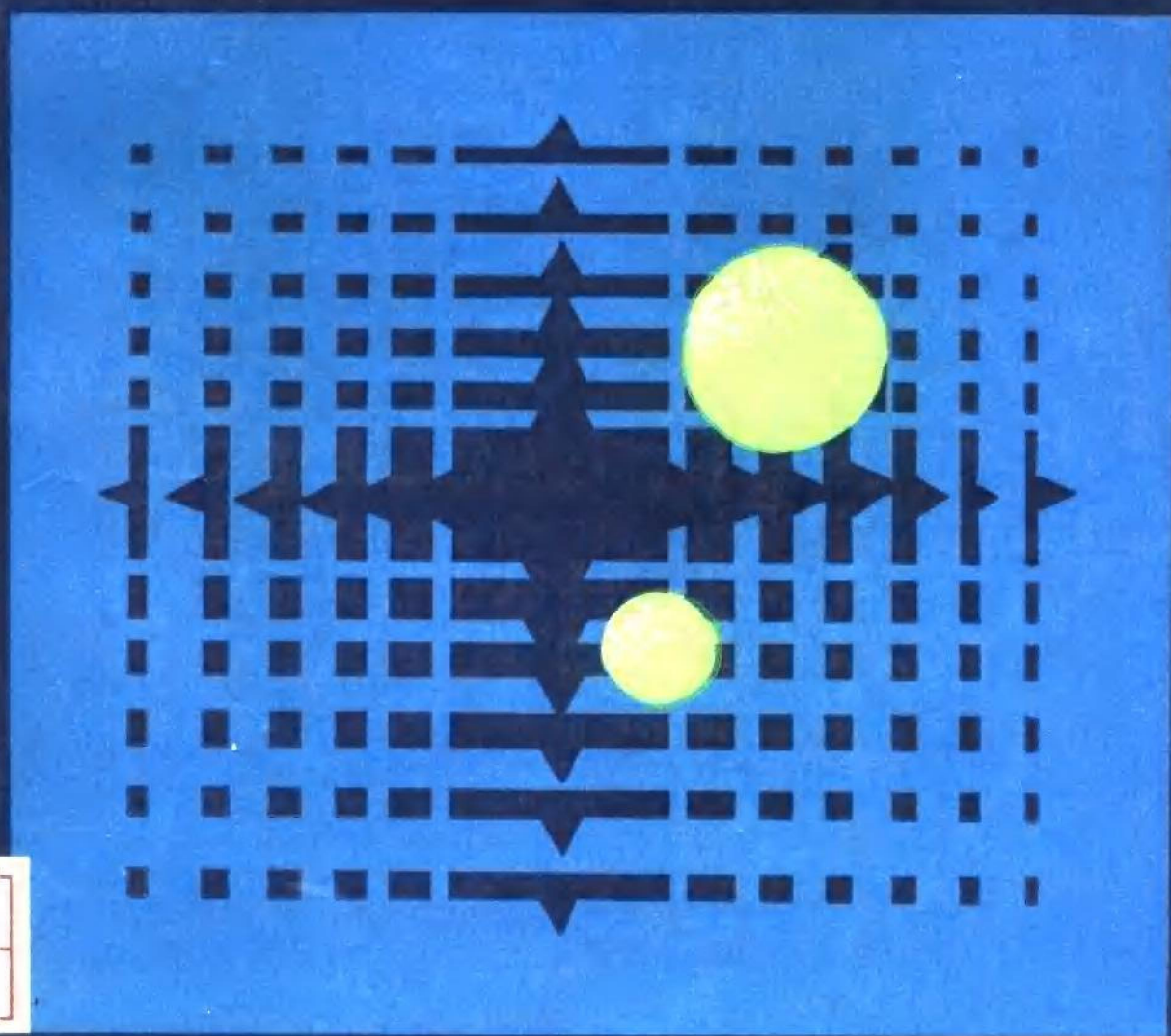


生物医学传感器 —— 原理与应用

彭承琳 主编



重庆大学出版社

生物医学传感器——原理与应用

彭承琳 主编

重庆大学出版社

六 容 简 介

本书对生物医学传感器的工作原理、主要特性、测量电路、应用实例作了详细介绍。

全书共十二章，前三章介绍传感器的地位与作用、研究途径及发展动向、传感器的特性、被测量的分类与单位，并对可靠性设计作了扼要介绍。并对敏感元件作了简要的介绍。其余9章分别介绍了固态压阻式、磁阻式、电容式、压电式、热电式、光电式传感器以及光纤传感器、化学传感器、生物传感器。全书是一个整体但各章均有独立性。

本书可作为高等院校有关专业的教科书，也可供有关专业工程技术人员和医务工作者参考。

生物医学传感器——原理与应用

彭承琳 主编

责任编辑 韩 洁

*

重庆大学出版社出版发行

新华书店经销

重庆印制一厂印刷

*

开本：787×1092 1/16 印张：16 字数：399千

1992年8月第1版 1992年8月第1次印刷

印数：1—2000

标准书号：ISBN 7-5624-0455-0 定价：4.56元
TM·30

前 言

近十余年，生物医学工程学在我国得到了可喜的发展。教学、科研、生产和医疗单位的广大科技人员急需了解和掌握生物医学传感器的有关知识。重庆大学于1982年首次开出该课程，1984年编印了讲义，1988年修改再版，由于选修人数增加，讲义又提前售罄。为满足教学需要，对原讲义作了补充和修订成为此书。加强了有关应用的内容，反映了新原理和新技术，增加了大量插图。对部分传统内容作了适当删减。可作为工科院校和医科院校师生及研究生的教学参考书，也可供从事生物医学工程学的科研人员、工程技术人员和医务工作者参考。

全书共十二章，重点介绍了物理传感器、简明扼要地介绍了化学传感器和生物传感器。第一、二、三、十二章由彭承琳编写，第八、十、十一章和第九章一部分由郑小林编写，第五、六章由田学隆编写，第四章和第九章的一部分由李建华编写，第七章由徐岩编写。全书是个整体，各章之间又有独立性。

由于编写时间仓促，编者业务水平有限，且书中涉及的知识面又很广、不可避免地会存在缺点和错误，诚恳希望读者不吝赐教。

编者

1991年6月

目 录

第一章 结论

第一节	传感器的定义	1
第二节	开发新型传感器的途径	2
第三节	传感器的发展动向	2
第四节	生物医学传感器的地位与用途	4
第五节	生物医学传感器的几点特殊要求	6

第二章 传感器基础

第一节	传感器的静态特性	7
第二节	传感器的动态特性	12
第三节	机电模拟和传感器分类	30
第四节	被测量的分类和单位	34
第五节	可靠性设计	36

第三章 敏感元件

第一节	变换力和压力的弹性敏感元件	47
第二节	常用敏感元件的形式及原理	51

第四章 电阻式传感器

第一节	电位器式传感器	55
第二节	电阻应变式传感器	59
第三节	固态压阻式传感器	76
第四节	电阻式传感器的测量电路	84

第五章 电容式传感器

第一节	电容式传感器的原理及结构形式	91
第二节	电容式传感器的测量电路	97
第三节	电容式传感器存在的问题及影响精度的原因	103
第四节	电容式传感器的应用	105

第六章 电感式传感器

第一节	自感式传感器	108
第二节	差动变压器式电感传感器	112
第三节	电涡流式传感器	114
第四节	电感式传感器的测量电路	117
第五节	电感式传感器的应用	122

第七章 压电式传感器

第一节	压电效应	125
第二节	压电材料	131
第三节	压电式传感器的特性与特点	134
第四节	压电式传感器的测量线路	137
第五节	压电式力和加速度传感器	141
第六节	压电式传感器的误差	145
第七节	压电声表面波传感器	147
第八节	聚偏二氟乙烯PVDF及其作用	150
第九节	压电式传感器的应用	155

第八章 光电传感器

第一节	光电效应	159
第二节	光电器件基本特性	160
第三节	光电器件	161
第四节	光电传感器的计算	168
第五节	光电传感器类型	170
第六节	光电传感器在生物医学中的应用	171

第九章 热电式传感器

第一节	热电阻式传感器	178
第二节	热电偶	183
第三节	PN结型温度传感器	187
第四节	石英晶体测温传感器	193
第五节	热象传感器	195
第六节	热电传感器在医学中的应用	199

第十章 光纤传感器

第一节	光纤传感元件	209
第二节	光纤传感器及在医学中的应用	212

第十一章 化学传感器

第一节	离子选择性电极	219
第二节	电化学气体传感器	221
第三节	半导体陶瓷气体传感器	225
第四节	半导体场效应化学传感器	227

第十二章 生物传感器

第一节	生物传感器原理和特点	233
第二节	生物传感器的分类	234
第三节	生物活性物质固定化技术	235

第四节 酶传感器	238
第五节 微生物传感器	241
第六节 免疫传感器	243
第七节 生物传感器在医学中的应用	244
参考文献	246

第一章 绪 论

第一节 传感器的定义

近年来，电子技术、生物技术、新材料、新能源受到各国的高度重视，其中又以电子技术为主。这是由于半导体和集成电路的进步，电子技术在计算机和电信方面齐头并进，并且与计算机结合组成了全球性通信网络，以高质量和高速度收集、加工、储存和传递信息，使社会信息化，这就是所谓的信息革命。众所周知，在信息社会里，各行各业和人们日常生活中所遇到的信息，绝大部分是非电量的，对于这些非电量信息，即使能检测出来也难以放大、处理和传输。为此就要有一种特殊功能器件，它不仅能灵敏地检测有关信息而且还能够把它转换成便于计算机或电子仪器所接受和处理的电信号，具备这种功能的器件就叫传感器。

传感器又叫换能器、变换器、探测器及一次仪表等，目前对传感器的定义也无统一规定，各国都有自己的解释，我国制定的国家标准“传感器通用术语”中对传感器的定义是：“能感受（或响应）规定的被测量并按照一定规律转换成可用信号输出的器件或装置。传感器通常由直接响应于被测量的敏感元件和产生可用信号输出的转换元件以及相应的电子线路所组成”。此定义与其它国家相比较，就目前情况而言，是比较确切的。从传感器的作用来看，实质上就是代替人体的5种感觉（视、听、触、嗅、味）器官的装置。人们把外界信息通过五官接收进来，传递给大脑，在大脑中处理信息，作出一个“结果”，发出指令。在电子设备中完成这一过程时，电子计算机相当于大脑，传感器作为电脑的五官，就象人的眼、耳、鼻、舌、皮肤那样可以搜集各种信息，这些信息送入电脑后，由电脑进行判断处理，并发出各种控制信号去控制执行机构，从而满足各种社会需要。80年代后期，由于电子技术的进步，微型计算机的功能不断提高，价格却在不断下降，微型计算机在多方面迅速普及，而

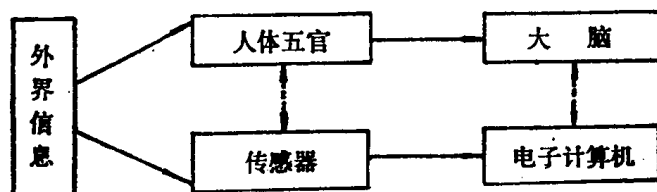


图1-1 人体五官功能与传感器功能对比

且已开始进入家庭。相比之下，传感器处于明显的落后地位。现有的大多数传感器不能满足现代信息处理系统对其准确度、速度和价格的要求。传感器技术已成为微型计算机应用中的关键技术，只有突破这一关键技术，才能真正显示出微型计算机的优越性，人们所期望的智能机器人和人工智能仪器设备才能实现。因此，很多国家对传感技术的发展都很重视。我国近些年来对传感器技术的发展也很重视，目前在研究开发、生产和应用等方面已具有相当雄厚的基础并取得了较大的进展，但与工业发达国家相比还有一定差距，尤其是新型传感器、

半导体传感器的开发研究差距更大。近几年，国家和有关部门非常重视发展传感器，现已列入“八·五”计划和10年规划正式文件，这是非常可喜的。

第二节 开发新型传感器的途径

随着科学技术的交叉发展、互相渗透、对传感器的质量、品种和数量提出了新的要求。因此，必须从新原理、新材料以及新加工技术等三方面寻找途径才能研究出新型传感器。

一、采用新原理

目前很多科学家正在不断地探索新的原理，并把新的物理效应、化学反应应用到传感器中，研制出了新一代传感器。例如约瑟夫逊效应传感器，用它可以检测极微弱的磁场，使超高精度和超高灵敏度的测量已成为可能；也可用于超低温中的磁率测量，岩石的剩余磁量测量，生物体磁量的测量等方面。近年来发展起来的光纤传感器和表面弹性波传感器，取得了长足的进展，对提高测量系统的可靠性极为有效。

二、采用新材料

由于材料科学的巨大进步，新的功能材料的开发将导致新型传感器的出现。半导体材料研究的进步，促进了半导体传感器的迅速发展；压电半导体材料为压电传感器集成化提供了方便；高分子压电薄膜的研制成功，将使机器人的触觉系统更接近人的触觉器官——皮肤。目前正在研究的精细陶瓷、非晶半导体、形状记忆合金等是很有希望的传感器材料，尤其是记忆合金，当它复原时会产生相当大的力，因而它有可能作为敏感元件和执行元件的集合体，在自动化系统中显示独特的作用。在功能材料方面，把酶或活体组织的一部分作为敏感元件也是很有前途的，因为它对特定的化学物质具有高度的选择性，不仅可测量各种分子量和结构的化学物质，而且有可能测量食品的新鲜度。随着固定化技术的发展和生物工程的进步，适用于敏感元件的材料会大量增加，新型传感器将不断的出现。

三、采用新的加工技术

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，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，就成为了多功能传感器。如果再将具有算术逻辑运算功能的微处理器结合为一体，就是智能传感器。

第三节 传感器的发展动向

一、发展多功能传感器

以前认为一个传感器只能把单一的物理量转换成电信号，现在研究的传感器是利用一个

传感器能同时检测几种物理量并分别转换成相应的电信号。例如日本研制了一种多功能气体传感器，它可以同时测量气体的温度和湿度。此种传感器是在 $(\text{BaSr})\text{TiO}_3$ （钙钛矿）上填加对湿度敏感的 MgCr_2O_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改变，其特性曲线和等效电路如图 1-2 所示。因此传感器的电阻值和电容量的变化，分别表示气体温度和湿度的变化量。

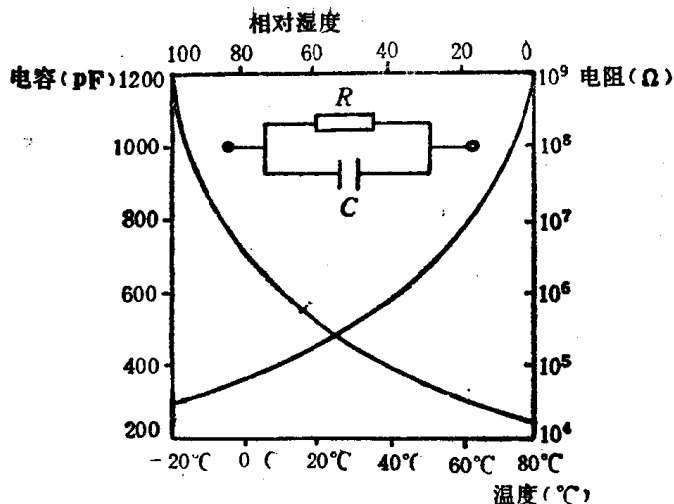


图 1-2 温度-湿度传感器的特性曲线及等效电路

二、发展图像传感器

在大多数情况下一个敏感元件只能获取一个点的信息，这是很不够的，许多应用场合要求传感器传感一个被测源所发出的全部信息、亦即要求传“像”或“状态的识别”。如红外成像技术要求传感器传感热像图，超声成像技术要求传感器传感声像图、X线成像技术要求传感光图象。因此，要求传感器能将物体具有二维、三维或四维（包含时序）的图象转换成电信号，这就是所谓“图象传感器”，目前医学中用的X射线计算机断层摄影装置(X-CT)、超声计算机断层摄影(U-CT)、放射性核素计算机断层摄影装置(R-CT)以及核磁共振成像装置(NMR-CT)都是多维传感的实例。目前固体图象传感器发展突出，正取代摄像管。它具有体积小、重量轻、寿命长、分辨率高、功耗低、残留图象少、图象不变形，不易受电磁场干扰、信号易处理等优点。

三、发展智能传感器

电子计算机是由电子技术和逻辑学的高度集成，电子计算机与传感器的有机结合，就是智能传感器。目前的微电子技术是可以实现的，智能传感器不仅把传感和信号预处理合为一体，使之与后处理的微型计算机兼容，而且为利用现代信号处理方法提高对测量信号的判断能力和开辟新的应用领域创造了条件。

智能传感器实际上就是带微机的仪器，不仅能完成传感和信号处理任务，而且还有自诊断、自恢复功能。敏感元件与微机有机地结合创造出新的功能，而且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，而且可能变成有利的因素。

四、发展化学传感器和生物传感器

由于科学技术不断深入发展，除了以物理量为检测参数的物理传感器以外，又出现了以化学物质成分为检测参数的化学传感器。现有的化学传感器主要是利用敏感材料与被测物质

中分子、离子相互接触时引起材料表面势、电极电位、表面化学反应直接或间接地转换为电信号。目前的化学传感器有半导体陶瓷传感器, 电化学气体传感器、半导体场效应化学传感器等。但是这些化学传感器的测量对象限于低分子物质, 很难有选择性地检测复杂的有机物以至高分子物质。近20年, 由于生物医学工程的迅速发展, 出现了检测生物体内化学成分的生物传感器。它是由分子识别部分(感受器)和信号变换部分组成。分子识别部分用来识别测定对象, 是产生某些物理变化或化学变化的重要部位, 是传感器进行选择检测的基础。信号变换部分是将在分子识别部分产生的变化变成电位或电流信号的功能部位, 有时它与分子识别部分分离, 有时则合为一体。已经研制出的生物传感器有酶传感器、器官传感器、组织传感器、微生物传感器、免疫传感器、酶热敏电阻、发光酶传感器等。这些传感器将有力地促进医学基础研究、临床诊断和环境医学的发展。

第四节 生物医学传感器的地位与用途

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应的电学量输出, 以满足生物医学基础和临床诊断的研究与分析所需的数据和图象。随着学科的发展和其它学科的渗透以及生物医学学科的进步, 人们对人体的生理现象才能够通过直接或间接的有效方法, 定量地诊断临床上的疑难病症, 正确地断定生理现象, 使医学科学进入了一个新阶段——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, 扩大了医生的认识范围, 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、信息转换、诊断、治疗中不可缺少的关键器件。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, 就需依靠各种各样的传感器, 所以它是医学测量系统的第一个环节, 如图1-3所示。如果没有传感器对原始参数

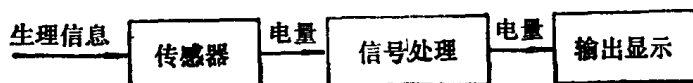


图1-3 医学测量系统框图

进行精确可靠的测量, 那么后续各环节再先进, 还是得不到正确的结果。现在人们已经认识到, 在医学测量系统的发展中, 发展生物医学传感器的重要性。因此, 近年来新型的生物医学传感器不断出现。

在医学上, 传感器的主要用途有:

(1) 检测生物体信息。医学诊断以及基础研究都需检测生物体信息。例如, 先天性心脏病人在手术前必须用血压传感器测量心内压力, 以估计缺陷程度。普查乳房癌, 可用红外探测器扫描乳房温度分布(热像图)。要深入研究心血管功能, 需要用传感器直接在动物心脏内进行测量。

(2) 监护。连续测定某些生理参数, 监视这些参数是否处于规定的范围内, 以便了解病人复原过程, 或在异常时及时报警, 例如一个动过心内手术的病人, 在他手术后头几天内, 往往身体上要安置体温、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)控制。所谓控制，就是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，就是用肌电信号来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。

此外，还有体检、生物实验研究以及环境测量等都要使用传感器。医学上需要测量的各种量如表1-1所示。

物理量	医学上的各种量
位移	心脏的位移，肿瘤的位置，结石的位置，皮肤的厚度。 皮下脂肪厚度，血管直径变化，……
振动 (加速度)	心音，声音，呼吸音，血管音，柯氏音，震颤，……
压力， 力	血压，心内压，脑腔内压，胸腔内压，脊髓压，胃内压，血管内压。 眼球内压，肌肉内压，咬合压力，直肠压力。 心肌力，肌肉力，骨骼负载力。
时间	知觉时间，反应时间，调节时间，脉搏传播时间， 呼吸时间，眨眼时间，眼球运动间隔时间，……
流量	血流量，呼吸气体流量，出血量，尿流量，唾液流量，……
速度	血流速度，排尿速度，发汗速度，出血速度，流泪速度，……
温度	皮肤温度，直肠温度，胃内温度，口腔温度，心内温度， 呼吸温度，脏器温度，血液温度，中耳膜内温度，……
化学成分	O ₂ 、CO ₂ 、N ₂ 、CO、H ₂ O、NH ₃ 、He、O ₃ 、Na、K、…… 生化检查，……
放射线	X射线，同位素剂量，……
生物电	心电，脑电，肌电，眼电，胃电，……

从表中可以看出这些被测量可归纳为两类，一类是生物电，另一类是非电物理量和化学量。测量生物电及化学量的传感器是电极，它把生物体内介质中离子电流转换成电子电路中的电子流。用于非电物理量测量的传感器大多数可以把被测量直接转换成电量，但也有需要间接转换的。间接测量系统一般由敏感元件、传感元件和测量电路3部分组成，有时还要加辅助电源，通常可用图1-4所示的方框图表示。

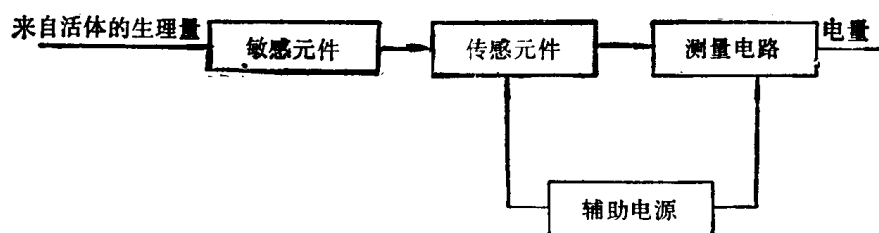


图1-4 生物医学传感器方框图

第五节 生物医学传感器的几点特殊要求

生物医学传感器是用于生物体的，除了一般测量对传感器的要求外，必须考虑到生物体的解剖结构和生理功能，尤其是安全性和可靠性问题更应特别重视。

1. 传感器必须与生物体内的化学成分相容。要求它既不会被腐蚀，也不会给生物体带来毒性。
2. 传感器的形状、尺寸和结构应适应被测部位的解剖结构，使用时不应损伤组织。
3. 传感器要有足够的牢固性，在引入被测部位时，传感器不能损坏。
4. 传感器和身体要有足够的电绝缘，即使在传感器损坏的情况下，人体受到的电压必须低于安全值，不安全的电压绝对不能加到人体上。
5. 传感器不能给生理活动带来负担，也不应干扰正常的生理功能。
6. 对于植入体内长期使用的传感器，不应引起赘生物。
7. 在结构上要便于消毒。

第二章 传感器基础

第一节 传感器的静态特性

医用传感器的输入量可以分为静态量和动态量两大类。所谓静态量是指固定状态的信号或变化极其缓慢的信号(准静态),而动态量通常是指周期信号、瞬变信号或随机信号。无论对动态量或静态量,传感器输出量都应不失真地复现输入生理量的变化,其关键决定于传感器的静态特性和动态特性。本节讨论传感器的静态特性,关于动态特性将在第二节中讨论。

一、传感器的静态特性

传感器在被测量各个值处于稳定状态下,输入量为恒定值且不随时间变化时,其相应输出量亦不随时间变化,此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。如果得到的函数能展开级数而且能收敛,那么可用马克劳林级数表示,对于没有迟滞效应和蠕变效应的理想传感器,其静态特性可用马克劳林级数表示如下:

$$Y = a_0 + a_1 X + a_2 X^2 + a_3 X^3 + \dots + a_n X^n \quad (2-1)$$

式中 Y ——输出量;
 X ——输入量;
 a_0 ——零位输出(零偏);
 a_1 ——传感器的灵敏度,
 常用 K 表示;
 a_2, a_3, \dots, a_n ——非线性项的待定常数。

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 $a_1 x$ 和非线性项 x 的高次项叠加而成。当 $a_0 \neq 0$ 时,表示即使在没有输入的情况下,仍有输出,通常称为零点偏移(零偏)。这种多项式代数方程可能有4种情况,如图2-1所示。

1. 理想情况

在理想情况下,式(2-1)中的零偏 a_0 被校准 ($a_0 = 0$), X 的高次项为零 ($a_2, a_3, \dots, a_n = 0$), 线性方程为 $Y = a_1 X$, 如图 2-1(a) 所示。此时, $a_1 = \frac{Y}{X} = K$ 称为传感器的灵敏度。

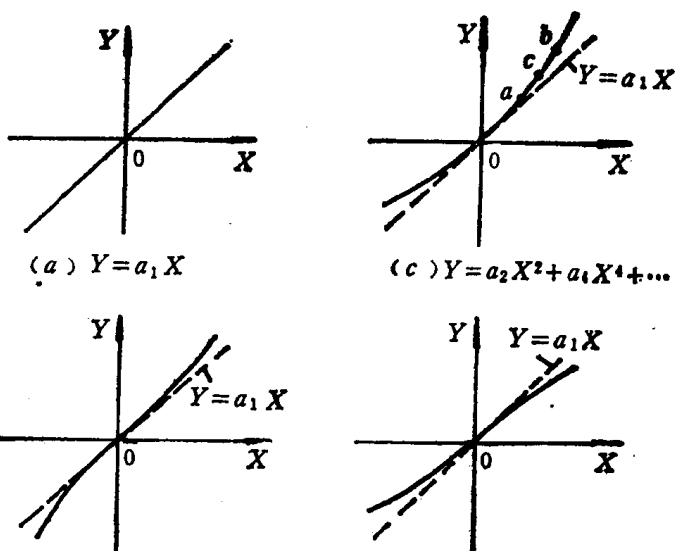


图2-1 传感器的4种典型静态特性

- (a) 理想线性 (b) 只有奇次项的非线性
 (c) 只有偶次项的非线性 (d) 普通情况下的非线性

2. 如图2-1(b)所示, 当式(2-1)中只有 X 的奇次项, 即:

$$Y = a_1 X + a_3 X^3 + a_5 X^5 + \dots$$

这种情况时, 在原点附近相当范围内输出一输入特性基本成线性。对应的曲线有如下特性:

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

3. 当式(2-1)中只有偶次项时, 所得曲线不对称, 如图2-1(c)所示。

4. 普通情况, 对应特性曲线如图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。只要非线性系数较小, 测量范围又不大, 就可以这样处理。在设计传感器时把测量范围选择在最接近直线的那一小段, 这样就可以使传感器的静态特性近似于线性。不过这时的原点, 不是在0, 以图2-1(c)为例, 如取 ab 段, 则原点在 c 点。

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%, 大气压力为 $101.3 \pm 8\text{kPa}$ 。在这种标准工作条件下, 利用一定等级的校准设备, 对传感器进行往复循环测试, 将得到的输出一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。

二、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(Δ_{\max})与传感器满量程($Y_{F.S}$)输出平均值之比的百分数来表示。传感器的线性度如图2-2所示。

$$\text{则 } e_f = \pm \frac{\Delta L_{\max}}{Y_{F.S}} \times 100\% \quad (2-2)$$

式中 e_f ——线性度;

Δ_{\max} ——校准曲线与拟合直线间最大偏差;

$Y_{F.S}$ ——传感器满量程输出值(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, 一种是采用理论直线作为拟合直线来确定传感器的线性度。此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)静态特性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。另外一种方法就是用最小二乘法原则拟合直线, 所得线性度称最小二乘法线性度。其计算方法如下:

令拟合直线方程为 $Y = b + KX$, 假定实际校准点数有 n 个, 对应的输出值是 Y , 则第 i 个校准数据 Y_i 与拟合直线上相应值之间的残差为:

$$\Delta_i = Y_i - (b + KX_i) \quad (2-3)$$

最小二乘法拟合直线的拟合原则就是使 $\sum_{i=1}^n \Delta_i^2$ 为最小值, 也就是说, 使 $\sum_{i=1}^n \Delta_i^2$ 对 K 和 b 的

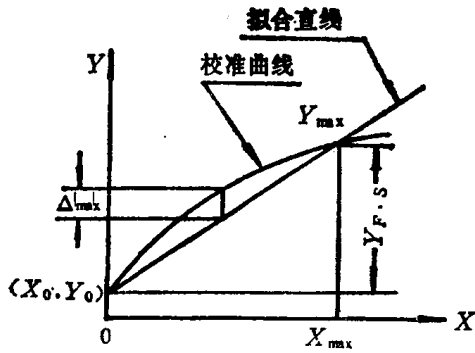


图2-2 传感器的线性度

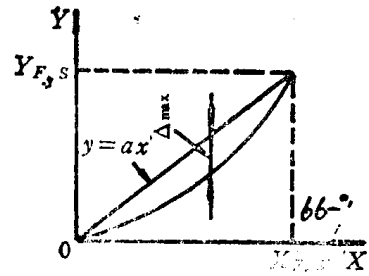


图2-3 理论线性度示意图

一阶偏导数等于零，从而求出 b 和 K 的表达式：

$$\frac{\partial}{\partial K} \sum \Delta_i^2 = 2 \sum (Y_i - KX_i - b)(-X_i) = 0$$

$$\frac{\partial}{\partial b} \sum \Delta_i^2 = 2 \sum (Y_i - KX_i - b)(-1) = 0$$

从以上二式即可求出 K 和 b ：

$$K = \frac{n \sum X_i Y_i - \sum (X_i)(\sum Y_i)}{n \sum X_i^2 - (\sum X_i)^2} \quad (2-4)$$

$$b = \frac{(\sum X_i^2)(\sum Y_i) - (\sum X_i)(\sum X_i Y_i)}{n \sum X_i^2 - (\sum X_i)^2} \quad (2-5)$$

式中 $\sum X_i = X_1 + X_2 + \dots + X_n$;
 $\sum Y_i = Y_1 + Y_2 + \dots + Y_n$;
 $\sum X_i Y_i = X_1 Y_1 + X_2 Y_2 + \dots + X_n Y_n$;
 $\sum X_i^2 = X_1^2 + X_2^2 + X_3^2 + \dots + X_n^2$;
 n ——校准点数。

由此便可得最佳拟合直线方程，按式(2-2)可得最小二乘法线性度。此种方法计算繁杂，但误差小。

2. 迟滞

迟滞说明传感器的正向（输入量增大）和反向（输入量减小）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的数值不相等。迟滞一般由实验确定，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，见图2-4。

$$\delta_H = \pm \frac{\Delta_{\max}}{Y_{F.S}} \times 100\% \quad (2-6)$$

式中 ΔH_{\max} ——输出值在正反行程间最大偏差；

迟滞反映了传感器机械部分不可避免的缺陷如轴承摩擦、间隙、螺丝钉松动、元件腐蚀或碎裂、材料的摩擦、积塞灰尘等。

3. 重复性

重复性表示传感器在输入量按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。特性曲线一致，重复性就好，误差也小。

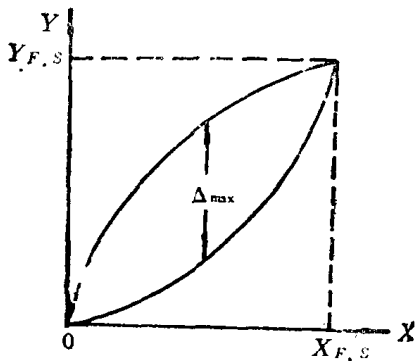


图2-4 迟滞特性

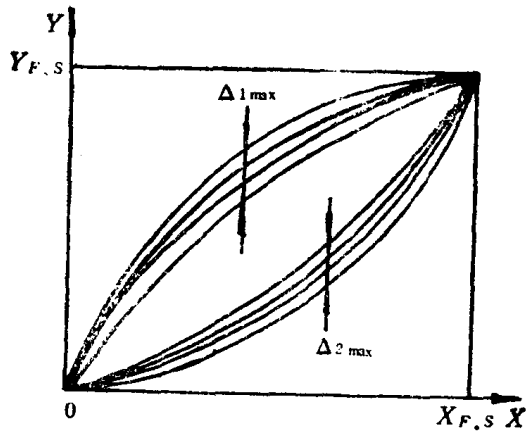


图2-5 重复性

其数值的计算方法通常有以下两种:

第一,用校准数据与其相应行程输出实际值之间的最大偏差值对满量程输出的百分比表示重复性误差。这时,要先求出正行程多次测量的各个测试点输出值之间的最大偏差,以及反行程多次测量的各个测试点输出值之间的最大偏差,再取这两个最大偏差中之较大者为 Δ_{\max} ,从而根据 Δ_{\max} 与满量程输出值的百分比计算出重复性误差:

$$\delta_K = \pm \frac{\Delta_{\max}}{Y_{F.S.}} \times 100\%$$

因为重复性误差是根据随机误差来描述校准数据离散程度的,按上述方法计算就不太合理。由于校准的循环次数不同,其最大偏差值也就不一样,于是,这样算出的数据不够准确。

第二,根据标准偏差来计算重复性指标,这是比较合理的方法。分别求出全部校准数据与其相应行程的标准偏差 σ ,然后按下式算出重复性误差 δ_K ;

$$\delta_K = \frac{(2-3)\sigma}{Y_{F.S.}} \times 100\% \quad (2-7)$$

式中 σ ——行程的标准偏差。

σ 前的系数取2时,误差完全依从正态分布,置信概率为95%; σ 前的系数取3时,置信概率为99.73%,标准偏差 σ 算法很多,采用标准法,则可用贝塞尔公式计算:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}{n-1}} \quad (2-8)$$

式中 Y_i ——测量值;

\bar{Y} ——测量值的算术平均值;

n ——测量次数。

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,即:

$$K = \frac{\text{输出量的变化量}}{\text{输入量的变化量}} = \frac{Y}{X}$$

线性传感器的校准曲线的斜率就是灵敏度。