

# 临床监测 手册

主编 杨其林 张世兰 张升文  
吴业友 王长卿 李 鹏

南海出版公司

# 临床监测手册

主编 杨其林 张世兰 张升文  
吴业友 王长卿 李 鹏

南海出版公司

2007·海口

图书在版编目(CIP)数据

临床监测手册/杨其林,张世兰,张升文,吴业友,王长卿,  
李鹏主编. —海口:南海出版公司,2007.7

ISBN 978-7-5442-3755-0

I. 临… II. ①杨…②张…③张…④吴…⑤王…⑥李…  
III. 临床—监护(医学)—手册 IV. R47-62

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2007)第 069747 号

LINCHUANGJIANGCESHOUCE

临床监测手册

---

主 编 杨其林 张世兰 张升文 吴业友 王长卿 李鹏

责任编辑 陈弥

封面设计 孙洁

出版发行 南海出版公司 电话(0898)66568511(出版) 65350227(发行)

社 址 海南省海口市海秀中路 51 号星华大厦五楼 邮编 570206

电子信箱 nanhaihg@yahoo.com.cn

经 销 新华书店

印 刷 山东省泰安市第三印刷厂

开 本 850×1168 毫米 1/32

印 张 14.5

字 数 365 千字

版 次 2007 年 7 月第 1 版 2007 年 7 月第 1 次印刷

印 数 1~500 册

书 号 ISBN 978-7-5442-3755-0/R·158

定 价 26.00 元

---

南海版图书 版权所有 盗版必究

<b>主 编</b>	杨其林	张世兰	张升文	吴业友	王长卿
	李 鹏				
<b>副主编</b>	于 勇	张克芹	杨同芳	杜理莉	刘晓芹
	王济海	逢淑德	刘 杰	陈宝建	

## 前 言

《临床监测手册》是临床医师、麻醉师和临床各科护士监测急危重症患者生命体征的重要参考工具书之一,其目标是用精炼语言写出监测处理急危重病的依据,作为治急症的医师指南式的参考。本书共分9章,叙述了医学仪器的基本原理、心电监测、麻醉深度的监测、神经肌肉兴奋传递功能监测、血流动力学监测、经食管超声心动图监测、呼吸功能监测、血气监测、体温监测的方法和意义。本书参考最新文献,言简意赅,内容新颖丰富、确切实用,理论结合临床,适合于从事急诊、急救工作的临床各级医师和护士学习、使用。

作者们在内容上力求具有现代水平及临床实用性。在本书编写过程中,曾得到本院内科心血管专业组全体同志、电子仪器室的同志及我院各兄弟科室的大力协助,在此谨致谢意。由于编者水平有限,尽管做了最大努力,仍难免有欠缺和不当之处,在此恳请读者批评指正。

编 者

2007年4月

# 目 录

第一章 医学仪器的基本原理.....	1
第一节 医学仪器的基本结构.....	1
第二节 医用传感器件.....	3
第三节 信号处理系统 .....	13
第四节 输出显示系统 .....	17
第二章 心电图监测 .....	26
第一节 心脏的解剖生理 .....	26
第二节 心脏电生理基础 .....	50
第三节 心电图产生原理 .....	99
第四节 心电图的导联.....	115
第五节 正常心电图 .....	130
第六节 心律失常.....	160
第三章 麻醉深度的监测.....	212
第一节 麻醉和麻醉深度的定义.....	212
第二节 记忆和知晓.....	218
第三节 麻醉深度测定的药理学原理 .....	225
第四节 麻醉深度的临床判断.....	230
第五节 特殊麻醉药和临床状况的麻醉深度判断.....	237
第六节 麻醉深度测定的电生理方法.....	247
第七节 麻醉深度的其他判断方法.....	257
第八节 评价.....	261
第四章 神经肌肉兴奋传递功能监测 .....	267

第一节	概述	267
第二节	神经刺激的种类	268
第三节	肌收缩效应的评定	274
第四节	神经刺激器电极和刺激部位	276
第五节	临床应用	278
<b>第五章</b>	<b>血流动力学监测</b>	<b>285</b>
第一节	动脉压监测	285
第二节	测定中心静脉压的技术和操作	300
第三节	肺动脉压监测	312
第四节	心输出量监测	325
第五节	射血分数监测	329
第六节	氧供需平衡监测及其临床意义	334
第七节	血流动力学监测的评价	337
<b>第六章</b>	<b>经食管超声心动图监测</b>	<b>341</b>
第一节	概述	341
第二节	超声成像基本原理及 TEE 的基本设备	342
第三节	基本检查技术	345
第四节	术中 TEE 的主要临床应用	348
第五节	TEE 在 ICU 中的应用	358
第六节	术中 TEE 检查的适应证及安全性	359
<b>第七章</b>	<b>呼吸功能监测</b>	<b>365</b>
第一节	肺功能的简单测定方法	365
第二节	肺的容量与通气	368
第三节	肺的换气功能	376
第四节	肺的呼吸动力功能	380
第五节	血气监测及临床意义	386
第六节	呼吸功能监测的注意事项	394
<b>第八章</b>	<b>血气监测</b>	<b>399</b>

第一节	血气测定的基础知识	399
第二节	血液气体的测定方法和原理	416
第三节	血气分析在麻醉科中的应用	430
第九章	体温监测	440
第一节	体温的生理调节	440
第二节	麻醉手术期影响体温的因素	441
第三节	围术期低温	443
第四节	围术期的体温控制	448



# 第一章 医学仪器的基本原理

一切疾病的诊断均以正确获得人体信息为基础,实现这种生物信息检测的手段之一就是各种各样的临床医学仪器。现代的医学仪器大都可以把病人各种生理信息变成能观察到的形式,已成为临床诊断、监护的重要工具。在本章中将介绍它们的基本结构和原理。

## 第一节 医学仪器的基本结构

一般医学仪器主要由传感器件、信号处理系统与显示系统组成。图 1-1 就是这类测量系统的示意图。

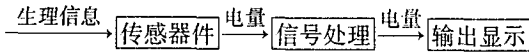


图 1-1 医学测量系统

传感器件从生物体上获得电信号传给信号处理系统。信号处理系统把信号进行放大、处理和分析。经过处理后的信号由显示系统显示为图像、数字或记录。

### 一、医用传感器件

医用传感器件是提取和捕捉生物体内各种信息并将其转换为电信号的装置,它是医学测量系统的重要组成部分。临床医学常需要测量的一些量列于表 1-1。

表 1-1

医学上需要测量的一些量

类别	医学上需要测量的一些量
时间	呼吸时间、眼球运动间隔时间、眨眼时间、脉搏时间、反应时间、知觉时间等
位移	血管直径的变化、皮肤的厚度、皮下脂肪厚度、肿瘤的位置、结石的位置、心脏的位移等
力	心肌力、肌肉力、骨骼负载力等
压力	血压、心内压、脑腔内压、胸腔压力、脊髓压、骨内压、血管内压、眼球内压、肌肉内压、直肠压力等
振动 (加速度)	声音、呼吸音、心音、血管音、柯氏音、震颤等
速度	血流速度、出血速度、排尿速度、发汗速度等
流量	呼吸气体流量、血流量、出血量、尿流量等
温度	口腔温度、皮肤温度、血液温度、脏器温度、呼吸温度、直肠温度、心内温度、胃内温度等
放射线	同位素剂量、X 射线剂量等
化学成分	$O_2$ 、 $CO_2$ 、 $N_2$ 、 $CO$ 、 $H_2O$ 、 $NH_3$ 、 $He$ 、 $O_3$ 、 $Na$ 、 $K$ 等生化检查
生物电	心电、脑电、骨电、肌电等

从上表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件是电极，它的作用是把生物体内介质中的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件称为传感器，作用是把被测量的生物信息转换为相应的电量，又称为换能器。

传感器件的作用类似于人获得信息的五官，其性能好坏直接影响仪器的整体性能。

## 二、信号处理系统

一个传感器件输出的电信号一般比较微弱，不足以推动显示装置，它须有一个放大处理过程。信号处理系统的作用就是对传

感器件输送来的信号进行放大、识别(滤波)、变换、运算等各种处理和分析。仪器性能的优劣,功能的多少主要决定于如稳定性、可靠性、重复性;精度的高低等。信号处理系统是一台医学仪器的核心,现代计算机技术在信号处理中的应用,更推动医学仪器向着自动化、智能化方向发展。

### 三、显示系统

被测量的生物信息经过放大处理,最后还要用显示系统定量地表示出来,成为人们能观察和测量的形式。信号显示有数字式显示和荧屏式显示。数字式显示器件是数码管,它可以将信号以数字形式显示出来。荧屏式显示目前普遍使用的是以示波管、显像管为代表的荧光屏显示器。

为了得到信号随时间变化的永久性记录,则利用描记仪器。常用的描记仪器有描笔偏转式记录器、自动平衡记录器和磁记录装置。

## 第二节 医用传感器件

传感器件包括电极和传感器。电极的用途是从生物体中直接取出电信号;传感器的作用则是把非电生理量,如温度、压力、血流量等转换为相应的电信号。下面分别介绍这两类传感器件。

### 一、医用电极

应用电极在生物体上获取电信号时,被测对象的特点不同,采用的电极结构也不一样。在探测单个细胞或组织深部的电位时,采用微电极;测量组织局部区域的电活动时,采用针电极;测量生物体表的电位时,可采用体表电极。

#### (一)微电极

1. 金属微电极 金属微电极可用不锈钢丝,铂铱合金丝或碳化钨丝等制成。把金属丝剪成适用的长度,用电解方法把一端腐

蚀成极细的尖端,其余部分用绝缘漆涂上一层薄膜,另一端接上导线,然后固定在塑料手柄上。这种电极阻抗较低,但由于电极的极化作用,电极特性不够稳定。为此应设法在金属表面镀上一层铂黑,使具有较大的有效表面,减小电流密度,降低噪声电平。

为了防止电极插入组织时碰到障碍物发生损坏,这种电极把电极丝固定在支承杆的弹簧上,当电极向组织深部推进时,如遇到不正常的阻力会把弹簧压弯,所以,只要注意弹簧状况就不会损坏电极。

2. 玻璃微电极 玻璃微电极是用玻璃毛细管拉制成颈缩形后,折断成为吸管状,在管腔内填充金属或电解液的电极。

最常用的玻璃微电极是在玻璃微吸管内填充电解液,其尖端与生物体组织液之间形成液体接界。在接界两面由于离子迁移率和浓度的不同会产生电位差。所以,选择适当填充微电极的电解液是极其重要的。例如,在 NaCl 溶液中  $\text{Cl}^-$  比  $\text{Na}^+$  扩散快,因而产生电位差,当两种 NaCl 溶液的浓度比为 1:10 时,可产生 3mV 以上的电位差。对 KCl 溶液来说,因为  $\text{K}^+$  与  $\text{Cl}^-$  的迁移率相近,故在浓度比为 1:10 的情况下,只产生 0.4mV 的电位差。因此通常要用浓度较大的 3mmol/L KCl 溶液作为玻璃电极的填充物。

3. 半导体微电极 由于集成电路技术可以精密地控制尺寸,制造的重复性也好,因此,已采用集成电路的生产技术制作微电极。其基本结构是先在硅基片上生长一层  $\text{SiO}_2$ ,然后用照相侵蚀法沉积上窄的金带,再在上面蒸镀  $\text{SiO}_2$  绝缘膜,最后把  $\text{SiO}_2$  从金带的最顶端蚀刻掉,露出电极的接触表面。

## (二) 针电极

下面介绍几种常用针电极:基本针电极、同轴针电极、双针电极。基本针电极,其结构是,电极端有一个尖锐的针尖,针身涂一层绝缘漆,针尖裸露,另一端焊接一根导线。这种电极通常用来测量肌电图。同轴针电极,在针管中心穿一根绝缘金属细丝,针管内

充填满绝缘材料(如环氧树脂),再用锉刀锉针的顶部,以使中心金属丝露出作为触点,细丝另一端接同轴电缆的芯线,针身接到同轴电缆的屏蔽线上。这种电极具有屏蔽作用,亦称之为屏蔽针电极。当对正在进行外科手术的病人做心电图监视时,常常用它插入病人四肢皮下。双针电极,它是在一个针管内放入两根相互绝缘的金属丝而构成的。其制作方法与同轴针电极类似。

### (三)体表电极

体表电极由一金属片及塑料罩组成(或仅用一金属片),在金属片和皮肤之间涂有电解糊,如氯化钠-甘油混合物。常用于心电图测量。

## 二、医用传感器

传感器又称换能器,它的作用是把生物体内各种非电生理量转换为相应的电信号。由于被测量的生理参数不同,因而有各种不同的专用传感器。近几年来传感器发展很快,种类繁多,分类方法亦各异。但如从是否需要外加驱动电源作为能源,则简单地分为有源型传感器和无源型传感器两类,现择其常用者介绍如下。

### (一)有源型传感器

有源型传感器又称直接型传感器,它可以把生物体的非电生理信号直接转换为电压信号输出,也就是输出信号的能量主要来源于输入信号本身,不需要外加驱动电源作为能源。常用的有光电式传感器、热电式传感器、压电式传感器、电磁感应式传感器等。

1. 光电式传感器 把光能直接变换为电压(或电流)信号的装置(或器件)称为光电式传感器。例如光电池、光电管、光电倍增管等,这里仅介绍光电池。

光电池的本质是一个PN结,通常是在一块P型硅片上利用热扩散方法生长一层极薄的N型扩散层,形成一个PN结(PN结阻挡层的内电场方向由N指向P),在硅片的上下两面制作一对电极,就构成一个硅光电池单体。当光照射到光电池上时,其中一部

分被光电池吸收,使半导体中的电子空穴对随着光强相应增加,致使N区少数载流子空穴显著增多,在内电场作用下,N区少数载流子空穴可跃过阻挡层到P区,而N区的电子在内电场作用下不能越过阻挡层。至于P区少数载流子电子的漂移方向,则与上述过程相反。结果使P区显正电极性,N区显负电极性,在PN结两侧产生的电动势称光生电动势,当连成闭合电路时就产生光生电流。光生电流的大小与被测光的照度成正比。在光电变换中,就是利用它的这种特性。

光电池的种类很多,常用的有硅光电池和硒光电池两种,例如在光电容积脉搏计中常使用的就是硅光电池。由于生物体组织对波长大于600nm的红光和近红外线吸收较少,血液却极易吸收这种光线,特别是对波长700~800nm范围的光线,氧合血红蛋白和还原血红蛋白都能大量地吸收。用灯光(红光)照射手指尖部,因指尖血管中血液的容积变化,体现出心脏搏动情况。当血液充盈时,容积变大,红光透过的少,反之则透过的多。利用光电池把透过指尖的光强变化变换为相应的电压信号,经过放大器放大后记录下来,其波形图就是光电容积脉搏图。

2. 热电式传感器 热电偶是一种典型的热电式传感器。其构成原理是,在康铜丝的两端分别用铜导线作电极,就组成了一个热电偶。当两种金属丝的两个接头处(1、2)有温差时,在其两极就能产生温差电动势,接成闭合电路则形成电流。温差电动势与两接触点处的温度 $T_1$ 与 $T_2$ 的关系近似为

$$E = \alpha(T_1 - T_2)$$

式中, $\alpha$ 为热电偶常数,由两种金属材料特性决定。实验证明,上式在温差( $T_1 - T_2$ )不太大的情况下才近似成立,例如在 $T_1 - T_2 = 0 \sim 50^\circ\text{C}$ 的测量范围内,可以认为温差电动势与温差成正比。如果定 $T_1$ 为标准温度(例如取 $0^\circ\text{C}$ ),在测出温差电动势 $E$ 值后,由上式就可算出待测温度 $T_2$ 的值。

热电偶在生物医学研究中的应用较多,由于制造简单,长期稳定性好,可做得很小,便于插到导管内或注射针头中送入体内,测量某些部位的温度。也便于测量口腔内与内体表的温度差。特别是用它测量红外线辐射具有独特的优点,因为它能较好地排除周围温度对测量的影响,故测量精度较高。

3. 压电式传感器 用压电材料制成的传感器称为压电式传感器。用作压电传感器的压电材料,通常有石英晶体、锆钛酸铅陶瓷、钛酸钡陶瓷、硫酸锂晶体等。因为这些晶体在受到机械压缩或拉伸发生形迹时,受力的两表面上将产生异种电荷,形成电位差,这种效应称为压电效应。压电效应是由于材料的电荷不对称分布产生的,当受到机械力作用时,由于晶体空间点阵变形使内部电荷发生相对位移,导致晶体的表面电荷发生变化形成电位差。压电效应是可逆的,如在压电材料两表面间加一定的电压,会使晶体产生伸长和缩短的形变,这种效应称为电致伸缩效应或逆压电效应。

人工合成陶瓷材料具有很多优点,它可以制成任意形状、压电系数大、机械性能稳定的压电材料。在生理学上适合于在等长条件下研究各种刺激产生的力。

压电材料表面产生的电荷变化量  $\Delta Q$  与受力的变化量  $\Delta F$  存在线性关系,即

$$\Delta Q = D\Delta F$$

式中, $D$  为材料常数,它表示材料的电荷灵敏度。

如果把压电材料两个相对表面的极板看成是平行板电容器,则两极板间的输出电压变化量  $\Delta U$  与施加的变力  $\Delta F$  之间的关系可以表示为

$$\Delta U = \frac{D \cdot \Delta F}{\epsilon \cdot S/d}$$

式中, $S$  为极板面积; $d$  为极板间的距离; $\epsilon$  为压电材料的介电系数。可见,对于一定大小的压电材料和电极,因为  $D$ 、 $\epsilon$ 、 $S$ 、 $d$  各量

都是常数,所以两极间的电压变化量  $\Delta U$  与所施外力的变化量  $\Delta F$  呈线性关系。但必须指出,这种线性关系只是在一定的频率范围内成立。

压电式传感器,在医学上广泛用于测量血压、眼压、心内压、颅内压、心音和超声诊断等方面,具有频率响应好、方向性强等特点,并且可以抑制体内外的噪声。例如,超声诊断仪使用的压电式传感器(又称超声探头),一方面利用压电材料的逆压电效应,把高频电振荡信号变换为高频机械振动(超声波),另一方面利用压电效应还可以把高频机械振动(超声波)变换为电压信号,即用于发射和接收超声信号,是超声诊断仪的重要组成方面。

## (二)无源型传感器

无源型传感器为间接型传感器。这种传感器可以把生物体上的被测非电量变换为电阻、电容、电感等电学量。这些电学量的变化可用驱动电源(或称辅助电源)经适当电路变换为电压(或电流)信号。所以,这种传感器最后输出的电压信号的能量,不是取自被测的生物体电量,而是由变换系统中的驱动电源提供的。

这类传感器分为电阻式、电容式、电感式等多种。下面介绍几种常用的这类传感器件的工作原理。

### 1. 电阻式传感器

(1)热敏电阻:热敏电阻是一种对热敏感的半导体材料。因为半导体中载流子的数目随温度上升而增加,所以它的阻值是随温度升高而下降的。其阻值  $R_T$  和温度  $T$  的关系可以表示成

$$R_T = R_0 \exp\left[\beta\left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right)\right]$$

式中,  $T_0$  为参考温度(如取室温 298K,即 25°C);  $T$  为待测温度;  $R_0$  为  $T_0$  的电阻值;  $\beta$  为由半导体材料性质决定的温度常数,其值一般在 2000 ~ 1500K。

由上式可知,热敏电阻值随温度变化是指数曲线关系。如果



测温范围较大,可采用补偿电路,使其接近线性关系。

(2)光敏电阻:光敏电阻是利用某些半导体材料遇到光以后导电性提高,电阻值减小的特性制成的元件。例如硫化镉(CdS)、硒化镉(CdSe)在可见光和近红外区,硫化铅(PbS)、锑化铟(InSb)在远红外区都具有上述特性。由于硫化镉和硒化镉在可见光和近红外区范围内灵敏度较高,并且电阻值随照射光强的变化近似呈线性关系。所以,在医学测量中应用较多。如光电容积脉搏计、血氧仪及染料稀释法等测量中多用它作为传感器。

(3)应变片:又称压敏电阻,由弹性元件和应变片组成。常用的有金属丝应变片、金属膜应变片和半导体应变片等。它们分别是由弯成栅状的金属丝、腐蚀的金属膜和半导体材料粘贴在衬底上制成的。其工作原理是当弹性元件在压力或位移作用下变形时,粘贴于弹性元件上的应变片产生应变而使其电阻值发生变化,把应变片接成电桥电路,转变成电压变化就可知待测量大小。

以金属丝应变片为例,其电阻相对变化量如用 $\Delta R/R$ 表示,长度相对变化量用 $\Delta L/L$ 表示,其比值叫做应变片的灵敏度系数,用 $G$ 表示,则

$$G = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L}$$

可以证明

$$G = 1 + 2\sigma + \frac{\Delta\rho/\rho}{\Delta L/L}$$

式中, $\rho$ 为电阻率, $\Delta\rho/\rho$ 常称为应变片的压阻效应; $\sigma$ 称材料的泊松系数。由此可知,应变片的灵敏度是由其组成材料的泊松系数和电阻率相对变化量与相对伸长量之比决定的。它是比较应变片性能好坏的重要指标,由于不同材料的泊松系数和 $\Delta L/L$ 不同,所以灵敏度系数 $G$ 也不同。表1-2为几种应变材料的灵敏度系数和电阻温度系数。材料的泊松系数都小于0.5,金属的压阻效应