

# 生物医学传感器 原理与应用

SHENGWU YIXUE CHUANGANQI  
YUANLI YU YINGYONG

(第②版)

彭承琳 侯文生 杨 军 主编



重庆大学出版社

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

# 生物医学传感器原理与应用

(第2版)

彭承琳 侯文生 杨 军 主编

重庆大学出版社

## 内 容 提 要

本书全面系统介绍了生物医学传感器的原理与应用。全书共分9章:第1,2章介绍了传感器的基本概念、发展趋势,传感器的静态特性和动态特性,传感器的敏感材料和敏感元件,以及传感器的安全性等;第3,4,5,6,7,8章分别介绍了电阻式传感器、电容式传感器、电感式传感器、压电式传感器、光电传感器与光纤传感器、热电式传感器等常用物理传感器的原理、测量电路、生物医学应用;第9章选择仿生化学传感器阵列系统、基于激光技术的生物传感器、纳米传感器、微流控生物医学传感系统,从原理和应用介绍了生物医学传感器的最新进展。

本书可作为高等院校生物医学工程及相关专业的教材或教学参考用书,也可供医疗器械开发的工程技术人员和临床单位医技人员参考。

### 图书在版编目(CIP)数据

生物医学传感器原理与应用/彭承琳,侯文生,杨军主编. —2版. —重庆:重庆大学出版社,2011.7

ISBN 978-7-5624-6030-5

I. ①生… II. ①彭… ②侯… ③杨… III. ①生物传感器—高等学校—教材 IV. ①TP212.3

中国版本图书馆CIP数据核字(2011)第036241号

## 生物医学传感器原理与应用

(第2版)

彭承琳 侯文生 杨军 主编

责任编辑:曾令维 杨粮菊 版式设计:杨粮菊

责任校对:贾梅 责任印制:赵晟

\*

重庆大学出版社出版发行

出版人:邓晓益

社址:重庆市沙坪坝正街174号重庆大学(A区)内

邮编:400030

电话:(023) 65102378 65105781

传真:(023) 65103686 65105565

网址:<http://www.cqup.com.cn>

邮箱:[fxk@cqup.com.cn](mailto:fxk@cqup.com.cn) (营销中心)

全国新华书店经销

重庆升光电力印务有限公司印刷

\*

开本:787×1092 1/16 印张:14.5 字数:362千

2011年7月第2版 2011年7月第3次印刷

印数:7 501—10 500

ISBN 978-7-5624-6030-5 定价:29.00元

---

本书如有印刷、装订等质量问题,本社负责调换  
版权所有,请勿擅自翻印和用本书  
制作各类出版物及配套用书,违者必究

# 前言

生物医学工程是在 20 世纪中叶发展起来的一门新兴交叉学科,它将工程技术和生物医学技术相结合,以工程技术探索生命的科学问题并应用于疾病诊断和治疗,在 21 世纪得到了世界各国的高度重视。生物医学信息检测是生物医学工程学科的重要方向,而生物医学传感器是提取生物医学信息的关键技术。因此,生物医学传感器已经成为生物医学工程必备技术,《生物医学传感器》也成为生物医学工程专业的骨干课程之一。

发展专业,教材先行,国内一直重视生物医学工程专业教材编写。1992 年,重庆大学彭承琳教授编写、重庆大学出版社出版了《生物医学传感器——原理与应用》,被国内相关高校的生物医学工程专业广泛采用。1994 年,原国家教委高等学校生物医学工程与仪器专业教学指导委员会确定由重庆大学、上海交通大学、西安交通大学、浙江大学共同编写《生物医学传感器原理及应用》,由重庆大学彭承琳教授担任主编,1996 年被国家教育委员会评定为“九五”国家级重点教材,于 2000 年 6 月由高等教育出版社正式出版。10 年后的今天,国内生物医学工程专业发展迅猛,由当初的 7 所院校发展到现在的 40 多所院校开办生物医学工程专业,教材的需求十分迫切,因此决定在 1992 年重庆大学出版社出版的《生物医学传感器原理与应用》一书的基础上重新编写《生物医学传感器原理及应用》。

重庆大学出版社 1992 年出版的《生物医学传感器——原理与应用》主要以物理传感器为线索,同时涉及生物传感器和化学传感器,但实际教学中由于教学时数限制主要都讲授物理传感器部分内容。2000 年高等教育出版社正式出版的《生物医学传感器原理及应用》对内容进行了适当调整,对物理传感器内容作了较大精简,增强了生物传感器、化学传感器、传感器与微系统的内容,补充了传感器应用的相关知识;但相关院校的本科生教学实践表明,物理传感器仍然是实际教学中的核心内容。

由此,本书在总结编者在生物医学传感器领域的教学实践,参考国内外相关教材的内容体系,听取并采纳相关专家意见的基础上,确定以物理传感器及其在生物医学中应用为主线,同时简单涉及了生物医学传感器技术的新进展。本书由彭承琳教授制定编写计划和内容体系,侯文生教授、杨军副教授

负责编写,最后由彭承琳教授定稿。

本书在编写过程中得到郑小林教授、田学隆教授、侯长军教授的大力支持,重庆大学对教材的编写提供了大量帮助,重庆大学出版社对本书的顺利出版提出了宝贵意见和建议,在此表示衷心的感谢。最后需要说明的是,由于编者业务水平有限,难免存在缺点和不足,诚恳希望读者给予批评指正。

编 者  
2011年2月

# 目 录

第 1 章 绪论 .....	1
1.1 传感器的定义 .....	1
1.2 生物学传感器的作用 .....	2
1.3 生物学传感器的分类 .....	2
1.4 传感器的发展动向 .....	3
1.5 生物学传感器的特殊性 .....	4
第 2 章 传感器基本知识 .....	6
2.1 传感器的静态特性 .....	6
2.2 传感器的动态特性 .....	10
2.3 传感器敏感材料 .....	23
2.4 弹性敏感元件 .....	30
2.5 传感器的干扰与噪声 .....	35
2.6 生物学传感器的安全性 .....	37
2.7 生物学传感器的标定与校准 .....	40
第 3 章 电阻式传感器 .....	42
3.1 电位器式传感器 .....	42
3.2 电阻应变式传感器 .....	46
3.3 固态压阻式传感器 .....	60
3.4 电阻式传感器的测量电路 .....	67
3.5 电阻式传感器的应用 .....	72
第 4 章 电容式传感器 .....	76
4.1 极距变化型电容式传感器 .....	76
4.2 面积变化型电容式传感器 .....	79
4.3 介质变化型电容式传感器 .....	81
4.4 电容式传感器的测量电路 .....	82
4.5 电容式传感器的应用 .....	89
4.6 电容式传感器存在的问题及影响精度的原因 .....	91
第 5 章 电感式传感器 .....	94
5.1 自感式传感器 .....	94

5.2	差动变压器式传感器 .....	98
5.3	电涡流式传感器 .....	101
5.4	电感式传感器的测量电路 .....	105
5.5	电感式传感器的应用 .....	110
<b>第6章</b>	<b>压电式传感器 .....</b>	<b>113</b>
6.1	压电材料与压电效应 .....	113
6.2	压电式传感器的工作原理 .....	124
6.3	压电式传感器的测量电路 .....	127
6.4	压电式力和加速度传感器 .....	132
6.5	压电传感器的医学应用 .....	137
6.6	聚偏二氟乙烯(PVDF)压电式传感器 .....	140
6.7	压电式传感器的误差 .....	146
<b>第7章</b>	<b>光电传感器与光纤传感器 .....</b>	<b>149</b>
7.1	光电传感器的基本原理及基本特性 .....	149
7.2	光电器件与光电传感器类型 .....	151
7.3	光纤传感元件 .....	162
7.4	光电传感器及光纤传感器的医学应用 .....	166
<b>第8章</b>	<b>热电式传感器 .....</b>	<b>173</b>
8.1	热电阻式传感器的基本原理 .....	173
8.2	热电偶 .....	179
8.3	半导体温度传感器 .....	182
8.4	石英晶体温度传感器 .....	190
8.5	热像传感器 .....	192
8.6	热电传感器在医学中的应用 .....	196
<b>第9章</b>	<b>新型生物医学传感器及系统 .....</b>	<b>199</b>
9.1	仿生化学传感器阵列系统——电子鼻及电子舌 .....	199
9.2	基于激光技术的生物传感器 .....	209
9.3	纳米传感器 .....	214
9.4	基于液滴的微流控系统在生物医学传感分析中 的应用 .....	220
	<b>参考文献 .....</b>	<b>224</b>

# 第 1 章

## 绪 论

### 1.1 传感器的定义

在我国,国家标准“传感器通用术语”中传感器被定义为:“传感器是能感受规定的被测量并按一定规律将其转换为有用信号的器件或装置,通常由敏感器件、转换器件和电子线路组成”。由于常见的信号绝大部分是温度、压力等非电量信号,而电信号是最适宜放大、处理和传输的信号形式,因此,传感器通常是用于检测这些非电量信号并将其转变成便于计算机或电子仪器所接收和处理的电信号。

从传感器的作用来看,实质上就是代替人的五种感觉(视、听、触、嗅、味)器官的装置(图 1.1)。人们通过五官把外界信息收集起来,再传递给大脑,在大脑中处理信息,得出一个“结果”;传感器同样是收集外界各种环境信息,这些信息通过放大处理后,由计算机代替人的大脑对信息进行处理和判断。近年来,随着科学技术的迅速发展,特别是微电子加工技术、计算机芯片及外围扩展电路技术、新型材料技术的发展,使得传感器技术的开发和应用进入了一个崭新的阶段。

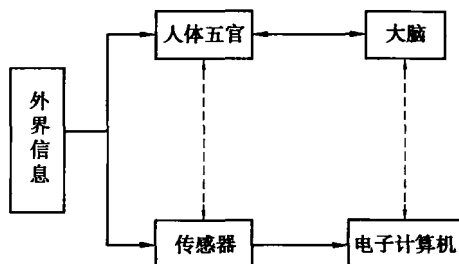


图 1.1 传感器与人体五官功能的对应关系

生物医学传感器(Biomedical Sensors)是获取人体生理和病理信息的工具,是生物医学工程学中的重要分支,对于化验、诊断、监护、控制、治疗和保健等都有重要作用。



## 1.2 生物医学传感器的作用

生物医学工程的重要任务是通过测量生命活动信息、认识生命现象并判断生理、病理状态,传感器是获取生命活动信息的关键技术手段。生命活动信息存在于从分子、细胞、组织、器官到系统的各个层次,生物医学传感器就是获取不同层次生理、病理信息的器件。

生物医学传感器的作用是将被测的生理参数转换为与之相对应的电学量输出,以提供生物医学基础和临床诊断的研究与分析所需的数据。随着科学的发展和其他学科的渗透以及生物医学学科的进步,使医学科学由定性医学发展到定量医学。从定性医学到定量医学的发展过程中,传感器起了重要作用。传感器延伸了医生的感觉器官,扩大了医生的观测范围,并把定性的感觉扩展为定量的测量。目前,传感器已成为生物医学测量、数据处理中不可缺少的关键部分。可以说传感器的作用和地位就相当于医生的五官。要提取和捕捉生物体内各种生物信息,就需要依靠各种各样的传感器,它是医学测量系统的第一个环节,如图 1.2 所示。



图 1.2 医学测量系统框图

在医学上,传感器的主要用途有:

①提供诊断信息 医学诊断以及基础研究都需要检测生物体信息,例如,先天性心脏病人在手术前必须用血液传感器测量心内压力,以估计缺陷程度,常见诊断信息包括心音、心电、血压、血流、体温、呼吸、脉搏等。

②监护 对手术后的病人需要连续测定某些生理参数,通过观察这些生理参数是否处于规定范围来掌握病人的复原过程,或在异常时及时报警。例如,对一个做过心内手术的病人,在手术后头几天内,往往在其身体上要安置体温、脉搏、动脉压、静脉压、呼吸、心电等一系列传感器,用监护仪连续观察这些参数的变化。

③临床检验 除直接测量人体生理参数外,临床上还需要利用化学传感器和生物传感器从人体的各种体液(如血液、尿液、唾液等)获取诊断信息,为疾病的诊断和治疗提供重要参考。

④生物控制 利用检测到的生理参数,控制人体的生理过程。例如电子假肢,就是用肌电信号控制人工肢体的运动。在用同步呼吸器抢救病人时,需要换能器检测病人的呼吸信号,以此来控制呼吸器的动作与人体呼吸同步。

## 1.3 生物医学传感器的分类

生物医学传感器的分类方法有很多种,其中最基本的分类方法是按被测量分为:①物理传感器;②化学传感器;③生物传感器三大类。所谓大类是因为这种分类方法是一种宏观的方法,也是一种本质的分类方法。

(1) 物理传感器 利用物理性质和物理效应制成的传感器称为物理传感器,按工作原理可分为电阻式、电容式、电感式、应变式、电热式、光电式等,常用于测量测量血压、体温、血流量、血黏度、生物组织对辐射的吸收、反射或散射以及生物磁场等。

(2) 化学传感器 利用功能性膜对特定成分的选择性将被测成分筛选出来,再利用电化学装置转化为电学量的传感器叫化学传感器,常用于测量人体体液中离子的成分或浓度(如  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Cl}^-$ ……)、pH 值、氧分压( $\text{P}_{\text{O}_2}$ )及葡萄糖浓度等。

(3) 生物传感器 利用生物活性物质具有的选择性识别待测生物化学物质能力制成的传感器称为生物传感器,常用于酶、抗原、抗体、递质、受体、激素、脱氧核糖核酸(DNA)、核糖核酸(RNA)等物质的检测。生物传感器按生物识别器件(也称生物活性物质)可分为酶传感器、免疫传感器、组织传感器、细胞传感器、微生物传感器等,按二次传感器件可分为生物电极、光生物传感器、半导体生物传感器、压电生物传感器、热生物传感器、介体生物传感器等。

## 1.4 传感器的发展动向

### (1) 多功能化

以前一个传感器只能把单一的被测量转换成电信号,新型传感器可利用一个传感器同时检测几种被测量并分别转换成相应的电信号。例如,一种多功能传感器,它可以同时检测气体的温度和湿度。这种传感器是在  $(\text{BaSr})\text{TiO}_3$  (钙钛矿)上添加对湿度敏感的  $\text{MgCr}_2\text{O}_4$  (尖晶石)的复合多孔质烧结体作为传感元件。温度变化引起传感器电容量的变化,湿度变化引起传感器电阻的变化,其特性曲线和等效电路如图 1.3 所示。因此,传感器的电容量和电阻值的变化,分别表示气体温度和湿度的变化量。

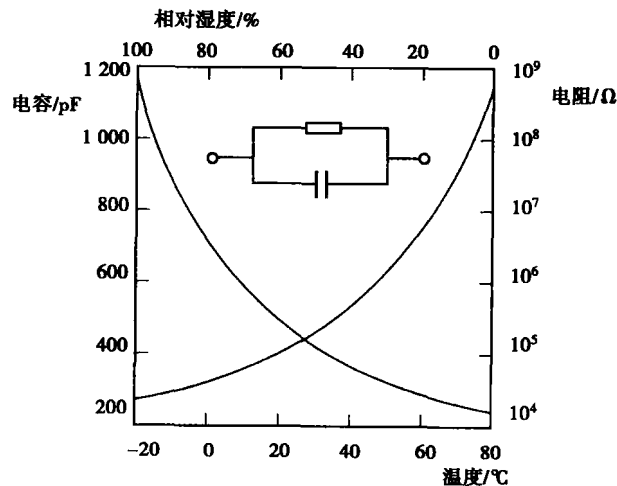


图 1.3 温度湿度传感器的特性曲线及等效电路

多功能化的另一层含义是将传感器与其他功能复合(如温度补偿、信号处理、执行器等功能)。

### (2) 智能化

计算机、微处理器等信息处理技术与传感器的有机结合,构成了智能传感器的基本框架。智能传感器不仅把传感和信号预处理结合为一体,使之与后处理的计算机兼容,而且为利用现代信号处理方法提高对信号的判断能力和开辟新的应用领域创造了条件。智能传感器不仅能完成传感和信号处理任务,而且还有自诊断、自恢复及自适应功能。智能传感器可使信号在敏感元件附近就能进行局部处理,从而减轻了 CPU 和传输线路的负担,提高了效率。智能传感器不存在非线性的缺点。相反,当传感器具有较宽的动态范围或在某一区域具有较高灵敏度时,这种非线性不仅无关紧要,而且可以变成有利的因素。

### (3) 微系统化

采用新的加工技术可以制造出新型传感器,如采用光刻、扩散以及各向异性腐蚀等方法,可以制造出微型化和集成化传感器,现在已经制造出能装在注射针上的压力传感器和成分传感器。采用半导体集成电路制造技术在同一个芯片上同时制造几个传感器或传感器阵列,而且这些传感器输出信号的放大、运算等处理电路也集成在这个芯片上,从而可构成多功能传感器、分布式传感器。

## 1.5 生物医学传感器的特殊性

生物医学传感器是在工程学与生物学相结合的基础上发展起来的。随着生物医学传感器在微型化、植入测量、多参数测量等方面的进一步发展,与生物医学的交叉更为显著,使得生物医学传感器的设计与应用必须考虑人体因素的影响及生物信号的特殊性;必须考虑生物医学传感器的生物相容性(植入体内材料与生物体相互作用问题,或两者间相适应的问题,称为生物相容性)、可靠性、安全性;必须考虑使用对象的特殊性及其复杂性,等等,这是生物医学传感器与工业用传感器的显著区别。

具体讲,应注意生物医学传感器以下几方面的特殊性:

①一般工业测量中,为准确检测待测量并减少干扰,总是尽量使传感器接近被测点。但在对生物体内某部位进行就近直接测量时,由于生物体具有自身体内平衡(Homeostasis)机能,一旦有外界扰乱因素出现,为补偿扰乱因素带来的影响,整个生物体将产生各种应急反应,从而改变被测部位的状态,影响被测量的真实性,还可能给被测者带来不适感和痛苦,例如开胸测心脏的状态等。因此,在对人体进行测量时,应尽量避免传感器干扰人的正常生理、生化状态,尽量避免给人的正常活动带来负担或痛苦。较自然的想法是使传感器探头远离被测部位,但这样一来,由于远离被测点,干扰因素增加,可能使测得的信号质量变坏,故应根据实际情况综合考虑。

②为了减轻对被测生物体的侵扰,以非接触与无损伤或低损伤的传感器进行间接测量是生物医学传感器的重要发展方向。由于此类传感器多利用间接测量方法来获得体内有关信号,故通常信号中干扰成分较多,往往需要借助信号处理等技术加以改善。

③为了既能准确检测到生物体内某个局部信息,又能使对生物体的侵扰减小到足够低程度,发展了体内(植入式或部分插入式)传感器。对体内传感器应考虑装置的微型化、能量及信息传输方式、植入或插入材料的生物相容性及植入装置的安全性等诸多特殊要求。

④生物信号的特点是信号微弱、频率很低、背景噪声及干扰大、随机性强、个体差异大,而且生物体内多种生理、生化过程同时进行,这都增加了检测特定生物信号的难度。除了通过后续电路进行处理之外,重要的是优化传感器设计,防止噪声和干扰混入,使传感器具有较高的灵敏度和较大的动态范围,使其在有大的干扰和被测对象发生较大变化情况下,仍能工作并不产生失真。

例如,通过测量胸壁的微小振动来间接了解心脏的运动状况(见图 1.4)。心脏运动传递到体表的振幅为微米量级,所用的传感器应具有相应的灵敏度;但由于呼吸以及人的体动或发声等造成的干扰,可使胸壁产生高达毫米量级的起伏。

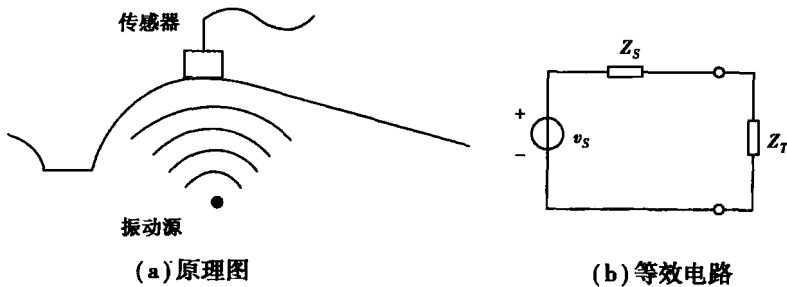


图 1.4 通过测量胸壁微小振动间接测量心脏运动

为了正确检出有用信号,要求传感器及后续电路应有高达 100 dB 以上的动态范围,必须对传感器进行精心设计。

⑤生物医学传感器的设计与应用,应充分考虑生物体的特性。仍以通过胸壁测量心脏运动为例,传感器与人体构成了如图 1.4(b)所示的等效电路。因此在设计传感器时必须了解人体内振动源如  $v_s$  及人体等效阻抗  $Z_s$  的特性,并根据增益和频率特性要求正确确定传感器的等效输入阻抗  $Z_T$ 。

又例如,在采用压电、应变及差动变压器或传感器等对人体进行接触测量时,由于人体被测部分通常比传感材料柔软,即传感器和人体间材料特性不相匹配,影响传感器的灵敏度和频率特性,为此,应在两者间加入匹配材料,以改善测量系统特性。

⑥生物医学传感器的使用对象极为广泛,有医生、护士、患者,也可以是社会其他各界人士。使用环境亦是多种多样,体内、体外、医院、家庭、野外,甚至太空等。这就要求生物医学传感器的设计应能分别适应各种对象和环境。例如,对少儿用传感器,应更多地考虑如何使测量变得安全、简单而易于接受,如何避免意外情况发生,如儿童误食或摔打传感器等;对家庭用传感器则应考虑使用成本及质量等。总的说来,和一般工业用传感器相比,生物医学传感器应更注重使用方便、舒适、稳定、可靠、安全、耐用、快捷。

# 第 2 章

## 传感器基本知识

敏感材料是传感器的核心部件,而静态和动态特性是传感器最基本的响应特性,本章将介绍传感器的静态特性、动态特性、敏感材料、干扰与噪声、安全性等基本知识,以便于对生物医学传感器的进一步学习和认识。

### 2.1 传感器的静态特性

#### 2.1.1 传感器的静态特性

传感器在被测量的各个值处于稳定状态下,输入量为恒定值而不随时间变化时,其相应输出量亦不随时间变化,这时输出量与输入量之间的关系称为静态特性。这种关系一般根据物理、化学、生物学的“效应”和“反应定律”得到,具有各种函数关系。对于没有迟滞效应和蠕变效应的理想传感器,其静态特性可用麦克劳林级数表示如下:

$$Y = a_0 + a_1X + a_2X^2 + a_3X^3 + \cdots + a_nX^n \quad (2.1)$$

式中:  $Y$ ——输出量;

$X$ ——输入量;

$a_0$ ——零位输出(零偏);

$a_2$ ——传感器的灵敏度,常用  $K$  表示;

$a_2, a_3, \cdots, a_n$ ——非线性项的待定系数。

由式(2.1)可知,如果  $a_0 = 0$ ,表示静态特性通过原点,这时静态特性是由线性项  $a_1X$  和非线性项  $X$  的高次项叠加而成。这种多项式代数方程可能有 4 种情况,表现了传感器的 4 种静态特性,如图 2.1 所示。

#### ①线性特性

在理想情况下,式(2.1)中的零偏  $a_0$  被校准( $a_0 = 0$ ),且  $X$  的高次项为零( $a_2, a_3, \cdots, a_n = 0$ ),线性方程为  $Y = a_1X$ ,如图 2.1(a)所示。此时, $a_1 = Y/X = k$  称为传感器的灵敏度。

#### ②非线性项仅有奇次项的特性

当式(2.1)中只有  $X$  的奇次项,即: $Y = a_1X + a_3X^3 + a_5X^5 + \cdots$ 时,特性如图 2.1(b)所示,

在这种情况下,在原点附近相当范围内输出、输入特性基本成线性,对应的曲线有如下特性:

$$Y = -Y(-X)$$

③非线性项仅有偶次项的特性

当式(2.1)中只有  $X$  的偶次非线性项时,所得曲线不对称,如图 2.1(c)所示。

④一般情况

对应的曲线如图 2.1(d)所示。在实际应用中,如果非线性项的  $x$  方次不高,则在输入量变化不大的范围内,可以用切线或割线来代替实际静态特性的某一段,使得传感器的静态特性近于线性,称之为传感器静态特性的线性化。只要传感器非线性系数较小,测量范围又不大时,即可这样处理。当设计传感器时,把测量范围选择在最接近直线的那一小段,可使传感器的静态特性近于线性。不过,这时的原点不是在零,以图 2.1(c)为例,如取  $ab$  段,其原点在  $c$  点。

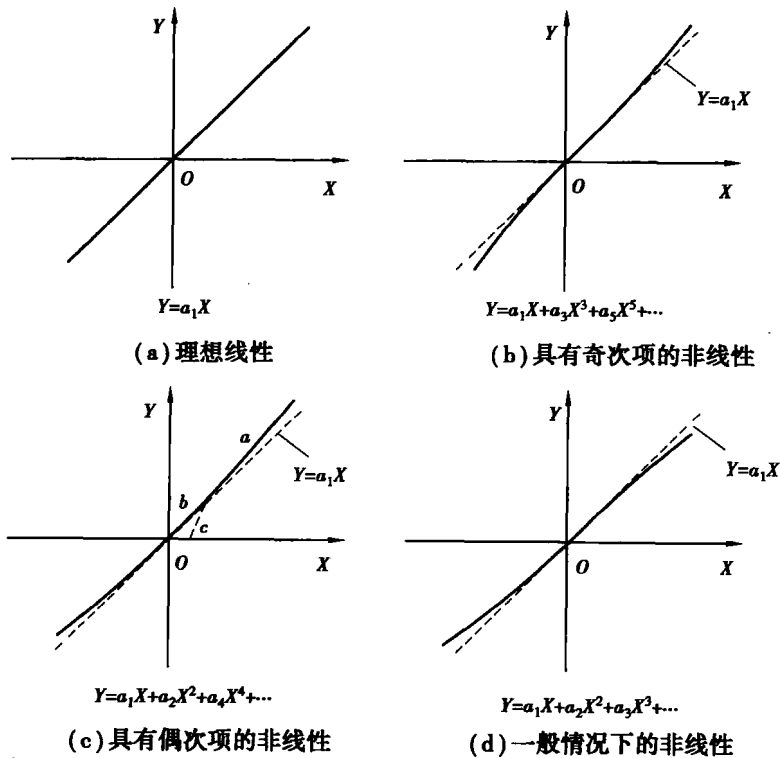


图 2.1 传感器的 4 种典型静态特性

传感器的静态特性实际上是非线性的,所以它的输出不可能丝毫不差地反映被测量的变化,对动态特性也会有一定的影响。

传感器的静态特性是在静态标准条件下进行校准的。静态标准条件是指没有加速度、振动、冲击,环境温度一般在室温( $20 \pm 5$ ) $^{\circ}\text{C}$ ,相对湿度不大于 85%,大气压为( $101.3 \pm 8$ )kPa。在这种标准工作条件下,利用一定等级的校准设备,对传感器进行反复的测试,将得到的输出——输入数据列成表格或画成曲线。把被测量值的正行程输出值和反行程输出值的平均值连接起来的曲线称为传感器的静态校准曲线。

2.1.2 衡量传感器静态特性的指标

(1) 线性度

传感器的线性度也叫做传感器特性曲线的非线性误差。它是用传感器校准曲线与拟合直线之间的最大偏差与传感器满量程输出平均值之比的百分数来表示的(如图 2.2 所示):

$$a_L = \pm (\Delta L_{\max} / Y_{F.S.}) \times 100\% \quad (2.2)$$

式中:  $\sigma_L$ ——线性度;

$\Delta L_{\max}$ ——校准曲线与拟合直线间最大偏差;

$Y_{F.S.}$ ——传感器满量程输出(平均值),  $Y_{F.S.} = Y_{\max} - Y_0$ 。

拟合直线的选取方法很多,这里只介绍常用的两种。一种采用理论直线作为拟合直线来确定传感器的线性度。这种方法在阐明传感器的线性度时比较明确和方便。所谓理论直线即式(2.1)静态方程式的第一种情况:  $Y = a_1 X$ , 由此式求得的线性度称为理论线性度。图 2.3 为理论线性度的示意图。另外一种方法是用最小二乘法来得到拟合直线,所得线性度称为最小二乘法线性度。

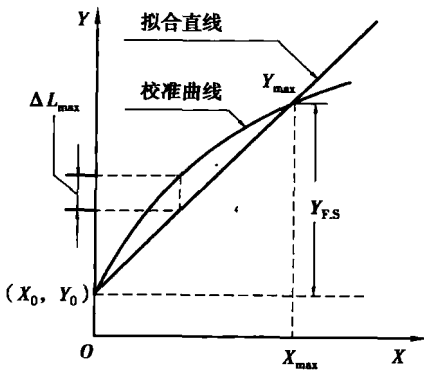


图 2.2 传感器的线性度

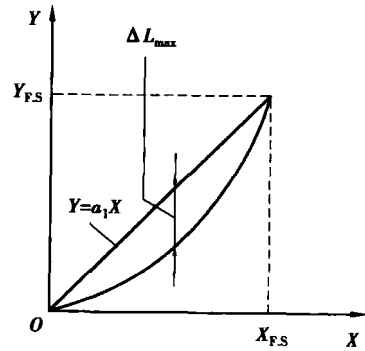


图 2.3 理论线性度示意图

(2) 迟滞

迟滞可描述传感器的正向(输入量增大)和反向(输入量减少)特性的不一致程度,亦即对应于同一大小的输入信号,传感器在正、反行程时的输出信号数值不相等的程度。迟滞一般可由实验确定,在数值上用输出值在正、反行程间最大偏差与满量程输出值的百分比表示(图2.4):

$$\sigma_H = \pm (\Delta H_{\max} / Y_{F.S.}) \times 100 \quad (2.3)$$

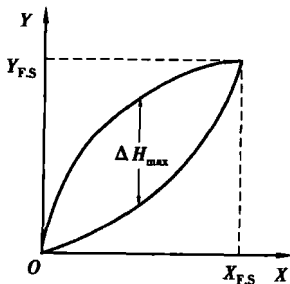


图 2.4 迟滞特性

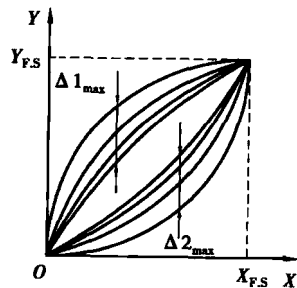


图 2.5 重复性

式中： $\Delta H_{\max}$ ——输出值在正、反行程间的最大偏差。

迟滞反映了传感器机械部分不可避免的缺陷，如轴承摩擦、缝隙、螺丝松动、元件腐蚀或碎裂、材料的摩擦、灰尘积塞等。

### (3) 重复性

重复性表示传感器在同一工作条件下，输入朝同一方向作全量程连续多次变动时所得特性曲线不一致的程度，如图 2.5 所示。各条特性曲线一致，重复性就好，误差也小。

重复性误差属于随机误差，故应根据标准误差计算，即

$$\sigma_R = \pm (2 \sim 3\sigma/Y_{F.S}) \times 100\% \quad (2.4)$$

式中： $\sigma$ ——相应行程的标准误差。

### (4) 灵敏度

灵敏度是指传感器在稳态下输出变化对输入变化的比值，用  $K$  表示（图 2.6），即

$$K = (\text{输出变化量}) / (\text{输入变化量}) = \Delta Y / \Delta X \quad (2.5)$$

线性传感器的校准曲线的斜率就是灵敏度。非线性传感器的灵敏度可用  $dY/dX$  表示，数值上等于最小二乘法拟合曲线的斜率。

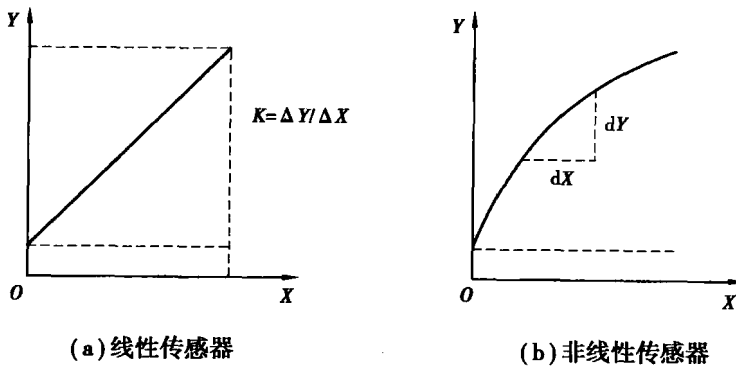


图 2.6 灵敏度

### (5) 准确度

传感器的准确度又称精确度或精度，表示被测量的测量结果与约定真值间的一致程度。准确度是衡量仪器、传感器总误差的一个尺度，它不考虑误差的类型和原因，是测量精密度和正确度的综合。

在工程检测中，为了简单地表示仪表或传感器测量结果的可靠程度，引入一个仪表精度等级  $A$  的概念。 $A$  定义为：仪表在规定工作条件下，其最大绝对允许误差值相对仪表测量范围的百分数，即

$$A\% = (\Delta A / Y_{F.S}) \times 100\% \quad (2.6)$$

式中： $\Delta A$ ——在传感器测量范围内的最大绝对允许误差。

例如，压力传感器的精度等级分别为 0.05、0.1、0.2、0.3、0.5、1.0、1.5、2.0。

在传感器出厂检验时，其精度等级代表的误差是指传感器测量的最大误差，亦即极限误差。

### (6) 精密度和正确度

精密性是描述在同一测量条件下，测量仪表指示值不一致的程度，反映测量结果中的随机



误差的大小。精密度由两个因素确定,一是重复性;二是仪表能显示的有效位数。

而测量的正确度表示测量结果有规律地偏离真值的程度,它反映测量结果中的系统误差大小。

实际测量中,精密度高,不一定正确度高;反之,正确度高,精密度也不一定高。

### (7) 灵敏限

灵敏限是指输入量的变化不一致引起输出量有任何可见变化的量值范围。例如,某血压传感器当压力小于 0.133 3 kPa 时无输出,则其灵敏限为 0.133 3 kPa。

### (8) 零点漂移

传感器无输入或在某一输入值不变时,每隔一段时间,例如 10 分钟、1 小时、2 小时等,进行读数,其输出偏离零值(或原指示值),即为零点漂移:

$$\text{零漂} = \frac{\Delta Y_0}{Y_{F.S}} \times 100\% \quad (2.7)$$

式中: $\Delta Y_0$ ——最大零点偏差(或相应偏差)。

### (9) 温漂

温漂表示温度变化时,传感器输出值的偏移程度。一般以温度变化 1 °C 时输出最大偏差与满量程之比表示:

$$\text{温漂} = \frac{\Delta Y_{\max}}{Y_{F.S} \Delta T} \times 100\% \quad (2.8)$$

式中: $\Delta Y_{\max}$ ——输出最大偏差;

$\Delta T$ ——温度变化。

### (10) 测量范围

由被测量的两个值所限定的范围,在这个范围内测量是按规定精度进行的。

## 2.2 传感器的动态特性

所谓动态特性是指传感器对于随时间变化的输入量的响应特性。在传感器所检测的生理量中,大多数生理信号都是时间的函数。为了获得真实的人体信息,传感器不仅应有良好的静态特性,还应有良好的动态特性。动态特性好的传感器,其输出量随时间变化的曲线与被测量随同一时间变化的曲线一致或相近。然而,实际的被测量随时间变化的形式可能是各种各样的,所以在研究动态特性时,通常根据“标准”输入特性来考虑传感器的响应特性。标准输入有两种:正弦函数和阶跃函数。传感器的动态特性分析和动态定标都以这两种标准输入状态为依据。对于任一传感器,只要输入量是时间的函数,其输出也应是时间的函数。

### 2.2.1 动态特性的一般数学模型

为了便于分析和处理传感器的动态特性,必须建立数学模型,用数学中的逻辑推理和运算方法来研究传感器的动态响应。对于线性系统的动态响应研究,最广泛使用的数学模型是线性常数微分方程。只要对该微分方程求解,就可得到传感器的动态性能指标。

对于任意线性系统,下列高阶常系数线性微分方程的数学模型都是成立的: