强能力的培养，配备了设计性实验。设计题目列在本书最后的附录中。实践证明，这对于学生能力的提高是重要的。

在本课程的开设、教材内容的选取以及教学工作中，都得到了杨福生教授、周礼杲教授的亲切指导和帮助。周礼杲教授详细审阅了本书的全部内部，提出了许多重要的改进意见。沈以鸿副教授在电路原理的分析中给予很多具体指导。在此一并表示衷心感谢！

由于编者水平有限，而且这一新的专业开设时间不长，教材中难免有不成熟或错误的地方，希望得到读者的指正，以共同促进这一新专业教材的建设。

编者

1989.9

常用符号表

α	生物组织电特性 α 离散; 自发脑电 α 节律; 系数; 变量	λ	波长
β	生物组织电特性 β 离散; 自发脑电 β 节律; 系数; 变量	ρ	电阻率; 密度
γ	生物组织电特性 γ 离散; 系数	σ	导电率
δ	自发脑电 δ 波; 元件公差	τ	时间常数
ε	介电常数	ϕ	相角
η	效率; 单结晶体管分压比	Φ	磁通量
θ	自发脑电 θ 波; 相位角	Ω	调制电压角频率
A	闭环电压增益	ω	角频率
A_c	共模增益	Σ	相加算符
A_d	差模增益	E_w	稳压管两端电压
A_o	开环增益	F	噪声系数
AEP	听觉诱发电位	FSK	频率键控
AM	幅度调制	GSR	皮肤电反射
ASK	幅度键控	HP	高通滤波
aVR	体表心电图加压肢体导联右臂对中心电端电位	$H(s)$	传递函数
aVL	体表心电图加压肢体导联左臂对中心电端电位	I_n	噪声电流
aVF	体表心电图加压肢体导联左足对中心电端电位	$J_n(m_i)$	贝赛尔函数
BP	带通滤波	LP	低通滤波
C_o	变容二极管电容	NF	分贝表示的噪声系数
CMRR	共模抑制比	P	功率
CT	计算机断层摄影	p	血压
ECG	体表心电图	PCG	心音图
EEG	自发脑电图	PAM	脉冲幅度调制
EMG	肌电图	PDM	脉冲宽度调制
ENG	神经电图	PCM	脉冲数字调制
EOG	眼电图	PLL	锁相环
ERG	视网膜电图	PPM	脉冲位置调制
EP	诱发电位	P_N	噪声功率
		PSK	相位键控
		$P-P$	峰间值
		Q	品质因数
		R_s	信号源内阻
		rms	均方根值

s	拉普拉斯算符	VCVS	压控电压源
SEP	体感诱发电位	VEP	视觉诱发电位
SNR	信号噪声比	VF	体表心电左足对中心电端的电位
S_i/N_i	输入信噪比	VL	体表心电左臂对中心电端的电位
S_o/N_o	输出信噪比	VR	体表心电右臂对中心电端的电位
S·T·C	灵敏度时间控制电路	$V_{CC}(E)$	电源电压
T·G·C	时间增益控制电路	V_H	输出高电位, 上限幅电位
T_s	采样间隔	V_L	输出低电位, 下限幅电位
t	时间	V_T	门限电位
U_D	二极管两端电压	V_r	参考电压
U_N	噪声电压	V_{TH}	上门限电位
u_{CM}	共模电压	V_{TL}	下门限电位
U_{CM}	共模电压有效值	ΔV_T	门限宽度
u_s	信号源电压	VFC	电压频率变换
U_s	信号源电压有效值	VCO	压控振荡器
u_m	调制电压	W	体表心电中心电端
V_I, V_{II}, V_{III}	体表心电标准导联下第 I 导联、第 II 导联、第 III 导联的电位		
$V_1—V_6$	体表心电胸前 (胸) 导联的各电位		

目 录

前 言	
第一章 生物医学信号测量的特殊性	1
第一节 人体测量的特点.....	1
第二节 生物电信号特征.....	6
第三节 非电量生理信号.....	24
第四节 信号拾取.....	27
第二章 信号测量的基本条件	45
第一节 人体电子测量中的电磁干扰.....	45
第二节 测试系统的噪声.....	68
第三节 低噪声放大器设计.....	82
第三章 信号放大	91
第一节 生物电放大器前置级原理.....	91
第二节 隔离级设计.....	106
第三节 生物电放大器设计.....	112
第四节 生理信号放大器.....	127
第四章 信号预处理	142
第一节 模拟滤波器设计.....	142
第二节 非线性变换.....	161
第三节 电压比较器.....	167
第四节 模拟存储器.....	175
第五章 生物遥测	184
第一节 信号的调制与解调.....	184
第二节 脉冲调制.....	196
第三节 脉冲编码调制 (PCM)	202
第四节 生物遥测方式.....	205
第五节 心电遥测.....	208
第六节 植入式遥测.....	214
第七节 其他生物遥测方式.....	218
第六章 锁相技术基础	220
第一节 锁相环路基本原理.....	220
第二节 环路组成单元及集成PLL.....	230
第三节 锁相环路的应用.....	238
第七章 锁定放大原理	243

第一节	相关检测原理.....	243
第二节	锁定放大器.....	247
第三节	锁定放大器的应用.....	251
第八章	电刺激	256
第一节	电刺激产生兴奋的条件.....	256
第二节	临床电刺激.....	258
第三节	心脏起搏.....	262
第四节	除颤.....	266
附录	267
参考文献	271

第一章 生物医学信号测量的特殊性

我们笼统地把用电子学方法对人体结构、机能的各样探测称为人体的电子测量。测量(如测量各种生理参数)的目的在于获得与医疗、保健有关的诊断根据,并从生理学方面进行结构和功能的分析。生物医学工程领域内的测量,主要是以电子技术为基础,把人体的各种信号转换成电信号进行测量,然后把测量结果作为信息,应用信号处理的方法,根据不同目的进行适当的处理。从测量技术上来说,它属于强噪声背景下的低频微弱信号测量,被测信号是由复杂的生命体发出的不稳定的自然信号。从信号本身到拾取方式,都不同于工业工程上的电子测量,而有它自己的特殊性。在学习以人体为研究对象的电子学方法时,很重要的一点是要弄清楚它与工程中的测量系统的区别。被测对象——人体,是工程中任何系统都不能相比拟的极为复杂的系统,至今尚未被人类完全认识。因此,人体的测量是自然科学领域中难度最大的测量。

第一节 人体测量的特点

人体测量是以医学、生理学为基础的,在此我们从测量的角度,对人体系统的特征进行一般描述,目的在于提高对人体测量不同于工程测量的特殊性的认识。生物医学测量的生理参数,有心电、脑电、肌电等各种生物电的电量参数,还有体温、血压、呼吸、血流量、脉搏、心音等非电量参数,这些非电量参数的测量实质上就是温度、压力、流量、频率、力、位移等非电量物理参数的测量。生物医学测量与普通物理参数测量相比,虽然都可以归结为电量和非电量的测量,但是被测量信号的特征和被测量的生命系统,与工程上的物的测量具有本质的不同。

一、人体系统的特征描述

区别于工程上的任何系统(如机器、环境、设备等),人体系统是有生命系统。由生物分子构成的生物体,在一定的环境中才有生命现象。环境破坏,生命现象即结束。生命现象最基本的特征,包括新陈代谢、兴奋性和生殖能力,这是生物体所共有的生命现象。生物体总是在不断地重新建造自身的特殊结构,同时又在不断地扬弃自身已衰老的结构,它的各个部分都在不断地以新合成的生物分子代替旧的,这个过程称为新陈代谢,或称为自我更新。停止自我更新,生命即结束。引起生物体出现反应的各种环境变化称为刺激,受到刺激后产生兴奋的能力称为兴奋性。外界环境的变化,刺激了相应的感受细胞,这些感受细胞立即将所感受到的刺激转变为生物电信号,由这些生物电信号将环境变化的信息传送到中枢神经系统,经过神经系统处理以后,仍然以生物电信号的形式将信息传送到机体各部分的效应细胞(如肌肉、腺体),使它们迅速产生生物电变化,并从而激起它们所特有的功能活力。生物体对环境变化做出适宜的反应,是一切生

物体普遍具有的功能,是生物体能够生存的必要条件,所以称为生命的一个基本特征。生命体的寿命有限,通过生殖或自我复制来延续种系,故生殖为生命的基本特征之一。

这样,被测系统,无论是整个人体,还是某种器官或者组织细胞,在测量过程中都应保持其生命活动的正常状态。如,必须考虑到由于测量使人体感到痛苦,因而发生生理上的反射;长时间的测量对人体的节律、内环境稳定性、适应性和新陈代谢的影响等;在施加麻醉的状态下测量,则麻醉深度会大大改变生理机能的状态。测量方法的设计需精细考虑。显而易见,用遥测、遥控技术及体表无损测量是适宜的人体测量方式。

与工程中普遍存在的负反馈过程相类似,人体系统中也存在生理功能的负反馈调节。人体的各种功能调节都可以认为是自动控制系统,可将神经、体液或自身调节中的

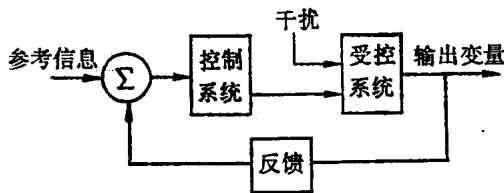


图 1-1 人体的自控模式

调节部分(如反射中枢、内分泌腺等)看作是控制部分,将效应器官看作是受控部分。受控部分的状态或所产生的效应叫做输出变量,见图1-1。在控制部分和受控部分之间,通过化学的或电的信号(如神经冲动)和其它种类信号(如机械信号)等不同形式的信号进行信息传递。由控制部分发出信息来改变受控部分的状态,受控部分不断有信息反

馈到控制部分,随时纠正和调整控制部分对受控部分的影响,以达到精确的调节。人体的躯体运动与内环境稳态,都依靠反馈信息对控制信息的纠正和调整作用而达到调节。机体能在各种因素的干扰中保持内环境理化特性的相对稳定,即人体内环境稳态的维持,主要是依靠负反馈调节。例如,当体内、外某些重大变动使体温升高时,体温变化的反馈信息将在下丘脑内与参考信息进行比较,由此产生“偏差信息”,使体温调节中枢发出的控制信息相应地发生改变,导致产热减少而散热加速,于是使体温下降。和工程中的负反馈相比,人体并不是以一个变量取正、负值来控制受控部分,而是分别存在着促进的器官和抑制器官,两者协调工作,支配一个系统,从而构成负反馈机制。所以,人体系统中的负反馈实际上并不存在明确的给定值(目标值)和相加点,控制量也不容易鉴定。虽然用图1-1所示的框图予以描述,但实际是由许多单元(肌肉、神经)并联起来工作的,因此也是多变量的。此外,人体中存在着反馈机构的许多环路,也可以通过外界控制,提高人体机能的控制能力,如提取出脑电波、心电波或血压等信息,经过处理变换为各种形式的信号,如声、光、振动刺激等,实时反馈到机体内,有意识地控制机能。这称为生物反馈治疗。在临床、生理学研究、特别是在康复工程中,已有应用。

除此而外,人体系统的控制呈现一种多重性,如心脏搏动节律的形式,不仅在窦房结,而且在心房、心室也有协调同步的功能,说明人体具有预备功能,并由于多重性控制而使可靠性提高。人体还可以根据外界的刺激而改变控制系统本身的控制特性。

二、限制性测量条件

(一) 生理参数的范围

表1.1列出了人体测量中一般的参数范围,各文献报导的参数值范围不尽一致,因

为人体生理参数本身就是具有显著的离散性，测量目的也不相同，或者被测量的人体系统处在某种特定的状态，某一生理参数值范围可能有很大的变化。列表1.1的目的是

表 1-1 医学和生理学参数

参数和所用传感器		测量幅度范围	频率范围(Hz)
心电图描记ECG	体表电极	10 μ V—4mV(典型值1mV)	0.05—250
	心脏电极	典型值50mV	0.05—250
	胎儿心电图(母腹体表电极)	典型值10 μ V	0.05—250
脑电图描记EEG	头皮电极	10 μ V—300 μ V	0.5—100
	颅内电极	10 μ V—100mV	0.5—100
肌电图描记EMG	针电极	0.1—5mV	0—10000
眼电图EOG	接触电极	50—3500 μ V	0—50
视网膜电流图 ERG	接触电极	0—900 μ V	0—50
神经电位	体表或针电极	0.01—3mV	0—10000
胃电描记EGG	表面电极	10—1000 μ V	0—1
皮肤电反射GSR	皮肤电极	1—500k Ω	0.01—1
血压	动脉,直接	应变仪,流体压力计,袖套	10—400mmHg
	间接	听诊器	25—400mmHg
	静脉	应变仪	0—50mmHg
血流量	流量计(电磁式或超声波式)	1—300ml/s	1—20
主动脉血流速度		18—22cm/s	
毛细血管血流速度		0.3—0.7mm/s	
心音描记PCG	压电拾音器,传声器	动态范围80dB阈值 10 ⁻⁴ bar ^①	5—2000
胃肠压力	应变仪,压力计	0—100cmH ₂ O	0—10
膀胱内压	应变仪	0—100cmHg	0—10
肠压	应变仪	1—40g/0.2 \times 0.8cm ²	0—1
呼吸流速描记	呼吸流速记录器	0—600l/min	0—40
呼吸率	胸部应变仪,鼻热敏电阻	2—50次/min	0.1—10
潮气量	胸部应变仪,鼻热敏电阻	50—1000ml/次	0.1—10
胃酸碱度	PH电极,铈电极	3—13pH	0—1
体温:口腔 腋窝 直肠	热敏电阻,热电偶	36.7—37.7 $^{\circ}$ C 36—37.4 $^{\circ}$ C 36.9—37.9 $^{\circ}$ C	

① 1bar=0.1MPa

为了对人体医学参数的测量范围有个初步概念,为生物医学仪器的设计提供依据。和工程上的大多数物理参数相比,医学生理参数的强度都很微弱,如电压大多在微伏量级,压力也很小,频率范围都在音频段,大多数生理信号是在甚低频段,甚至是直流。

(二) 强噪声背景

人体虽然可以分为神经系统、循环系统、呼吸系统等子系统,但各个子系统却不是互不相关、各自独立的。每一个子系统实际上是整个人体的复杂的物理和化学过程的综合,它们之间保持着有机的联系,互相交织,互相影响,用以维持生命。一种生理参数的测量将受到多种其它参数(如血压、呼吸、体温等)的影响,对于被测参数而言,它们就是噪声。噪声有时可将被测信号淹没。人体的正常活动和肌体的自动也无时不成为测量系统的机械性的外部干扰。在各个生理系统之间存在的许多反馈环路和诸多内部关系,还都是未知的,被测量的某种生理参数,要控制或抵消这些别的影响是很难做到的。与工程上的复杂系统不同,人体系统在测量过程中当然不能随意停止运转,也不能暂时拆除某些部分,所以某些器官或组织的一些关键参数就难以直接测量出来。另外,人体个体的差异相当大,每一个个体的外部形态不同,它们的内部组织也有许多差别,参数值的分布范围很广,而且多数参数是随时间而变化的,许多医学测量,即使条件一样,正常值的变化也很大。总之,在人体测量技术中要同时处理多方面复杂因素的影响,要精密设计测量方案,进行繁复的数据处理工作。一种方法是采用经验的或统计的分布函数作为标准,然后把某种参数的测量结果和标准进行比较。

(三) 安全性限制

为了用电子仪器获取人体信息或施加于人体某种物理作用,必须把仪器与人体紧密地连接在一起。例如,把生物换能器贴紧到躯体上。再如,当进行心脏导管检查时,要在一定时间内把仪器放入人体,甚至长期放置在人体体内(如植入型心脏起搏器),以替代人体的器官,维持生命,这是其他仪器测量领域中所没有的。显而易见,人体测量的安全性是最终的测量限制性条件。人体测量,尤其是包含几种参数测量的复杂系统的安全,是一个复杂的、有待深入研究的课题。下面我们仅列举安全方面的三点基本考虑,用以认识人体测量中的安全性。

(1) 测量中施加于人体的各种能量。为了测量和收集生物体信息,诊断、治疗疾病,常利用各种能量施加于人体组织。如通过人体的电流、放射性射线、超声波、高频能量、加速粒子等。人体在测量中所承受的力、加速度和振动,以及声、光、放射性射线的作用,是有一定限度的。不仅取决于生物组织本身的物理、化学性质,而且受到由这些作用而产生的生理学、心理学变化的限制。各种能量对人体的作用不同,应对能量的种类、施加部位、强度、作用时间以及诸如频率、波形等各种参数作认真仔细的研究,给出明确的规定。例如超声波可给予生物体加热、振荡、空化、氧化、还原、调节渗透压等物理和化学作用。大量使用的超声波断层诊断装置和多普勒装置,其输出强度应小于 $10\text{mW}/\text{cm}^2$ 左右,一般超声波能量对生物体给以影响的最小值,大致定为 $100\text{mW}/\text{cm}^2$ 。按这个限度,可以说现在用于生物体测量的超声装置是安全的。但是对于胎儿、脑、眼球等,即使用低能量也容易受到影响。关于超声波的安全问题,胚胎和胎儿受超声波的影响和安全阈值是现在仍然受到重视的问题。再如,低频电流对人体的作用呈现

出一定的阈值，在阈值以下，对人体组织完全没有影响。而放射性射线则不然，它对人体的作用具有累积效应，并不呈现出一个确定的阈值。

能量对于人体组织的作用，与生物体的物理性质密切相关，如生物体的电特性、机械性质、对光和热等能量的作用等，随着对生物体物理性质研究的进展，对能量与人体组织作用的认识也将不断深化和完善。

(2) 测量的精确度、可靠性。它直接关系到诊断、治疗的正确与否，包括是否容易发生误操作等等。例如，心电图是根据波形诊断疾病的，因此波形的失真是一个严重问题。测量精度不够或由于可靠性差而产生过大的误差，在诊疗上将造成很大的危险，这是不言而喻的。在生命由设备维持的情况下，若设备出现故障，如心脏手术中人工心肺停止工作，心脏起搏器没有刺激脉冲输出等，可造成致命的事故。对于人体测量，尤其作为诊疗设备，精度和可靠性的设计，与一般工业设备系统的设计相比，无疑具有更加重要的意义。

目前体内工作、测量的设备，在诊疗技术中，应用逐渐增多。体内或有创测量，比体外测量，需更加细致地考虑其安全性。例如医用遥测胶囊发射送入体内，各种有创测量时深入体内的电极、导管、探头等等，一旦在测量过程中发生问题，就不只是在体内放入异物的问题，其恶果远比体外测量时严重。体内测量时，埋植或插入物质对生物体存在一定的生物学影响，特别是长期埋入，有与生物体的相容性的问题。它们同生物组织产生反应，引起溶血，破坏组织等。其次，由于灭菌不彻底造成细菌感染，探头损伤造成出血等等，都会发生。除上述生物学危险外，还有化学性危险，即从插入体内物中溶出有害物质和导管材料中含有有害物质，从电极中溶出有害杂质等等，均造成危险。

(3) 电子测量中的电击（主要是微电击）。这是测量安全性中最主要的要考虑的方面。尤其在应用多种装置同时测量时，如何防止发生微电击，几乎成为十分难办的事情。至今，除了给予充分的注意之外，还没有更为有效的解决方法。测量中的电击事故，除了威胁医护人员的安全而外，对于处在麻醉、手术昏迷状态或行动不便、感觉迟钝和体质衰弱的病人来说，威胁更大。

通过人体的低频电流（直流—1kHz）对人体的作用有三个方面的：产生焦耳热；刺激神经、肌肉等细胞；使离子、大分子等粒子振动、运动、取向。宏观地看，当该电流达到 $1\text{mA}/\text{cm}^2$ 以上时，神经肌肉感觉器官的细胞出现兴奋现象。如果在重要器官上形成的局部电流密度大到一定程度，则使器官功能丧失。当从体外流入电流时（例如体表安装一个圆板电极，向体内通入电流），电流在体内扩散，考虑人体相对于电极是很大的，而且人体具有均匀导电率，则电流密度急剧减小，受到刺激的主要是距电极很近的神经与肌肉细胞。流过人体的电流，使感受器或神经细胞兴奋，把刺激感觉传到大脑。如果直接电刺激有关运动的神经或细胞时，可出现和意识无关的肌肉收缩。在考虑人体的电安全性时，心脏的安全具有最重要的意义。我们知道，心脏按一定的节律收缩与舒张，如同一个泵，使血液在全身循环。心肌兴奋从窦房结开始，使相邻的细胞依次兴奋，把兴奋传递下去，以此和谐地保持两个心房和两个心室的收缩的时间关系。假如有电流流过心肌，就会破坏这种同步的收缩作用，心肌细胞将随意收缩，这样血液便射不出去，这种状态称之为颤动。当有器件放入或者靠近心脏时（如心导管患者），应特别警惕这种

电击方式的发生。由上述我们已经可以看出，深入到人体的电流和从人体外流入体内的电流，对心脏的影响有很大区别。电流直接加到患者的心脏上产生的电流效应称为微电击，而加于体表引起的电流效应称为宏电击。显然，造成微电击，是构成不安全的重要因素。

低频电流对人体作用的粗略数值如下：

100 μ A 电极植入体内，有电流通入，引起心室颤动；

1 μ A 电流从体外流入，有电流刺激感；

10mA 电流从体外流入，发生不随意运动；

100mA 电流从体外流入，造成心室颤动。

引起室颤的电流与体重和持续时间有关，例如，两岁儿童的室颤值仅为 30mA。

在人体测量中，作为安全措施，应取以上数值的1/10作为安全阈值，例如，造成室颤的体内电流应在10 μ A以下。值得指出的是，通过各种途径的漏电流就足以达到10 μ A，例如，通过仪器上的灰尘、生物液（血、尿）、静脉注射液、潮湿的环境、甚至流入仪器的婴儿食物等所产生的电流。另一方面，室颤是心脏病的自然发展，电击致死和心脏病发作致死，尚缺乏病理上的证明分析，而有可能忽视电击引起室颤。因此，人体测量系统的电安全设计，尤其对于心导管患者，是一项复杂而细致严谨的工作，必须严肃认真对待。

电流频率增高时，不易引起兴奋，因而刺激作用逐渐减小，一般认为当频率超过1kHz时，它的刺激作用和频率成反比例地减小。图1-2表示电流刺激的阈值数据随频率

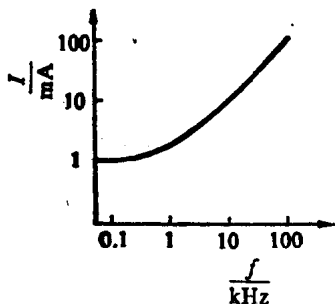


图 1-2 电流刺激阈值与频率的关系

的增加而上升。局部或全身通入高频电流，产生焦耳热使体温上升。如果体温上升在一定范围之内，则产生循环量增大和促进生物化学反应等良好效果，但体温上升到超过某一限度时，则产生不良效应甚至烧伤。当电流频率更高，进入微波段后，几乎没有刺激作用了，这时可以认为只有热作用，也有人提出有对行动、高级神经系统以及遗传产生影响的非热作用与热作用同时存在。

综合以上所进行的简单分析，我们已经有了一个基本概念，即人体测量是以生理学为基础的。测量的目的是探索人体机制，诊断治疗疾病。所采用的测量技术和方法，都离不开对人体生命系统不断加深的认识 and 了解。

第二节 生物电信号特征

生物电现象是生命活动的基本属性，几乎在机体的一切生命过程中都伴随生物电的产生。人体的各种生物电的研究、记录已经成为了解人体各器官的功能、临床诊断、治疗的可靠依据。本节从单个细胞的生物电现象入手，简单分析各种生物电信号的形成及特征，以便作为生物电信号拾取、分析处理的前提。这一部分的内容是基于对人体电子

测量的特殊性的认识这样的—个侧面而选取的。深入了解人体生物电现象应参考生理学方面的资料。

一、细胞和组织的电学特性

生物电位是由“可兴奋细胞”的电化学活动产生的，这些细胞是神经、肌肉或腺组织的组成成分。平时呈现出静息电位，给予适当刺激便产生动作电位。静息电位在细胞膜内外任何时间都可以测到。相对于细胞膜外的介质而言，细胞膜内介质的静息电位约为-50—-100mV，细胞内带负电，细胞外带正电。

受到刺激而产生的动作电位是随神经、肌肉和其他细胞的冲动的传导而存在的，是迅速变化的电位，如图1-3所示。这种电位的测量系统需要2kHz的带宽。沿神经纤维向远处传播的一个个动作电位正是神经细胞在体内完成其信息传递功能的基本形式。

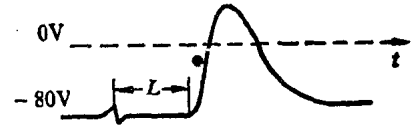


图 1-3 无脊椎动物神经轴突动作电位

关于静息电位和动作电位产生的机理简介如下。神经肌肉组织的细胞膜内和细胞间液（膜外）的离子浓度有很大差别。例如，枪乌贼的巨神经细胞直径达1mm，可以从切口处挤出轴浆进行分析，轴浆内与血液或海水中无机离子 K^+ 、 Na^+ 、 Cl^- 的浓度差别很大（见表1.2）。轴浆中 K^+ 浓度很高，而 Na^+ 、 Cl^- 浓度较低；细胞膜外的血液或海水中 K^+ 浓度很低，而 Na^+ 和 Cl^- 浓度较高。哺乳动物的肌肉细胞，其胞内液和细胞间液离子浓度的状况也大致如此。在细胞膜的两侧存在着很大的离子浓度差和电位差，因此有理由认为细胞膜对于维持这种差别起着重要作用。在静息状态，膜对 Na^+ 的通透性很差，而 K^+ 比较容易透过膜。胞内的 K^+ 将沿着其浓度梯度自胞内透过细胞膜到胞外，但是胞内其它带负电的氨基酸和蛋白质却不能通过膜，它们留在膜内并且隔着膜吸引跑到膜外的 K^+ ，因此形成内负外正的极化状态。据此分析，静息时跨过膜的电位差应该等

表 1-2 枪乌贼轴浆、血液、海水的主要离子浓度

离 子	轴 浆	血 液	海 水
K^+	400	20	10
Na^+	50	440	460
Cl^-	40—150	560	540

单位 ($\times 10^{-3}mol/l$)

于 K^+ 的平衡电位。如果已知细胞内、外 K^+ 的有效浓度 $[K^+]_{i}$ (胞内) 和 $[K^+]_{o}$ (胞外)，则根据Nernst方程式可以计算出 K^+ 的平衡电位 E_K ：

$$E_K = \frac{RT}{F} \ln \frac{[K^+]_o}{[K^+]_i} \quad (V)$$

其中 R 为普通气体常数， T 为绝对温度， F 为法拉第常数。体温下：

$$E_K = 0.0615 \lg \frac{[K^+]_o}{[K^+]_i} \quad (\text{V})$$

代入表1.2给出的参数, 可知 $E_K = -80\text{mV}$ 。实测与理论计算值很接近。实验表明, 如果人为地改变 $[K^+]_o$ 或 $[K^+]_i$, 则实际测得的静息电位的数值也随之变化。如果考虑到静息时, 膜对 Na^+ 并不是完全不能通过, 仍有很少的 Na^+ 泄漏入细胞内; 以及考虑其他离子的影响而对理论计算加以适当修正的话, 那么理论计算和实际测得的静息电位就非常接近。尽管 Na^+ 进入膜内是很少的, 但随着时间的推移, Na^+ 仍然可能在膜内积聚起来, 从而影响静息电位。实验表明, 细胞利用其代谢过程产生的能量把 Na^+ 从细胞内转运出去, 同时把 K^+ 转运入细胞内。这种逆着离子浓度梯度的运转叫做主动运转, 乃是生命过程所特有的现象。正是 Na^+ 、 K^+ 的主动运转维持了细胞内 Na^+ 的低浓度和 K^+ 的高浓度。

当可兴奋的细胞受到外界刺激, 如给它以电刺激, 刺激电流从膜内流向膜外, 因此膜的极化状态减弱, 称之为去极化。去极化达到一定临界水平 (比静息电位升高 20mV), 便产生兴奋, 这时细胞膜的极化现象消除, 而且出现膜内为正、膜外为负的反极化状态, 在短时间就由 $-50\text{mV} - -100\text{mV}$ 变到 $+20\text{mV} - +40\text{mV}$, 构成动作电位的上升支 (去极相)。在兴奋之后, 膜的极化状态逐渐恢复, 很快又回到静息状态, 构成动作电位的下降支 (复极相)。动作电位的产生, 取决于细胞膜两边的电压和膜对于 Na^+ 、 K^+ 随时间变化的通透性。通透性实际相当于导电性, 在细胞膜去极化之后, 膜对 Na^+ 的通透性显著升高, Na^+ 涌进细胞内, 去极化进一步加强, 膜内电位升高, 直到膜内形成的电位足以阻止 Na^+ 的内流为止, 这时膜两侧的电位差即相当于 Na^+ 的平衡电位。如果设法减少膜外 Na^+ 的浓度, 可明显地影响动作电位而不影响静息电位, 所以动作电位的上升支是由于膜外 Na^+ 的内流的结果。但兴奋时, 对 Na^+ 的通透性增加只是暂时的, 随着膜的 Na^+ 通透性降低而 K^+ 的通透性增加, 这时膜又几乎只对 K^+ 有通透性, 于是膜内高浓度的 K^+ 和正电位又驱使 K^+ 外流, 直到重新建立 K^+ 的平衡电位, 形成动作电位的下降。兴奋之后, 流进膜内有较多的 Na^+ , 流出膜外较多的 K^+ 从而影响正常的离子分布。但是在兴奋之后静息期间, 细胞利用代谢产生的能量, 通过 Na^+ 、 K^+ 的主动运转, 把进入膜内的 Na^+ 转移到膜外, 而把多余的 K^+ 转运到膜内。

细胞膜实际上即原生质的一部分, 是细胞内液和细胞间液之间的厚度约为 10^{-8}m 的无水层。可以把细胞与其周围的胞间液视为一个电容器, 这个电容器的两个导体是细胞内液和细胞间液, 分开这两个导体的是细胞膜。因为膜对某些离子有选择性的通透, 所以细胞并不是一个完全理想的电容器。细胞膜非常薄, 相对来说膜电容很高, 乌贼的巨大神经纤维的膜电容为 $1\mu\text{F}/\text{cm}^2$, 蛙骨骼肌的电容接近 $10\mu\text{F}/\text{cm}^2$, 肌肉细胞的电容为每平方厘米数十微法, 大多数细胞的膜电容为 $1\mu\text{F}/\text{cm}^2$ 左右, 细胞大小直径多数在数十微米范围内。实验表明, 在动物的细胞上加一固定的电压时, 电流并不是一个常数, 而是立即呈现出一个足够大的电流, 过几百毫秒之后, 降到原来的 $1/10 - 1/100$ 。说明当细胞中通以电流时, 细胞本身产生相反的极化电压, 与外加电压相叠加。同时说明细胞本身具有电容的特性, 在外加电压后, 细胞可以积累电荷。由细胞和组织在静电场下所表现出的特性说明它们本身不呈现出静态的固有电容, 而是一种极化电容。如果把细胞

内、外的电解液和细胞膜简单地认为是一维结构，那么可以得到如图 1-4 所示的细胞模型和等效电路。 R 为细胞液电阻， C_1 表示与电解液（主要是水）的介电常数相当的数值， C_2 为膜电容，约 $1\mu\text{F}/\text{cm}^2$ ， C_1 约 $100\text{pF}/\text{cm}^2$ 。

生物体内流过电流时，如果电流密度在 $1\text{mA}/\text{cm}^2$ 以下，可以近似为线性的电气材料。一般来说，血清、血浆、血液、淋巴液、胆汁、脑脊髓液、汗液可谓良导体，神经、肌肉、肝、脑、肾等次之，而结缔组织、干燥的皮肤、脂肪、骨骼为不良导体，干燥的头发、指甲是绝缘体。用适当的方法可以测量离体组织或在体组织的阻抗参数。以电导率 σ 和相对介电常数 ϵ 来描述生物组织的电学特性，材料中电场 E 和电流密度 ρ 之间有如下关系：

$$\rho = (\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon) E$$

其中 ϵ_0 为真空介电常数， $\epsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12} \text{F}/\text{m}$ 。

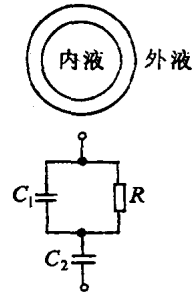


图 1-4 细胞模型及等效电路

表 1-3 某些生物组织电学特性

特 性	组 织	频 率			
		100Hz	10kHz	10MHz	10GHz
电导率 σ ($\times 10^{-3} \text{S}/\text{cm}$)	骨 骼 肌	1.1	1.3	5	10
	脂 肪	0.1	0.3	0.5	1
	肝 脏	1.2	1.5	4	10
	血 液	5.0	5.0	20	20
相对介电常数 ϵ	骨 骼 肌	10^6	6×10^4	10^2	50
	脂 肪	10^5	2×10^4	40	6
	肝 脏	10^6	6×10^4	2×10^2	50
	血 液	10^6	1×10^4	10^2	50

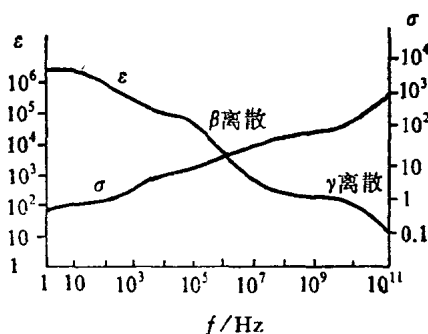


图 1-5 生物组织介电常数的离散

表 1.3 给出了不同组织的电导率和相对介电常数。由所提供的数据看出，不同组织的 σ 值和 ϵ 值差别并不大，但是血液比别的组织的电导率都大。另外，值得注意的是生物体的电学特性具有十分明显的频率特性，以及方向性和温度特性，离体组织还有时间性。后两个特点是十分明显的，下面简单说明前两个特点。

定性来看，各种组织的电学特性都有相同的趋势。但在某些频率下，表现出电学特性的显著变化，这一现象称为离散。生物组织的电学特性分别在数十赫兹、数赫兹、以及