

YIYONG CHUANGANQI YU RENTI XINXI JIANCE

YIYONG
CHUANGANQI
YU RENTI
XINXI JIANCE



医用传感器 与人体信息检测

医用传感器与人体信息检测

王明时 主编 罗致诚 审阅

编 著 者

王明时 寿文德 张春文 饶夫基
关晓光 罗致诚 郑德连 冯远明
方连富

天津科学技术出版社

责任编辑：王定一

医用传感器与人体信息检测

王明时 主编 罗致诚 审阅

编 著 者

王明时 寿文德 张春文 饶夫基

关晓光 罗致诚 郑德连 冯远明

方连富

*

天津科学技术出版社出版

天津市赤峰道130号

天津武清永兴印刷厂印刷

新华书店天津发行所发行

*

开本787×1092毫米 1/16 印张27.75 字数679,000

1987年5月第1版

1987年5月第1次印刷

印数：1-3,000

书号：15212·200 定价：8.65元

ISBN 7-5308-0134-1/TB·4

前 言

医用传感器是用于人体信息检测的专用的传感器。医用传感器和与其相关的特殊的检测人体信息的方法，决定着医学仪器的不同测量原理与特征。所以说，医用传感器技术的进步及其在人体信息检测中的应用，将对我国生物医学仪器的发展和医学现代化的进程起到重要的促进作用。

从七十年代起，为了培养从事生物医学仪器的高级技术人材，在我国几所重点大学内相继建立了生物医学工程与仪器和医用电子工程专业，并把医用传感器作为重要的必修课程来讲授。由于这类专业讲授此课程的历史不长，尚需积累教学经验，故编写统一教材的条件还不成熟。但鉴于国内尚没有一本从医学与工程相结合的角度描述传感器及其应用的书籍，因此，由天津大学、上海交通大学、上海医疗器械专科学校和中国医学科学院生物医学工程研究所合作，共同编写了这本《医用传感器与人体信息检测》教学参考书，以供国内有关专业本科生和研究生、从事医学仪器研制工作的工程技术人员和从事生物医学工程研究的医务工作者参考。

本书由王明时任主编。罗致诚审阅全书。全书共十六章，其中，寿文德编写了第八、九、十章；张春文编写了第三、六、七章；饶夫基编写了第五、十四章；关晓光编写了第十二章；罗致诚编写了第十五章；郑德连编写了第十三章；方连富编写了第十六章；王明时编写了第一、二、四及第十一章的三、四节；冯远明编写了第十一章的一、二节。

在本书的编写过程中，武汉医学院任恕教授曾对内容提出过宝贵的意见，福建医学院乐智慧、天津大学冯远明和朱险峰同志为本书插图等做了许多具体工作，在此谨对这些同志表示衷心的感谢。

由于编写此书是一项新的尝试，更因为编者的学术水平有限，书中肯定有缺点和错误，恳请广大读者予以批评指正。

编 者

1985年2月于天津

目 录

第一章 绪论	(1)
第一节 医用传感器的定义与作用	(1)
第二节 医用传感器的分类与组成	(3)
第三节 人体信息检测的特殊性	(5)
第四节 医用传感器的发展	(8)
第二章 人体的生理信息	(11)
第一节 人体生理信息与诊断	(11)
第二节 人体细胞电位	(12)
第三节 循环系生理信息	(16)
第四节 呼吸系生理信息	(24)
第五节 神经系生理信息	(28)
第六节 特殊感觉器官的生理信息	(33)
第七节 消化系生理信息	(37)
第八节 其它生理参数及其测量	(40)
第九节 人体生理信息的分析	(41)
第三章 传感器的基本特性	(47)
第一节 传感器数学模型的建立	(47)
第二节 传感器的静态特性	(50)
第三节 传感器的动态特性	(56)
第四章 电阻应变式传感器	(70)
第一节 概述	(70)
第二节 电阻应变片传感器	(70)
第三节 半导体扩散型压阻传感器	(90)
第四节 医学中常用的电阻应变式传感器	(103)
第五章 电容式传感器	(106)
第一节 基本工作原理	(106)
第二节 电容式压力传感器	(109)
第三节 直流极化型电容传感器	(112)
第四节 测量电路及分布电容消除方法	(114)

第六章 变磁阻式传感器	(124)
第一节 电感传感器.....	(124)
第二节 差动变压器式传感器.....	(131)
第三节 变磁阻式传感器的应用.....	(138)
第七章 电动式传感器	(140)
第一节 附有力学系统的电动式传感器.....	(140)
第二节 电磁血流量传感器.....	(149)
第八章 压电式传感器和超声换能器	(154)
第一节 压电式传感器.....	(154)
第二节 医用压电超声换能器.....	(180)
第九章 热敏式传感器	(200)
第一节 金属热电偶传感器.....	(200)
第二节 热敏电阻温度传感器.....	(204)
第三节 <i>PN</i> 结二极管和集成电路温度传感器.....	(211)
第四节 热释电传感器.....	(215)
第五节 石英谐振器温度传感器.....	(218)
第十章 光敏式传感器	(220)
第一节 光电倍增管.....	(220)
第二节 光电导元件.....	(228)
第三节 光生伏特元件.....	(234)
第四节 光敏管.....	(239)
第五节 各种光敏传感器的性能比较.....	(246)
第六节 光导纤维传感器.....	(248)
第七节 光电耦合器.....	(251)
第十一章 半导体磁、射线、气、湿敏传感器	(252)
第一节 磁敏传感器.....	(252)
第二节 射线测量用传感器.....	(267)
第三节 半导体陶瓷气敏传感器.....	(280)
第四节 半导体陶瓷湿敏传感器.....	(286)
第十二章 传感器在循环系和呼吸系中的应用	(293)
第一节 血压的测量.....	(293)
第二节 血流量的测量.....	(302)

第三节	脉搏的测量	(310)
第四节	心音的测量	(315)
第五节	肺功能的测量	(317)
第十三章	换能器在医学超声中的应用	(322)
第一节	概说	(322)
第二节	换能器的结构与超声场	(323)
第三节	医学超声仪器	(332)
第十四章	电化学传感器	(352)
第一节	测量基础	(352)
第二节	参比电极	(362)
第三节	离子选择性电极及其应用	(365)
第四节	气敏电极和气体扩散电极	(379)
第五节	离子敏场效应管及其应用	(387)
第十五章	检测生物电及电刺激生物体用电极	(391)
第一节	概述	(391)
第二节	极化现象及其对生物电检测的影响	(392)
第三节	不极化电极	(394)
第四节	电极的阻抗	(396)
第五节	电极的运动伪差及市电干扰	(403)
第六节	生物电检测类宏电极的类型	(407)
第七节	电刺激用宏电极	(409)
第八节	微电极	(413)
第十六章	生物传感器及其在医学中的应用	(417)
第一节	生物传感器原理	(417)
第二节	酶电极(酶传感器)	(418)
第三节	微生物传感器	(423)
第四节	免疫传感器	(428)
第五节	细胞器及组织传感器	(431)
第六节	多功能及微型生物片传感器	(431)
参考文献		(432)

第一章 绪 论

第一节 医用传感器的定义与作用

一、医用传感器的定义

医用传感器是把人体生理活动的信息转换成与之有确定函数关系的电信号的变换装置。

医用传感器是医学仪器中与人体进行直接耦合的环节，其功能是把人体生理信息拾取出来，以便进一步实现传输、处理和显示。所以，医用传感器在新型医学仪器的研制和医学研究中，占有相当重要的地位。

传感技术在其发展初期是非电量的电测技术，其研究及应用主要是把一些需要经常监测的物理量（如力、压力、速度、位移、温度等）转换成更易于传输及显示的电量，以满足自动控制的要求。从五十年代起，由于工业自动化和宇航技术的发展，对传感技术提出了更高的要求，加上当时诸如半导体、激光和新型功能材料的出现，为传感技术的发展提供了条件，使之步入了一个新的发展时期。其中特别值得提及的是，由于宇航事业的发展，需要从地面监测宇航员的生理状态，经过科学家的努力，逐步实现了遥测诸如心率、心电、呼吸、脉搏等生理信息，这些新技术为以后医学仪器的发展创造了条件。在这一发展中工程测量的手段被应用到医学范畴中去，推动了医学仪器的发展。

特别值得提及的是，计算机的日益普及为传感器的发展提供了条件。

由于医用传感器拾取的人体生理信息是原始信息，其中不仅包含着有用信息，同时也存在着难以用简单电路和方法去除的其它信息和噪声，有时噪声甚至比有用信息高一、二个数量级，这就需要把原始信息进行加工、处理，把有用信息提取出来。计算机不仅具有快速计算的功能，而且其分析、判断功能也逐步获得了发展，这就为加工、处理由医用传感器检出的信息提供了条件，进一步促进了传感器的发展和应用。但必须指出，如果没有高质量的传感器，如果传感器提供的信息是失真的，那么所有的信息处理都失去了意义。做为拾取人体生理信息的医用传感器，就其技术本身而言虽然仍属于工程范畴，但从其所测量的信息的范畴和特点而言，已经具有了新的内涵，其测量信息范畴不仅包含着一些生物物理量，而且包括着人体的生物化学信息，这些信息都和过去工程测量中的信息有着明显的不同。此外，传感器所依据的传感原理和传感器的种类也大大扩展了，不仅有依据物理特性而制成的各种特殊的传感器，而且有各种化学传感器，甚至生物传感器。如测量特定生化参量的各种化学离子选择电极、酶传感器、微生物传感器和免疫传感器等。所以说，医用传感器是这样一种测量装置，它能定量的把人体中某些物理的、化学的信息转换成与之对应的电信号，提供表征人体生理状态的可靠依据。

二、医用传感器的作用

医学诊断仪器是用特定的传感器来获得信息的。它不仅起拾取人体信息的作用，还往往决定着医学仪器的测量原理。医学测量系统大体上包括三大基本环节，即传感环节、信息处理环节和显示与记录环节。其中，传感器是系统的重要组成部分，如图1-1所示。

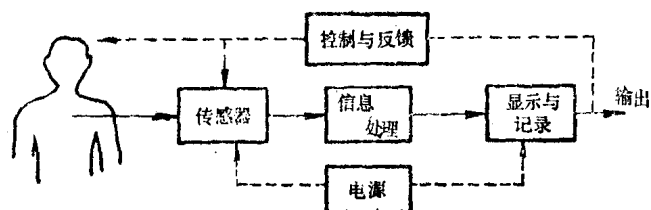


图 1-1 医学仪器的组成

心电、脑电、肌电测量仪器采用了能够把人体的离子流转换成电流的电极做为传感器；超声诊断仪器所采用的传感器是能接受声波反射信息的压电晶体探头；而由电子计算机控制的X线断层扫描装置的传感器则采用了能探测X线吸收率的闪烁晶体做为传感器。传感器的种类可根据被测的人体信息的性质和特征来划分，特别是信息的物理、化学性质，以及这些信息的变化范围和频率范围。表1-1列出了经常测量的人体信息的主要特征以及可能采用的传感方法或传感器。从表中可以看出，测量信息的种类、特性不同，测量方法也大不相同。

表1-1 经常测量的人体生理信息及所用传感器

人体生理信息			生理信息 的主要测量范围	信号频率范围 (Hz)	使用的标准传感器或方法
心冲击图 (BCG)			0 ~ 7 mg	直流~40	加速度计 应变仪
			0 ~ 100 μ m	直流~40	位移差动变压器 (LVDT)
膀胱压力			1 ~ 100cmH ₂ O	直流~10	应变仪 流体压力计
血流量			1 ~ 300ml/s	直流~20	流量计 (电磁或超声)
血 压	动脉	直接	1 ~ 400mmHg (0 ~ 300mmHg)	直流~50 (直流~300)	应变仪 流体压力计 (波形记录)
		间接	25 ~ 400mmHg (0 ~ 300mmHg)	直流~60 (0.1~200)	袖套、听诊法
	静 脉		0 ~ 50mmHg	直流~50	应变仪
			(0 ~ 15mmHg)	(直流~300)	(波形记录)
心音描记术 (PCG)			动态范围 (dB) 阈值 10 ⁻⁴ Pa	5 ~ 2000	听筒
心输出量			4 ~ 25l/min	直流~20	染料稀释法, 流量计
血 气	P _{O₂}		30~100mmHg	直流~2	离子选择电极 (容量与压力测定)
	P _{CO₂}		40~100mmHg	直流~2	离子选择电极 (容量与压力测定)
	P _{N₂}		1 ~ 3mmHg	直流~2	离子选择电极 (容量与压力测定)
	P _{CO}		0.1~0.4mmHg	直流~2	离子选择电极 (容量与压力测定)
血液酸碱度			6.8~7.8pH单位	直流~2	离子选择电极
心电图描记术 (ECG)			0.5~4 mV	0.01~250	皮肤电极
			(10 μ V~5 mV)	(1~100)	

续

人体生理信息		生理信息 的主要测量范围	信号频率范围 (Hz)	使用的标准传感器或方法
脑电图描记术 (EEG)		5 ~ 300 μ V (1 ~ 100 μ V)	直流 ~ 150 (直流 ~ 100)	头皮电极
脑皮层直接接触的脑电 图和脑深部的脑电图		10 ~ 500 μ V	直流 ~ 150	脑表面电极或脑深部电极
胃电图描记术		10 ~ 1000 μ V 0.5 ~ 80 μ V	直流 ~ 1 直流 ~ 1	皮肤表面电极 胃表面电极
肌电图描记术 (EMG)		0.1 ~ 5 mV	直流 ~ 1000	针电极
眼电压: 眼电图 (EOG)		50 ~ 3500 μ V	直流 ~ 50	接触电极
视网膜电流图 (ERG)		0 ~ 900 μ V	直流 ~ 50	接触电极
皮肤电反应 (GSR)		1 ~ 500 k Ω (100 ~ 800 k Ω)	0.01 ~ 1	皮肤电极
胃酸碱度		3 ~ 13 pH 单位	直流 ~ 1	pH 电极、铈电极
胃肠压力		0 ~ 100 mmHg	直流 ~ 10	应变仪、压力计
胃肠力		1 ~ 50 g	直流 ~ 1	位移装置 (LVDT)
神经电位		0.01 ~ 3 mV	直流 ~ 10000	体表电极或针电极
容积描记术 (体积变化)		随被测器官而异	直流 ~ 30	体移腔或阻抗变化
循环血液		3 ~ 30 ml	直流 ~ 30	体移腔或阻抗变化
呼吸 功能	呼吸流速描记术	0 ~ 600 l/min (3 ~ 200 l/min)	直流 ~ 40	呼吸流速记录器压差传感器
	呼吸率	2 ~ 50 次/min (8 ~ 100 次/min)	0.1 ~ 10	胸部应变仪、阻抗、鼻热敏电阻
	潮气量	50 ~ 1000 ml/次	0.1 ~ 10	胸部应变仪、阻抗、鼻热敏电阻
体 温		32 ~ 42 $^{\circ}$ C	直流 ~ 0.1	热敏电阻 热电偶

第二节 医用传感器的分类与组成

一、医用传感器的分类

医用传感器常按传感原理和按输入信息的性质两种方法来分类。

1. 按工作原理分类

医用传感器按传感信息工作原理的不同, 可分为物理型、化学型及生物型三大类。

物理型传感器是利用物理性质制成的传感器, 如利用金属、半导体材料在被测信息作用下引起的电阻值变化的电阻式传感器; 利用磁阻随被测量变化的电感、差动变压器式传感器; 利用压电晶体在被测量力作用下产生的压电效应而制成的压电式传感器等等。特别值得提及的是, 近年来利用半导体材料的某些特殊性质制成了多种传感器, 如利用半导体材料的

压阻、光电和霍尔效应制成的压力、光电和磁敏传感器等。

化学传感器能把人体内的某些化学成分、浓度等转换成与之有确定关系的电量。它是医用传感器的重要组成部分，近年来获得了很大的发展。它是利用某些功能性膜对特定成分的选择作用把被测成分筛选出来，进而用电化学装置把它转换成电量。目前，利用各种化学传感器已成功地测量了人体中的某些重要的化学成分，如用离子选择性电极测量钾、钠、钙离子，利用气体选择电极测定氧分压和二氧化碳分压等。

生物传感器 (Biosensor)是近些年出现的新型医用传感器。它是利用某些生物活性物质所具有的选择性识别待测生物化学物质的能力而制成的传感器，是一种在分子水平上识别物质的传感器。目前已经应用的有酶传感器、免疫传感器和微生物传感器等。利用酶传感器可测量人体血液、尿液中的某些成分，做为诊断疾病的依据。

2.按输入信息来分类

这是一种按用途分类的方法，很便于使用者对传感器进行选择。

人体是个复杂的物理、化学有机体，目前已经发现和经常需要测量的物理量信息可归纳为位移、力、压力、速度、流量、温度、生物电量以及多种化学参量等，如表1-2所示。测量压力（如血压、心内压、颅内压等）的传感器称为压力传感器，测量温度的称为温度传感器，测量化学成分的则称之为化学传感器，余者类推。

表1-2 医学信息的分类

位移（长度）	心脏位移、肿瘤形状、结石位移、皮肤厚度、脂肪厚度、血管直径变化、器官形状尺寸等	
振动、加速度	心音、发声音、呼吸音、血管音、科氏音、震颤、肠鸣音、胎心音、胎动音等	
压力、力	血压、心内压、颅内压、胸腔内压、脑脊内压、胃内压、血管内压、肌肉内压、眼压、胆管内压力、咬合压力、直肠压力、肾小球过滤压、膀胱内压、心肌力、肌肉力、骨骼负载力、微循环压差等	
时 间 （频率）	知觉时间、反应时间、调节时间、脉动传播时间、呼吸时间、眨眼时间、间隔时间、发声频率、心动周期、心率、脉搏、心脏激动时间、肺泡气体交换时间等	
速 度	排尿速度、发汗速度、出血速度、血流速度、流泪速度、神经传导速度等	
流 量	血流量、呼吸流量、出血量、尿流量、唾液流量、心输出量等	
温 度	皮肤温度、直肠温度、口内温度、胃内温度、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	无机	O ₂ 、 CO ₂ 、 N ₂ 、 H ₂ O、 NH ₃ 、 He、 O ₃ 、 Na、 K
	有机	乳酸、肌酸酐、丙酮酸、胆甾醇、中性脂质、磷脂质、D-氨基酸、谷氨酸、尿酸、尿素、酶、苯丙氨酸、致癌物质、尼古丁酸等
生物电位	心电、脑电、肌电、细胞电位、嗅球表面电位、视网膜电位、耳蜗电位、脑干电位、眼电、皮肤电等	
放 射 线	X线、γ线剂量等	

除了上述两种分类方法之外，还有按材料分类、按使用领域分类和按实用科目分类等方法。

二、医用传感器的组成

在拾取人体信息并把其变换为电信号时，信息的变换过程大体上有两种过程，如图1-2

所示。第一种过程的信息检出和变换成电信号是同时进行的。例如，在使用半导体式传感器测量应变、热、光、磁、射线信息的同时，就把它转换为电量，这种信息称为直接变换信息。第二种过程的信息难以直接变换为电量，需要借助于中间变换环节，先把被测信息变换成另一种中间信息，再把中间信息变换为电信号，这种信息称为间接变换信息。

往往把起到如图 1-2 中 $\square A$ 作用的环节称作敏感元件，而把起到 $\square B$ 作用的环节称作传感元件。

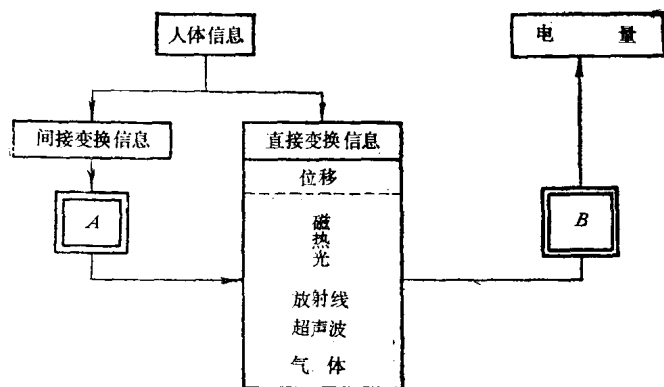


图 1-2 传感器的组成

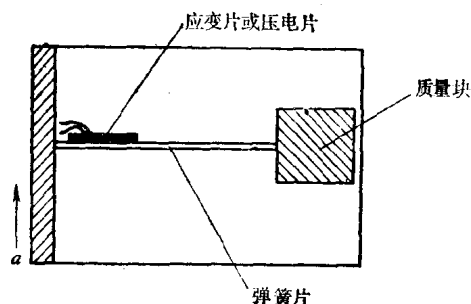


图 1-3 加速度传感器原理结构

于是传感器的组成也就对应有两种模式，首先用敏感环节将人体信息变成中间量，然后再通过传感环节 $\square B$ 将其变换成电量输出的传感器称为间接变换型传感器。而只需用传感环节就可以把被测人体信息变换成电量的传感器，则称为直接变换型传感器。

以加速度传感器为例，如图 1-3 所示，当有加速度 a 时，由于质量块受到与加速度成比例的惯性力作用而使得弹簧片弯曲。把这种与加速度成比例的变形转换成电量的方法是多种多样的，可以在弹簧上贴上应变片，把加速度转换成电阻值的变化；也可以在弹簧片上粘贴上压电片，把加速度转换成电压的变化。从传感器的构成来看，弹簧片和质量块则相当于图 1-2 中的 $\square A$ ，而应变片或压电片则相当于 $\square B$ 。

除图 1-3 所示的加速度传感器外，某些测量位移的传感器，使位移和电容动片联系起来，由位移形成电容的变化，也是把机械结构的几何形状变化做为中间量。这些传感器一般被称为结构型传感器，如电容、电感、电动式传感器等。利用材料的物理特性，直接把被测信息转换成电量的传感器称为物性型传感器，如压电、半导体、功能性陶瓷传感器等。近些年来，物性型传感器获得了飞跃的发展。

化学及生物传感器也可以认为是由 $\square A$ 和 $\square B$ 组成的。例如气体离子敏感电极中，首先采用对某些离子具有选择功能的膜（如玻璃膜、酶膜等）把被测离子转换成一次生成物，再用电化学装置（如氧电极、氢电极等）把这种生成物进而转换成与被测离子有确定关系的电量。

第三节 人体信息检测的特殊性

利用医用传感器检测人体信息的主要目的是从医学和生物医学工程学角度来分析人体的生理状态。由于这种测量是以人体为对象的，所以，和一般的工业测量相比，具有明显的特殊性。了解这些特殊性，对保证测量的顺利实施，以及正确设计和选用医用传感器是十分必

要的。

一、人体信息的特殊表现形式

人体是一个有机的整体，各个系统和器官都有着各自的功能和特点，但又彼此密切相关，互相依靠，互相制约。从体外或器官内所观察到的信息，既表现了被测系统和器官的特征，又含有其它系统和器官的影响。所以，用传感器拾取到的信息往往是多种物理量、多种化学量信息的综合。从信息的形态上看，信息的表现往往是由多种参量的综合而形成的现象。

如果承认这一事实，那么，在人体信息的检测中，就不能仅使用获得的单一的物理或化学信息去正确而全面地描绘生理实质。而必需把造成这一生理现象的有关信息尽可能多地拾取出来，了解每个量和现象之间的关系，以及各种信息之间的依附关系，把形成这一现象的主要特征信息提取出来。这是摆在从事生物医学工程研究的科学工作者面前的十分艰巨的任务。为了深入研究生命科学，许多科学家做了大量探索，取得了一定成绩，但对许多生理现象的认识还处于探索阶段。例如在研究心脏功能这一课题时，人们已经认识到心尖搏动这一现象是表征心脏功能优劣的重要信息，并用位移传感器检测到心尖搏动位移图，用速度型传感器检测到心尖搏动速度图，用加速度传感器检测到心尖搏动加速度图等等。然而，却难以确定哪一种测量是反映心尖搏动实质的最有效的信息。又例如，从脉搏了解人体生理状况，是中医诊断的主要手段。毫无疑问，人体脉搏这一现象肯定包含着能充分表征人体生理状态的信息。目前对脉搏现象的实质正进行着越来越深入的研究。例如用压力传感器检测出压力波形进行分析的方法，把脉的压力波和张力波结合起来综合研究的方法等等。这些探索反映了人们对生命现象研究的进程，同时也说明了人体信息检测所特有的复杂性和艰巨性。随着对生命研究的深入，科学家在不断探索新的人体信息检测方法，而实现这些方法则需建立在研制新型传感器的基础上。

二、人体信息本身的特征

如果对单一的生理信息从工程的角度去观察，则会发现它有着和一般工业信息不同的特征，那就是不稳定性、非线性和概率特性。由于人体是个有机的活体，本身是一个多输入系统，任何外界因素都可能在人体内造成影响，所以严格地说，信息不存在静态稳定性。描述刺激—感觉特性的费希纳（Fechner）定律和斯蒂文斯（Stevens）定律是说明人体非线性特性很好的例子。生物噪声和生物机能有关，因而表现出人体信息的概率性。

从人体信息检测精度来看，一般不象工程中精密测量的要求那样高。信息的频率大多数为低频和超低频，如心电频率在 $0.01\sim 250\text{Hz}$ ，频率较高的神经电位频率也只不过为 10kHz 。比起工程测量中，特别是无线电技术测量的频率要低得多。这些特点，在设计医用传感器时应给予充分考虑。

人体信息的信息微弱，而噪声强，因而信噪比低是其另一个特点。噪声的来源是多方面的，就人体内部而言，肌肉的微弱颤动和呼吸运动都会成为测量噪声。就人体外部而言，人体本身就是一个导体，会由于感应而在体内形成交流噪声，给人体信息测量造成相当大的干扰。例如在拾取胎儿心电时，母体心电就是相当大的干扰，同时还存在因人体感应而形成的工频干扰，这些噪声往往比胎儿心电强很多倍而使胎儿心电淹没在噪声之中。需采取各种措施抑制和消除这些干扰，而把有用信息提取出来。

三、人体信息检测的特殊研究方法

在研究被测的人体信息特征和测量方法时，必须把人体被测部分和传感器作为一个统一

系统，并建立起描述此系统的数学模型。

图1-4是用以测量心音的压电式传感器的结构图。质量为 m 的顶杆垂直触及人胸腔表面，顶杆通过刚度为 S 的弹簧片与壳体相联接，壳体的质量为 M 。由心音振动引起顶杆运动使壳体和顶杆间产生相对运动，固接在二者之间的压电晶体则因受力而输出相应的电压。在研制这种心音传感器时，需要确定系统的共振频率。在确定共振频率时不能只考虑传感器本身的结构，而必须把胸壁刚度 S_T 和质量 m_T 考虑在内。综合考虑的结果，系统的共振频率将比仅考虑传感器本身的共振频率向更低频方向移动。

由此可知，在设计传感器时应注意从人体表面向内部看进去的机械阻抗，必须把传感器与人体作为一个整体来进行研究。图1-5(a)是把传感器放置在胸壁时的机械系统，(b)为这种系统的模拟电路图。在分析所获得的信息时，也应该采取把传感器和被测对象统一研究的方法。

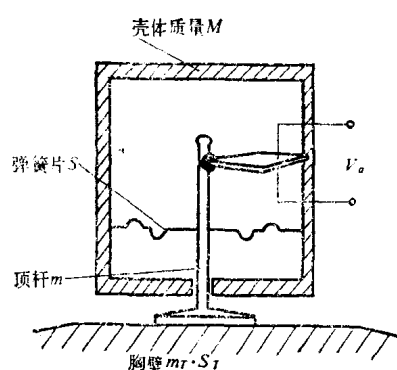


图 1-4 接触式心音传感器

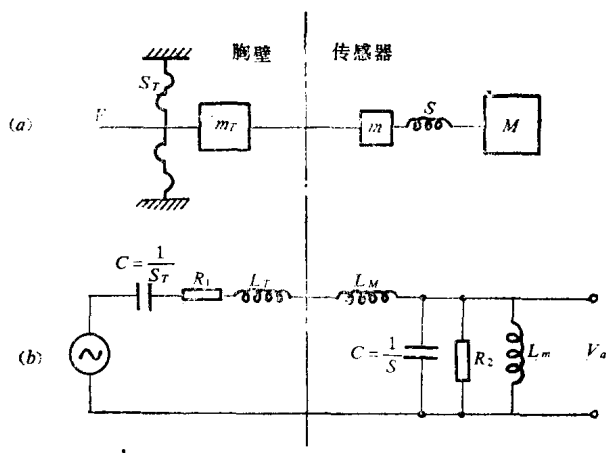


图 1-5 心音传感器的机械系统及模拟电路

(a)机械系统 (b)模拟电路

使用医用传感器进行人体信息检测，有着与其它测量明显不同的特殊性，如无创伤测量和安全、可靠测量等。

接近被测对象进行直接测量无疑会提高测量精度，但这种方法往往是难以进行的。如心输出量的直接测量就比较困难，即使能够进行也会给病人带来痛苦，所以近年来无创伤测量方法成为重要研究课题。

一种方法是从人体表面进行测量。人体表面能被动地反映人体内部的情况，根据测量结果可以推断出人体内的情况。另一种方法是从体外输入载波信号，再根据体内现象对载波信号的调制情况进行判断，如利用闪烁晶体测量穿透人体的X线的吸收率来判断体内器官的状态等。

在人体信息测量中，应防止病人因感觉痛苦和不适而产生生理上的反射，使被测信息变化。当插入气管导管测量流速时，会因气管内流阻增大而使呼吸次数增加，流速增大。在工业测量中，由于被测对象稳定，常常采用多次测量加以平均的方法来提高测量精度，但在用气袖法测量血压时，多次对气袖充气 and 放气而形成的压力会使血管产生反射作用，致使血压本身发生变化。另外，人体会对进入的传感器产生排斥作用而改变其被测参数的原始状态。

在人体信息检测中，安全和可靠是首先需要考虑并予以保证的问题。例如当用导管式压

阻传感器导入心脏直接测量压力时, 导管外形不得有可能损伤血管和瓣膜的结构, 所有的导线必需与人体有可靠的绝缘。在设计和使用传感器时, 必须保证即使在传感器损坏的情况下, 电压也不能加到被测人或操作者身上。

在对人体信息测量的研究中, 需要医学工作者和工程技术人员的密切合作。只有这样才能正确地建立起模拟系统和数学模型。初步制成的传感器需要进行必要的动物试验, 在信息检测过程中要反复修改, 最后才用于临床。这种过程充分反映了生物医学工程这一新兴边缘学科的研究特点与方法。

第四节 医用传感器的发展

在医用传感器的发展中, 物性型传感器的发展和化学、生物传感器的进步最令人瞩目。

一、物性型传感器的发展

近些年来医用传感器的发展可以说是以物性型传感器为中心来进行的, 或者说以研究新型功能材料为基础而发展的。如利用外光电效应、内光电效应制成的光电传感器, 利用压电效应、压阻效应制成的力传感器; 利用霍尔效应、磁阻效应制成的磁传感器等就都是这样。一种新型功能材料的出现, 可能立即会被在人体信息检测方面试验其功效。但是, 绝非任何功能材料均可做为敏感功能材料, 而是应该具备如下几个基本条件: (1) 在非电量作用下, 能将这些作用转换成电量; (2) 有足够的灵敏度; (3) 易于实现集成化; (4) 加工性能好, 成本低廉。

表1-3列出了最近用于检测中的物性型传感器及所使用的功能材料。

如表所示, 在测量应变时, 可利用半导体、压电体的某些效应制成应变式传感器, 其中利用半导体压阻效应制成的力敏传感器发展最为迅速。特别是由于半导体Si和Ge的商品化和IC技术的进步, 目前已经可以把测力的扩散电阻、补偿元件、感温元件和放大器集成在一块硅片上, 形成高度集成化的多功能传感器。压电式传感器过去多采用单晶或多晶体, 最近出现了有机薄膜型(PVF₂)新型材料。由于这种材料不仅压电系数较大, 而且具有柔顺性, 所以在医学信息检测中具有良好的应用前景。

在接触型温度传感器中, 应用最多的是热敏电阻。非接触型温度传感器以利用 Hg-Cd-Te系或Sn-Pb-Te系混晶量子型半导体材料制成的居多, 可测量数微米以上的红外线, 在医学检测中, 用其做为红外测量的敏感元件。

可见光传感器大体分为光电导型(PC型)和光电势型(PV型)。PV型的灵敏度和反应速度要比PC型优越。可见光传感器的开发方向是努力提高其反应速度。PV型目前的反应速度已达 10^{-7} s, 在有些测量中则要求能达到 10^{-10} s以下。采用在PN结间加上I层的办法已达到此水平。但却存在着寿命较短、噪声较大的缺点。

用半导体材料测量放射线是目前的主要测量手段。在检测高能的 γ 、 β 和 α 线时, 要求有较厚的耗尽层。用掺Li的Ge获得了良好的效果, 但却需要冷却。当把Ge的纯度进一步提高时, 则可在常温下使用。在 α -CT装置中首先利用NaI、Bi₄Ge₃O₁₂之类的闪烁晶体把 α 线转换成一定波长的光, 进一步利用光电倍增管将光转换成电压。

从表1-3中可以看出, 测量磁场强度的传感器多用Si、Ge、GaAs和InAs半导体材料制成, 其温度特性甚好。用这些材料制成的霍尔元件和磁阻元件, 目前已商品化。最近又开发

表1-3 主要物性型传感器及所用材料

检 出 对 象	分 类	利用的物理现象	敏感元件、传感器	主 要 材 料
应 变	半导体	压阻效应	应变片	Si, Ge, GaP, InSb
		PN结变化	晶体管压力传感器	Si, Ge
	压电体	压电效应	压电元件	石英, BaTiO ₃ , PZT, ZnO, PVF
			PID MOS	ZnO + MOSFET
		表面弹性波的延迟效应	表面波元件	石英, ZnO + Si
	强磁性体	磁应变效应	磁应变元件	Ni, 铁淦氧, 磁致伸缩材料
温 度 (热)	半导体	电阻变化	热敏电阻	金属氧化物, Si, Ge, 有机半导体
			辐射热计	同上, InSb, Hg-Cd-Te, Sn-Pb-Te
		PN结二极管、三极管开关特性	PN结二极管、三极管开关元件	Si, Ge, GaAs
		P-N结间电势		Bi ₂ Te ₃ , Bi ₂ Se ₃ , InSb
	感应体	半导体和金属间电势	热电偶	Hg-Cd-Te, Sn-Pb-Te
		感应状态变化	感应体	BaTiO ₃
		压电效应		PZT, PLZT
		热电效应		TGS, PZT, PbTiO ₃
	强磁性体		驻极体	PVF ₂
		导磁率变化	强磁性体	铁淦氧 (Mn-Cu, Ni-Zn) 合金 (Fe-Ni-Cr-Si, Ni-Cu)
光 (可见)	半导体	导电率变化	光电导元件	CdS, CdSe
		PN结的光电势效应	PN光电二极管 光电三极管	Si, Ge
		肖特基障垒的光电势效应	肖特基障垒	Pt-Si
磁	半导体	霍尔效应	霍尔元件 霍尔IC MOS霍尔IC	Si, Ge, GaAs, InAs Si Si
		PIN二极管中磁阻效应	磁二极管	Ge
		磁阻效应	磁阻元件	In-Sb, InAs
	强磁性体	磁阻效应	磁阻元件	Ni-Co 合 金
		维干特效应	维干特效应元件	合金 (Fe-Ni, V-Co-Fe)
放 射 线	超导体	约瑟夫逊效应	SQUID	Pb, Nd
	半导体	PN结的电势效应	PN二极管	Si, Ge
		I层的电势效应	PIN二极管	含Li的Ge, Si, HgI ₂
		表面障垒 电势效应	表面障垒二极管	Au-Si
		人工表面障垒 电势效应	MIS二极管	金属, 聚脂膜, Ge
		二次电子倍增作用	波道波型二次电子倍增管	氧化铅系玻璃半导体 陶瓷半导体

丁在硅片上制成Ni-Co系薄膜的强磁性体磁传感器,利用其磁阻效应不仅可测量磁场强度,而且可以测量磁场方向。

利用半导体材料对某些气体的选择性吸附作用制成了气体传感器,如 SiO_2 、 ZnO 、 V_2O_5 和 Fe_2O_3 等。最近又出现了利用MOS场效应管的D、S极间植被对特定气体产生化学反应的敏感膜测量特定气体的方法,如pH值测量电极等。某些氧化物半导体材料和半导体陶瓷具有对湿度敏感的性质,利用这些特性制成了各种各样的湿度传感器。

不难看出,物性型传感器已逐渐成为医用传感器的发展中心,而对敏感功能材料的研究则是物性型传感器发展的基础。

二、化学、生物传感器使得人体信息检测从宏观向微观发展

物理型传感器大都应用于生理现象的观测及分析中,进行宏观角度的测量。而人体是一个复杂的生物化学有机体,现象往往是生物化学变化的外在表现。用化学、生物传感器对人体生物化学参数进行测量,提供了从微观和分子水平上获得信息的手段,使得从本质上深入认识生命现象成为可能,并促进了解剖学和生物化学的结合。既从宏观,又从微观进行研究,这对早期诊断和治疗是非常重要的。

尽管过去对生化检查给予了足够的重视,但限于当时检验设备的水平,一般只做常规化验。随着化学及生物传感器的发展,不仅扩展了检测范围,而且简化了检验方法和手段。例如,血液含有蛋白质、糖、电解质、脂类、多种有机物和无机物质等数百种物质,此外还含有少量的 O_2 、 CO_2 等气体。由于血液是维持人体代谢、流遍全身的,从测量角度观察,它载有表征人体生理机能正常与否的信息,所以用化学传感器(如离子敏感电极)来测定血液中的成分(如 PO_2 、 PCO_2 、 K^+ 、 Na^+ 、 Ca^{++} 、 Cl^- 、 NH_4^+ 等),将获得可靠的诊断数据。

生物传感器也是一种在分子水平上认识人体化学信息的新型传感器。它是利用免疫反应、酶反应及细胞的选择功能制成的高灵敏度的传感器。目前酶电极已用于葡萄糖、尿酸、尿素的成分和酶活性的测定中。

可以预料,化学及生物传感器在医学测量中的应用将日益广泛,在人体生化信息的检测中将起到越来越大的作用。