

国家生命科学与技术人才培养基地系列教材



生物医学 传感器与检测技术

杨玉星 编著



化学工业出版社
现代生物技术与医药科技出版中心

Chemical Industry Press

国家生命科学与技术人才培养基地系列教材

生物医学传感器与检测技术

杨玉星 编著



化学工业出版社

现代生物技术与医药科技出版中心

· 北京 ·

(京)新登字 039 号

图书在版编目 (CIP) 数据

生物医学传感器与检测技术/杨玉星编著. —北京:
化学工业出版社, 2005. 8

(国家生命科学与技术人才培养基地系列教材)

ISBN 7-5025-7601-0

I. 生… II. 杨… III. 生物传感器-检测-教材
IV. TP212. 3

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2005) 第 101378 号

国家生命科学与技术人才培养基地系列教材

生物医学传感器与检测技术

杨玉星 编著

责任编辑: 周旭 蔡红

责任校对: 陶燕华

封面设计: 胡艳玮

*

化学工业出版社 出版发行
现代生物技术与医药科技出版中心

(北京市朝阳区惠新里 3 号 邮政编码 100029)

购书咨询: (010)64982530

(010)64918013

购书传真: (010)64982630

<http://www.cip.com.cn>

*

新华书店北京发行所经销

北京永鑫印刷有限责任公司印刷

三河市东柳装订厂装订

开本 787mm×1092mm 1/16 印张 20 字数 493 千字

2005 年 9 月第 1 版 2005 年 9 月北京第 1 次印刷

ISBN 7-5025-7601-0

定 价: 36.00 元

版权所有 违者必究

该书如有缺页、倒页、脱页者, 本社发行部负责退换

前 言

生物医学传感器与检测技术是生物医学工程、医学物理、医学仪器设计和其他相近专业的专业基础课程，是一门知识面较宽的综合性和技术基础课。本教材的特点是在充分认识正确设计传感器和测量电路是解决生物医学信号提取、检测和处理等问题的基础上，紧密结合生物医学信号的特点，将传感器原理和生物医学电子测量原理相结合，有利于对生物医学检测技术和方法的学习。

本教材重视生物医学检测的生理学基础、基本原理分析，同时在技术实现方法上采用最新电子技术，保持内容的先进性。例如，对生物电测量用电极和各种物理传感器做了深入细致的阐述，同时也给出正在发展中的生物传感器的介绍。对临床常用仪器的测量方法重点讨论，同时也讨论临床新技术，如无创伤动脉血氧饱和度测量以及 X-CT 断层扫描系统等基本原理和测量方法。

本教材分为 10 章。第 1 章讨论生物医学测量的基本概念。第 2 章介绍人体生物电信号的基本特征，这是生物医学检测技术的基本出发点。第 3 章介绍各种传感器的结构原理、性能特点和医学应用，特别对生物电测量用电极和各种物理传感器做了深入细致的介绍，还简要介绍了正在发展中的生物传感器。第 4 章阐述医学信号测量中的干扰和噪声是放大器设计的基础。第 5 章介绍生物电放大基础，以典型的生物电放大器为例进行了较详细的分析讨论。生物电信号放大是生物医学信号检测和各种医学仪器的最基本的前置单元电路，也是测量中最需要认真对待的部分。作为生物电放大器的应用举例，本章详细讨论了心电图测量技术，心电图的各级电路组成原理。第 6 章介绍了另外两个常见的生物电测量的应用，即脑电图与肌电图测量的原理。第 7 章为血压的测量原理，介绍了血压间接测量和自动测量的方法。第 8 章介绍了两种典型的无创伤测量方法，即动脉血氧饱和度和心输出量的无创伤测量方法。第 9 章介绍现代生物医学影像设备，在现代化医院中，医学影像诊断设备日趋完备，它们起着非常大的作用。本章主要介绍超声波成像系统和 X-CT 断层扫描系统的基本原理。第 10 章简略地介绍了电刺激基本原理，介绍电刺激、心脏起搏器和心脏除颤器的有关内容。本教材每一章后面均附有习题。

由于编者水平有限，教材中难免有不成熟或错误的地方，希望得到批评指正。

编 者
2005 年 6 月

内 容 提 要

生物医学传感器与检测技术既是一门知识面较宽的综合性理论课，也是一门实践性较强的技术课程。本教材针对这一特点，在重视基本理论分析的基础上，结合最新的电子技术，对目前实践中常用的仪器和方法进行了重点讨论。

本书在作为内部教材多年使用的基础上，进一步加以完善而成。从基本概念、基础理论、相关仪器到性能特点、操作技术，逐步深入，力求将抽象的内容讲细讲透。同时，每一章内容后都附有习题，便于读者学习和自测。

本书可以作为生物医学工程、医学物理、医学仪器设计和其他相关专业的专业基础课程教材。

目 录

第 1 章 生物医学测量的基本特点 ... 1	
1.1 生物医学测量仪器的组成 1	
1.2 人体测量的特点 2	
1.3 人体系统的控制模式 2	
1.4 人体生理信息测量条件 4	
1.4.1 常见生理参数的测量范围 4	
1.4.2 生物医学测量的强噪声背景 4	
1.4.3 测量的安全性考虑 5	
1.5 电流的生理效应和损伤防护 6	
1.5.1 电流的生理效应 6	
1.5.2 宏电击与微电击 7	
1.5.3 人体的阻抗及自然保护机理 7	
1.6 生物医学测量方法和测量模型 8	
习题 9	
第 2 章 生物电信号的特征 10	
2.1 细胞和组织的电学特性 10	
2.1.1 细胞静息电位 10	
2.1.2 细胞的动作电位 13	
2.1.3 动作电位测定及临床应用 16	
2.2 生物组织电阻抗 17	
2.2.1 细胞膜电阻抗定义 17	
2.2.2 生物组织的电阻抗 18	
2.2.3 皮肤的电阻抗 19	
习题 20	
第 3 章 生物医学传感器基础 21	
3.1 生物医学传感器概述 21	
3.1.1 生物医学传感器的定义和作用 21	
3.1.2 生物医学传感器的分类 22	
3.2 生物电测量电极 24	
3.2.1 电极的基本概念 24	
3.2.2 电极的极化现象和极化电位 25	
3.2.3 极化电极和非极化电极 27	
3.2.4 电极的电学特性 29	
3.2.5 常用生物电测量电极 30	
3.3 生物医学物理传感器及其基本特性 34	
3.3.1 生物医学物理传感器的作用及其分类 34	
3.3.2 传感器的基本特性 35	
3.4 应变式电阻传感器 39	
3.4.1 金属电阻应变式传感器 39	
3.4.2 半导体压阻传感器 44	
3.4.3 电阻应变式传感器的测量电路 46	
3.5 电容式传感器及其医学应用 53	
3.5.1 电容式传感器基本原理 53	
3.5.2 变面积型电容传感器 53	
3.5.3 变极距型电容传感器 54	
3.5.4 变介质型电容传感器 56	
3.5.5 电容式传感器的测量电路 57	
3.5.6 电容式传感器的应用举例 61	
3.6 压电式传感器 66	
3.6.1 压电效应 66	
3.6.2 压电材料 66	
3.6.3 石英晶体的压电特性 67	
3.6.4 压电陶瓷的压电特性 69	
3.6.5 压电式传感器等效电路 70	
3.6.6 压电式传感器的测量电路 71	
3.6.7 压电式传感器的应用举例 75	
3.7 光学传感器及其医学应用 78	
3.7.1 光电效应 78	
3.7.2 光电器件的基本特性参数 79	
3.7.3 光电管、光电倍增管 80	
3.7.4 光电池 82	
3.7.5 光敏二极管和光敏晶体管 85	
3.7.6 生物化学光谱分析仪器光学测量原理 89	
3.7.7 光固态图像传感器 91	
3.8 热电式传感器及其应用 94	
3.8.1 热敏电阻式传感器 95	
3.8.2 PN 结型温度传感器 100	

3.8.3 集成电路温度传感器	101	5.4 心电图机的设计	175
3.8.4 非接触式温度测量	102	5.4.1 心电图机的设计特点	175
3.9 光纤和激光传感器	105	5.4.2 心电图机的组成结构	177
3.9.1 光纤传感器	105	5.4.3 心电图前置放大器分析	178
3.9.2 激光式传感器	110	5.5 心电图用于疾病的诊断	188
3.10 生物传感器	116	5.5.1 正常和异常的心搏节律	188
3.10.1 生物传感器基本结构	116	5.5.2 律失常	189
3.10.2 生物传感器的类型	116	5.5.3 局部缺血时电位波形的变化	190
3.10.3 生物传感器的优点	117	5.5.4 心电图波形的自动分析	191
3.10.4 生物传感器的工作原理	117	习题	192
3.10.5 生物传感器的固定化技术	119		
习题	119	第6章 脑电图与肌电图	194
第4章 生物医学测量的干扰		6.1 脑电图	194
和噪声	122	6.1.1 脑电图的产生机理	194
4.1 人体电子测量的干扰	122	6.1.2 脑电信号的一般性质及分类	194
4.1.1 干扰的引入	122	6.1.3 脑电图机	198
4.1.2 抑制电磁场干扰的主要方法	128	6.1.4 脑的诱发电位测量	199
4.1.3 抑制干扰的其他措施	132	6.1.5 临床脑电仪器的应用情况	204
4.2 噪声和低噪声放大器	133	6.1.6 脑电图测量的最新技术	205
4.2.1 噪声的特性	133	6.2 肌电图	208
4.2.2 生物医学测量中主要噪声		6.2.1 概述	208
类型	135	6.2.2 肌电图概念	209
4.2.3 运算放大器噪声性能参数	136	6.2.3 肌电图机	211
4.2.4 常用器件的噪声	140	6.2.4 诱发肌电图(神经电图)	213
4.2.5 低噪声放大器的设计	141	习题	215
习题	142	第7章 血压的测量	216
第5章 生物电放大基础和心		7.1 血压测量概述	216
电图测量	144	7.2 血压直接测量法	217
5.1 生物电放大器前置级	144	7.2.1 直流压力放大器	218
5.1.1 基本要求	144	7.2.2 交流载波压力放大器	218
5.1.2 差动放大电路	147	7.3 血压间接测量法	220
5.1.3 同相并联差动放大电路	150	7.3.1 柯氏音法	220
5.1.4 生物电前置级放大器共模抑制		7.3.2 示波法	221
能力改善的方法	154	7.3.3 超声法	223
5.1.5 集成的仪器放大器	156	7.3.4 脉搏延时法	224
5.2 隔离放大级设计	160	7.4 血压的自动测量	225
5.2.1 光耦合器	160	7.4.1 工作原理	225
5.2.2 磁耦合	165	7.4.2 电路硬件	226
5.3 心电图及其测量仪器	165	7.4.3 气动部分	227
5.3.1 心电图及其导联	165	7.4.4 计算机系统软件	227
5.3.2 心电向量图	172	7.4.5 袖带压力放大器电路	227
		7.4.6 脉动压力放大器	228

7.4.7 看门狗电路	228	9.5.1 多普勒效应	265
习题	228	9.5.2 超声多普勒法测定血流的 基本原理	266
第8章 血氧饱和度和心输出量的 无创伤测量方法	229	9.5.3 超声多普勒测量的实现	267
8.1 血氧饱和度的无创伤测量方法	229	9.6 X射线计算机断层成像概述	274
8.1.1 血氧饱和度的概念	229	9.6.1 第一代CT机〔单束平移/旋转 (T/R)扫描〕	275
8.1.2 血氧饱和度测定的意义	229	9.6.2 第二代CT机(窄角扇束 扫描)	275
8.1.3 脉搏血氧测量法基本建模 原理	229	9.6.3 第三代CT机(广角扇束 扫描)	276
8.1.4 脉搏血氧法测量系统的设计	232	9.6.4 第四代CT机(反扇束 扫描)	276
8.2 心输出量的无创伤测定方法	236	9.6.5 第五代CT机(动态空间 扫描)	276
8.2.1 心输出量	236	9.6.6 第六代CT机(电子束 扫描)	276
8.2.2 直接费克法(Fick principle)	237	9.7 X-CT的基本原理和方法	277
8.2.3 指示剂稀释法	237	9.7.1 X射线的物理特征	277
8.2.4 阻抗式容积脉图仪	239	9.7.2 X射线的强度	278
8.2.5 超声血流计	243	9.7.3 X射线与人体的相互作用	278
习题	245	9.7.4 X-CT的数理基础	279
第9章 超声波成像系统和X-CT 断层扫描系统原理	247	9.8 X-CT扫描系统的结构和仪器	284
9.1 超声成像的物理基础	247	9.8.1 X-CT的采样系统	284
9.1.1 超声波在人体组织中的衰减	247	9.8.2 X-CT机的图像处理系统的 结构	285
9.1.2 超声波在人体组织中的传播 速度	248	习题	285
9.1.3 超声波在人体组织中的反射、 折射、衍射与散射	249	第10章 电刺激和心脏起搏	287
9.1.4 脉冲回波式超声成像系统	251	10.1 电刺激	287
9.1.5 超声换能器	251	10.1.1 电刺激(electronic stimulate) 与电兴奋的基本因素	287
9.1.6 超声波的类型	252	10.1.2 电刺激引起组织兴奋的 原理	289
9.1.7 超声波的生物效应	253	10.2 电子刺激器的组成原理和应用	290
9.1.8 超声成像的基本方法	254	10.2.1 电子刺激器的组成原理	290
9.1.9 医用超声仪器	257	10.2.2 电刺激用于康复治疗	293
9.2 A型超声诊断仪	257	10.3 心脏起搏器	296
9.2.1 工作原理	257	10.3.1 心脏起搏的电生理基础	297
9.2.2 电路结构及工作过程	258	10.3.2 心动周期中心脏对电刺激的 反应	297
9.2.3 A型超声诊断仪设计参数	260	10.3.3 人工心脏电起搏器类型	297
9.2.4 A型超声诊断仪的用途	260	10.3.4 心脏起搏器的技术指标	
9.3 M型超声诊断仪	260		
9.4 B型超声断层显像仪	262		
9.4.1 工作原理	262		
9.4.2 B超的扫描和扇区	263		
9.5 超声多普勒技术	265		

参数	299	10.4.3 心脏除颤器的主要性能	
10.3.5 心脏起搏器电路原理	300	指标	305
10.3.6 QDX-2 型体外按需起搏器的		10.4.4 典型的心脏除颤器电路	
电路分析	300	分析	305
10.4 心脏除颤器	303	习题	307
10.4.1 心脏除颤器基本原理	304	参考文献	308
10.4.2 心脏除颤器的类型	305		

第 1 章 生物医学测量的基本特点

生物医学测量的目的是为了获取生物医学有用信息，生物医学测量是各种生物医学仪器的基础。生物体是极其复杂的生命系统，采用工程技术方法获取生物医学信息通常采用适合生物医学测量的传感技术和检测技术来实现，这是与普通测量相区别的。生物医学工程技术人员必须充分认识和了解生物医学测量的基本特点，才能正确运用工程技术手段解决生物医学信息获取的问题。

1.1 生物医学测量仪器的组成

生物医学测量仪器从简单意义上看是代替医生的手和五官获取病人的各种信息。从广义上，由于人体是复杂的自然系统，由神经系统、循环系统、运动系统等组成，它们之间保持着有机的联系，共同维持生命活动，所以必须从控制和系统的理念对待生物医学测量仪器，生物医学才能不断发展前进。随着现代科学技术的迅速发展，生物医学测量仪器的种类愈来愈多，可以用仪器测量记录的指标也不断增加。生物医学测量仪器已经成为生物医学研究、诊断、治疗和自动监护等工作必不可少的工具。

对于大多数生物医学测量仪器来说，不管它多么复杂，一般都可以分解为三个主要部分：传感器（包括电极）、放大器和测量电路、数据处理和显示装置，如图 1.1 所示。有些生物医学测量仪器还包括治疗仪器和基于网络的数据传输部分，组成更加完善的现代生物医学测量仪器。这里讨论的生物医学测量仪器主要还是基本的生物医学测量仪器。在这三部分中，传感器的功能是把各种生理信息转换成可供测量的电信号或其他可用信号，而电极的功能主要是把各种生物电信号转换成可供测量的电信号。可见，传感器是生物医学测量的前提。对于一项具体的生理指标来说，首先应确定传感器，相应地也就确定了测量原理及组成方案。就参数的性质而言，生理参数可分为力、位移、速度、加速度、流体压力、流量、温度、时间、声、光、电、离子浓度等物理或化学量。传感器能否准确地转换这些量，对于整个测量仪器来说是十分关键的问题，所以研制者或使用者的对此是非常重要的。放大器及测量

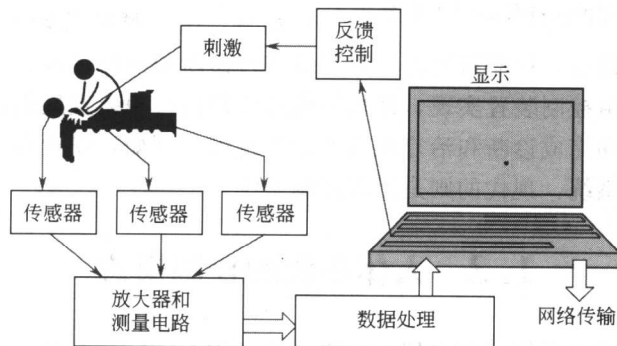


图 1.1 生物医学测量仪器组成部分示意

线路的功能是把传感器所获得的微弱信号加以放大、转换、去伪存真，从而得到数据处理和显示装置可以处理的信号。数据处理和显示装置对于现代化的仪器而言，一般用计算机完成数据的记录、储存、计算或显示。

测量各种生理参数的目的是为了获得与医疗、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。生物医学测量中，比较多的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，生物医学测量属于强噪声背景下的低频微弱信号的测量，被测信号是由复杂的生命体发出的不稳定的自然信号。从信号本身到测量方式，都不同于工程上的电子测量，而有其自己的特殊性。在学习以人体为研究对象的电子测量方法时，很重要的一点是要弄清楚它与工程中的测量系统的区别，充分认识被测对象——生物体，生物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，生物医学测量是未知因素多、复杂性高的测量。

1.2 人体测量的特点

人体测量是以医学、生理学为基础的，在此从测量的角度，对人体系统的特征进行一般描述，目的在于提高人们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。

人体测量的目的是诊断和治疗疾病，这一过程可以看做控制系统，其模式有开环和闭环两种，两种模式的医疗仪器组成框图如图 1.2 所示。大部分的医疗仪器属于开环系统，生理信号通过传感器变成电信号，通过检测电路放大并且转换为数字信号，供计算机处理和计算，最后显示和

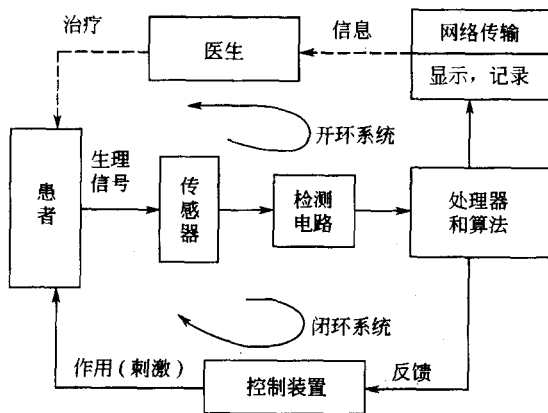


图 1.2 两种模式的医疗仪器组成框图

打印结果。医生读取信息，仪器帮助医生对患者进行诊断和治疗疾病。现代医疗仪器属于闭环系统，医生的作用由控制装置实现，即根据信息反馈由控制装置提供诊断和治疗疾病的作用，闭环控制系统自动完成诊断和治疗疾病的全部过程。例如，安置在患者身上的心脏起搏器，早期的属于开环系统，现代的则是闭环控制系统。

1.3 人体系统的控制模式

区别于工程上的任何系统（如机器、环境、设备等），人体系统是有生命的系统。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，包括新陈代谢和兴奋性，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，其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。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。例如，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调节部分（如反射中枢、内分泌腺等）看做是控制部分，将效应器官看做是受控部分。受控部分的状态或所产生的效应叫做输出变量。人体控制的负反馈模式如图 1.3 所示。

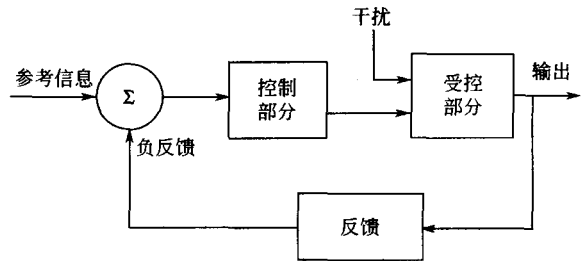


图 1.3 人体控制的负反馈模式框图

在控制部分和受控部分之间，通过化学信号或电信号（如神经冲动）以及其他种类信号（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 1.3 所示的负反馈模式框图予以描述，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，经过处理转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。这一过程称为生物反馈治疗。在临床、生理学研究，特别是

在康复工程中，已有应用。

而且，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。

1.4 人体生理信息测量条件

1.4.1 常见生理参数的测量范围

人体包括各种生物电信号和其他物理、化学信息，即所谓的常见生理参数。

如表 1.1 所示为人体测量中一般常见的生理参数范围。因为人体生理参数本身就具有显著的非线性，被测量的人体系统处在某种特定的状态，某一生理参数的范围可能有很大的变化。此外，同一生理参数在用于不同测量目的时也会有所不同，表 1.1 列出的是常见的、有一定共性的数据，目的是为了使人对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，医学生理参数本身的特点是强度很微弱，如电压大多在微伏量级。频率范围大都在变化缓慢的低频段，甚至是直流信号。

表 1.1 常见生理信号的测量范围和传感器

生理信号类型	所用传感器	典型幅值范围	典型频率范围
心电图(ECG)	体表电极	50 μ V~5mV	0.05~100Hz (美国心脏协会规定)
脑电图(EEG)	头皮电极	2~200 μ V	0.5~100Hz
肌电图(EMG)	针电极	20 μ V~1mV	10Hz~2kHz
眼电图(EOG)	接触电极	10 μ V~4mV	0.1~100Hz
视网膜电流图(ERG)	接触电极	0~1mV	0~50Hz
胃电图(EGG)	表面电极	10 μ V~1mV	0~1Hz
皮肤电反射(GSR)	皮肤电极	1~500k Ω	0.01~1Hz
脉搏波	压力传感器		0.1~50Hz
血压间接测量	听诊法	3.33~53.33kPa (1mmHg=133.322Pa)	0~50Hz
血压直接测量	应变仪	1.33~53.33kPa	0~60Hz
血流量	超声流量计	1~300mL/s	1~20Hz
心音(PCG)	压电传感器	可变	2Hz~2kHz
呼吸速率	鼻热敏电阻	2~100次/分	0.1~10Hz
潮气量	应变仪	50~1000mL/次	0.1~10Hz
体温	热敏电阻	32~40 $^{\circ}$ C	0~0.1Hz
胃酸碱度	pH电极	pH3~13	0~1Hz

1.4.2 生物医学测量的强噪声背景

生物医学测量的强噪声背景是其最显著的特点，可分为外部环境和人体自身两方面贡献。外部环境是最主要因素，详细内容将在第 4 章介绍。人体自身的原因十分明显。人体可以分为神经系统、循环系统、呼吸系统等子系统，各子系统有时外在表现互不相关、各自独立，但是每一个子系统之间保持着有机的联系，用以维持生命。从一种生理参数测量的角度看，它将受到多种其他参数（如血压、呼吸、体温等）的影响，对被测参数而言，它们可被看做是干扰或噪声，有时可将被测信号淹没。人体的正常活动和肌体的运动也无时不成为测

量系统的机械性外部干扰。在各个生理系统之间存在的许多反馈环路和内部关系，都是未知的影响因素。对被测的某种生理参数，要完全消除别的系统影响是很难做到的。与工程系统不同，人体系统在测量过程中显然不能随意停止生命活动，也不能暂时拆除某些部分，这种情况表明某些器官或组织的参数可能难以直接测量出来。此外，人体个体的差异十分明显，每个个体的外部形态不同，其内部组织也有许多差别，生理参数值的分布范围很广。

总之，在人体测量中要同时面对多方面复杂因素的影响，要正确设计测量方案，进行繁琐的数据统计处理工作，采用经验的或统计的分布函数作为标准，然后把实际测量结果和标准进行比较。

1.4.3 测量的安全性考虑

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，要在一定时间内把探头放入人体，甚至把仪器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，这是与其他测量领域所不同的。显而易见，人体测量的安全性是最需要优先考虑的问题，是生物医学测量限制性条件。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。下面从三方面认识人体测量中的安全性。

1.4.3.1 测量中施加于人体的各种能量的限制

为了获取疾病诊断和治疗相关的生物体信息而进行的测量，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，它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、波形等各种参数做认真仔细的研究，给出明确的安全规定。例如，超声波可使生物体产生加热、振荡、空化、氧化、还原等物理和化学作用。一般超声波能量对生物体给以影响的最小值，大致定为 $100\text{mW}/\text{cm}^2$ 。目前临床使用的超声波断层诊断和多普勒装置，其输出强度应小于 $10\text{mW}/\text{cm}^2$ 左右，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，即使超声装置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的设定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特性，在阈值以下，电流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。安全性考虑须注意不同能量作用于人体的特性。能量对人体的作用，还与生物体的物理性质密切相关，开展深入的研究是十分必要的。

1.4.3.2 测量的精确度和可靠性的要求

面对生命体的测量，显然对精确度和可靠性的要求非常重要。例如，心电图是根据波形诊断疾病的，因此波形的失真、测量精度不够或由于可靠性差而产生的误差，在诊疗上将造成很大的危害。例如，心脏手术中，人工心肺机停止工作、心脏起搏器没有刺激脉冲输出等，可造成致命的事故。

体内测量或有创测量，比体外测量需更加细致地考虑其安全性。例如，用于体内的医用遥测胶囊，各种体内的电极、导管、探头等，一旦在测量过程中发生问题，其后果相当严重。因为它们能同生物组织产生反应，引起溶血、破坏组织等；其次容易造成细菌感染，探

头损伤造成出血等，会发生生物学危险和化学性危险。

1.4.3.3 测量中的电流防护

大部分的生物医学测量都与电有关，即仪器和人体之间存在电流通道。这是测量中要考虑的最主要的安全性问题。尤其在多种装置同时测量时，如何防止发生电击必须被给予充分的注意，测量中的电流防护应放在优先考虑的位置，采取有效的方法解决。

1.5 电流的生理效应和损伤防护

1.5.1 电流的生理效应

人体由大量的组织和细胞构成，它们的含水比例很高，所以可以认为人体是电的良好导体。当测量中电流通过人体将引起电流的生理效应，严重的危害是电击。电击是由于电流对人体组织产生一定的生理效应和某种程度的破坏作用所致。产生电击的条件是：体表任意两点与电源相接触，从而使人体构成电源通路中的一部分，电流通过体内。

通过人体的低频电流（通过人体的电流，包括直流和低于 1kHz 的低频交流电）对人体的作用有三个方面的作用：产生焦耳热；刺激神经、肌肉等细胞；化学效应。这些作用使组织液中的正负离子、大分子等粒子振动、移动和取向。

研究表明，引起生理效应和损伤的直接因素是电流而不是电压，而通过人体的电流大小取决于人体阻抗和加于人体的电压。同样大小的电压通过人体不同部位，则由于人体阻抗的不同造成通过电流的差别，因而产生的生理作用不同。此外还应考虑其他因素，影响电流的生理效应的因素有以下四点。

1.5.1.1 电流的路径

电流通过人体的不同部位和器官其生理效应与损伤程度不同，因而危险性不同。电流从一只手臂流到另一只手臂造成肌肉收缩，但是同样电流从一只手臂经过胸腔就会造成很大的危险。对电流最敏感的器官是心脏。电流足够大，能使心肌完全收缩，使心脏停止射血功能，中断血液循环；最终有可能使脑组织损伤导致死亡。当外加电流使局部电位超过一定值后，也能激励动作电位并刺激神经。运动神经受电流刺激时，可引起肌肉的强直收缩。如果电流流过胸部或大脑的呼吸中枢，则可使喉部肌肉强直收缩，最终可使呼吸停止。

电流密度达一定值时，可使心脏出现纤颤，即心肌纤维非同步性收缩，心脏不能把血液挤出去，使血液循环受阻或停止，这就是电击致命的根本原因。在考虑人体的电安全性时，心脏的安全具有最重要的意义。

1.5.1.2 电流的大小

引起心室纤颤的电流与体重和持续时间有关，根据动物实验得到最小纤颤电流计算公式为

$$I = \frac{K}{\sqrt{t}} \quad (1.1)$$

式中， I 为引起心室纤颤的最小电流； K 为动物（或人）的体重系数； t 为电击时间。动物实验结果表明，随着动物体重的增加，最小纤颤电流也随之增加。

电击也被用于治疗中，如在心脏纤颤期间，施加足够大的除颤电脉冲，使大部分或全部心肌纤维瞬时同步收缩，可使心脏恢复正常节律。这就是心脏除颤的原理。

一般说来，低频电流（50Hz 或 60Hz 的交流电）通过人体 1s 产生的生理效应视电流大

小分为三种情况（不包括心脏）。

① 0.5~1mA 为手指和皮肤的感觉阈，舌头的感觉阈更低一些。研究还发现，男子的感觉电流的平均值约为 1.1mA。女子实验的感觉电流比男子低，约为 0.7mA，仅为男子的 2/3。

② 2~5mA 为手紧握电源的感觉阈，人体虽有不适甚至疼痛之感，但并无危险，称此阈为安全阈值。

③ 超过 20mA 的电流为损伤电流，可引起疼痛、机体的伤害和引起心室纤颤等危险。大电流能引起烧伤和机体损伤，主要用于心脏病治疗。例如，心脏除颤和起搏。

1.5.1.3 电流的持续时间

通常认为电流的损伤与通电时间成正比。所以迅速脱离电流可以减少机体损伤。

1.5.1.4 电流的频率

电流的生理效应及损伤与频率有关，直流和交流电的生理效应不同。对于交流电，实验表明，电流频率增高时不易引起组织兴奋，因而刺激作用逐渐减小。动物实验时，电流刺激的阈值随频率的增加而上升，实验结果如图 1.4 所示。

1.5.2 宏电击与微电击

如上所述，讨论电击损伤必须考虑电流流过的部位。在整体情况下，由感知电流所造成的电击称为宏电击（macroshock）。例如，超过 0.7~1.1mA 的感知电流阈值，可能造成严重的电击事故。但轻微的电击事故并不会造成严重的伤害，而是造成烧伤、跌伤等事故。

由感觉阈以下的电流所造成的电击，称为微电击（microshock）。微电击主要指流过心脏的电流可能对心脏产生功能性障碍。一般认为 $100\mu\text{A}$ 的电流是引起心室纤颤的最小交流电流。为确保人体安全，流过心脏的安全电流为 $20\mu\text{A}$ 。在医院环境下保证不发生微电击，必须严格限制流过心脏的电流大小。特别是使用心脏监护仪的病人和装有佩戴式起搏器时，起搏导管常由静脉插入心脏，这种导管的电阻仅为几欧。因此，切忌带电的任何物体与之接触。

1.5.3 人体的阻抗及自然保护机理

人体每一肢体内的电阻为 $200\sim 500\Omega$ ，躯干内的电阻为 $25\sim 100\Omega$ 。所以任意两肢体内的电阻为 $500\sim 1000\Omega$ 。肥胖病人由于脂肪层的增厚，电阻稍大一些。一般以两肢体内电阻为 500Ω 作为电击时估算流过电流的标准。

人体的皮肤阻抗较高，使通过的电流很小，具有保护作用。但是很多情况致使皮肤阻抗大大下降，因而也就失去了对电击的自然保护作用。例如，手术室里的病人，衣服或皮肤上渗有生理盐水或血液；心脏病监护系统中的病人，皮肤表面常因使用电极胶而导致皮肤阻抗大大下降。

人体的皮肤电阻，主要取决于上皮角质层。上皮角质层本身导电性差，但是其上布满的汗腺孔分泌汗水，汗水由水和电解质组成，因此是导电的。不同部位皮肤电阻差别很大。干燥的皮肤为 $100\sim 300\Omega/\text{cm}^2$ ，而潮湿的皮肤电阻只有干燥皮肤的 1%。汗腺的分泌可以大大降低角质层电阻。高温可使人出汗，胆怯和着急等也可使人出汗。所以环境、生理和心理条件都可影响皮肤电阻，使之失去皮肤电阻的自然保护机理。

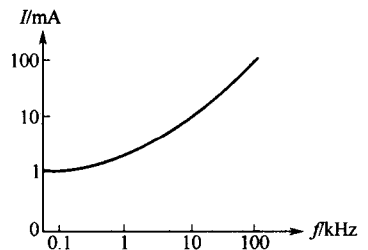


图 1.4 电流刺激的阈值与频率的关系

综合以上分析,认识到人体测量是以生理学为基础的。测量的目的是探索人体生理机制,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和了解。

1.6 生物医学测量方法和测量模型

生物医学测量方法与技术呈现多样化,涉及到现代科学技术众多领域。生物医学测量方法的分类不尽一致。例如从测量引起创伤程度上测量方法可以分为有创伤测量、微创测量和无创伤测量;从测量和生物体关系上可以分为在体测量和离体测量;从测量的物理量性质上可以分为生物电测量和非生物电测量等。这里侧重提出另外一种分类,即对生物体进行直接测量和基于模型的测量。生物体的很多生理参数可以进行直接测量,例如用温度传感器测量体温,用压力传感器测量血压等。但是由于生物体的特殊性和复杂性,有一些待测生理参数不能进行直接测量,必须通过建立类比的物理和数学模型实现测量,这就是建立模型的测量方法。

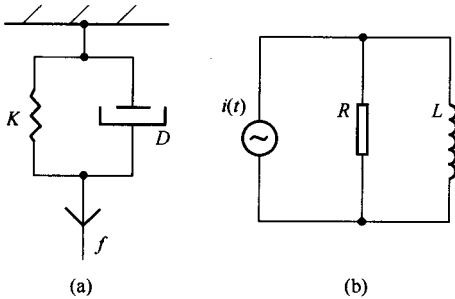


图 1.5 肌肉的模型

(a) 力学模型; (b) 电路模型

例如测量肌肉的功能,提出肌肉的一个类比模型:用一个弹簧和一个阻尼器类比一束肌肉,其中弹簧类比肌肉的弹性特征,而阻尼器类比肌肉的摩擦现象。肌肉受外力 $f(t)$ 作用,被拉伸位移量为 y , K 为弹性系数, D 为阻尼器系数。得到肌肉的力学模型如图 1.5 (a) 所示。根据力学模型可以写出其数学表达式为

$$f(t) = D \frac{dy}{dt} + Ky = Dv + K \int v dt \quad (1.2)$$

同时若以电阻类比阻尼系数,电感类比弹性系数,可以得到肌肉的电路模型,如图 1.5 (b) 所示。根据电路模型可以得到其数学表达式为

$$i(t) = \frac{1}{R}u(t) + \frac{1}{L} \int u(t) dt \quad (1.3)$$

上述对肌肉建立的两个物理模型,其微分方程完全相同,可以类比。也就是将肌肉模型上升为抽象的数学函数关系,得到其数学模型。采用肌肉的不同物理模型,可以通过测量实现对肌肉功能的定量分析。物理模型是一种简化的,实际生物系统的某些突出特征而设想的一种物理类比量。在实际生物医学测量中,基于建立模型的测量是必不可少的,特别是对于人体进行无创伤测量,常常采用模型测量的方法。例如第 8 章介绍的无创伤血氧饱和度测量和无创伤心输出量的测量都是基于模型的测量。无创伤血氧饱和度测量是基于朗伯特-比尔光学定律 (Lambert-Beer) 和脉搏容积描计法建立体表动脉的测量模型来实现的。无创伤心输出量的测量则是基于组织的生物阻抗电路模型实现测量。这两种方法都在临床上得到广泛的应用。但是基于模型的测量必然存在一定的局限性,测量与实际量存在一定误差,使用条件会受到限制。对于能够直接测量的生理参数最好采用直接测量,对于不能直接测量的生理参数才选择模型的方法测量。