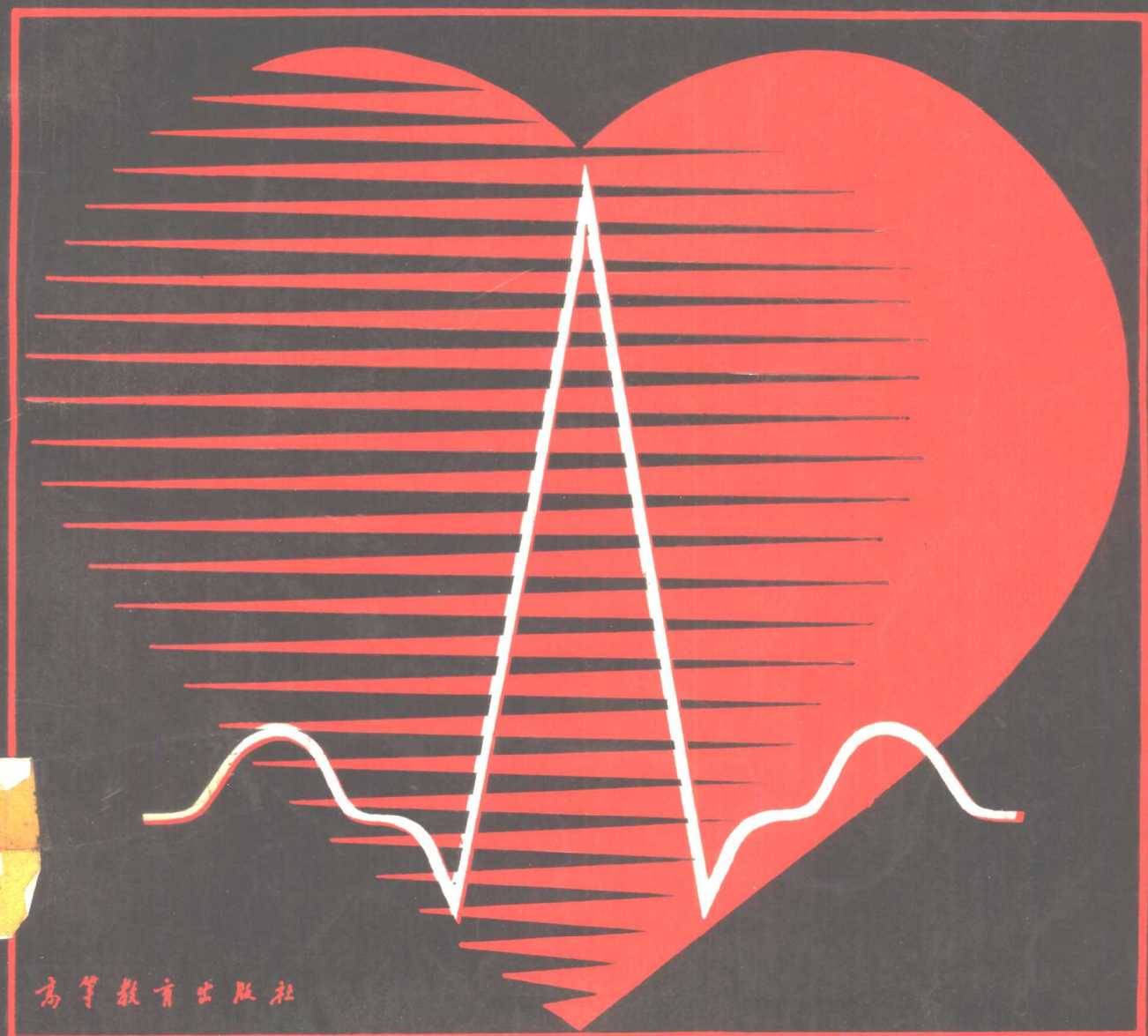


高等学校试用教材



医学仪器

[下册] 齐颂扬 主编



高等教育出版社

高等学校试用教材

医学仪器

下册

齐颂扬 主编

高等教育出版社

瑞、
出

子书

内 容 提 要

本书经国家教育委员会生物医学工程及仪器专业教材委员会委托专人审阅, 并召开审稿会审定, 同意作为高等学校生物医学工程及仪器专业教材出版。

全书分上、下两册, 共十三章。下册共五章, 主要内容有: 病人监护仪、医学超声仪器、放射医学仪器、临床实验室仪器、医学仪器的电气安全等。各章末附有习题, 可供读者思考或选做。本书内容相当丰富, 且紧密结合实际应用。

本书也可作为电子类、医学有关专业的选修课教材或教学参考书使用, 也可供从事生物工程、医学研究的工程技术人员和医务人员参考。

责任编辑 姚玉洁

高等学校试用教材

医学仪器

下 册

齐颂扬 主编

高等教育出版社出版

新华书店总店北京科技发行所发行

河北省香河县印刷厂印装

开本 787×1092 1/16 印张 18.5 插页 1 字数 420 000

1991 年 3 月第 1 版 1991 年 3 月第 1 次印刷

印数 0001—1 085

ISBN 7-04-003229-5/TN·148

定价 5.25 元

目 录

第九章 病人监护仪

9-1 监护仪概论	1
9-2 手术室中的病人监护	3
9-3 高压氧舱中的病人监护	3
9-4 恢复室中的病人监护	4
9-5 分娩室中孕妇的监护	5
9-6 新生儿的监护	5
9-7 危重病人的监护	6
9-8 冠心病监护	7
9-9 ICU/CCU 监护装置	8
一、导联脱落检测电路	10
二、起搏器脉冲抑制电路	11
三、心率计	13
四、报警电路	14
五、床边监护仪	17
六、集中监护中央控制台	18
9-10 ICU 监护仪	19
一、输入信号的处理	19
二、前端 CPU 功能	22
三、波形和数据的视频显示	22
四、易触键	23
五、护士站的接口	23
六、模块接口	23
9-11 血压监护仪	24
一、主机部分	25
二、接口电路	27
三、显示部分	27
9-12 心脏节律异常监护仪	28
9-13 遥测监护仪	31
9-14 氧监护仪	33
一、经皮氧分压($t_pP_{O_2}$)测量的基本原理	33
二、 $t_pP_{O_2}$ 测量电路	34
习题	37

第十章 医学超声仪器

10-1 超声波和超声换能器	38
----------------	----

一、超声波的物理特性	38
二、超声波波动参量及相互关系	38
三、超声波的传播特性	43
四、超声换能器	45
10-2 超声脉冲回声技术原理	50
一、脉冲回声检测基本原理	50
二、超声发射器	51
三、超声脉冲回声信号的基本处理过程	53
10-3 A 型和 M 型超声诊断仪	69
一、A 型超声诊断仪	69
二、A 型超声诊断仪整机典型电路分析	70
三、M 型超声诊断仪	74
10-4 B 型超声显象诊断仪	79
一、基本原理和总体考虑	80
二、机械扫描超声显象诊断仪	84
三、电控扫描超声显象诊断仪	88
四、B 型超声成象仪中的信号与图象处理简介	96
10-5 医学超声多普勒仪器	105
一、超声多普勒效应的基本原理	105
二、超声多普勒系统的一般特性	108
三、连续波多普勒系统	111
四、脉冲超声多普勒系统	114
五、多普勒成象技术	117
习题	120

第十一章 放射医学仪器

11-1 关于电离辐射的基本知识	122
一、电离与电离辐射	122
二、常用的辐射单位	123
三、辐射的生物效应	126
四、电离辐射的防护	126
11-2 X 射线的物理基础	127
一、X 射线的产生	127
二、X 射线的基本特性	129
三、X 射线的量与质	131
11-3 X 线投照设备	132

一、概述	132
二、X 线管	134
三、高压整流电路及中频高压发生器	135
四、滤线设备	137
五、X 线胶片、荧光屏与增感屏	140
11-4 X 线电视	144
一、X 线影像增强器	144
二、X 线电视系统的组成	145
11-5 X 线计算机断层扫描装置	147
一、断层摄影	148
二、X-CT 扫描装置	149
三、图象重建原理	150
11-6 医用核子仪器	158
一、放射性核素及其射线	158
二、放射线探测系统	160
三、放射线探测器	162
四、闪烁扫描机	164
五、 γ 照相机	166
六、核治疗装置	170
七、正电子发射断层扫描技术	173
11-7 核磁共振断层扫描装置	175
一、核磁共振原理	175
二、核磁共振成像原理	183
三、NMR 成像技术	185
四、成像设备	188
五、对 NMR 成像的评价	189
习题	190

第十二章 临床实验室仪器

12-1 光度法分析仪	191
一、紫外可见光吸收仪器	192
二、火焰光度计	208
三、原子吸收分光光度计	210
四、荧光分光光度计	213
12-2 电位法分析仪	215

一、pH 计	215
二、离子活度计	217
12-3 自动生化分析仪	222
一、流动式自动生化分析仪	222
二、分立式自动生化分析仪	225
12-4 计算机在临床实验室仪器中的 应用	231
12-5 色谱仪	238
一、气相色谱仪概述	238
二、气相色谱仪	246
三、高效液相色谱仪	251
12-6 电泳装置	257
一、区带电泳仪	258
二、等电聚焦电泳装置	259
习题	260

第十三章 医学仪器的电气安全

13-1 概论	262
13-2 电流的生理效应	262
一、电流对人体组织的基本作用	262
二、影响电流生理效应与损伤程度的因素	263
13-3 产生电击的因素	265
13-4 电击防护措施	267
13-5 一些电气安全参数的测试和检验	273
一、电气仪器的测试	273
二、电气系统的检验	276
13-6 数字式电气安全分析仪	277
一、仪器概述	277
二、框图和基本原理	277
三、性能和用途	281
习题	282
常用医学仪器汉英名词术语对照	283
参考资料	291

第九章 病人监护仪

9-1 监护仪概论

病人监护仪是一种用以测量和控制病人生理参数,并可与已知设定值进行比较,出现超差而发出报警的装置或系统。近 20 年来,随着电子技术和计算机技术的发展,监护仪无论在外形结构上还是在功能上都发生日新月异的变化。监护仪和临床诊断的仪器不同,它必须在一天 24 小时内连续监护病人的状况和生理参量,检出变化趋势,指出临危情况,供医生作为应急处理和进行治疗的依据;使并发症减到最少,最后达到缓解并消除病情的目的。

监护仪的用途除测量和监视生理参数外,还包括监视和处理用药和手术前后的状况。临床上一般护理对象有:

1. 呼吸机能不全或衰退,包括肺炎;
2. 循环急性症
 - A. 脑血管意外,包括血管出血和血栓形成;
 - B. 急性心脏衰竭,包括心律不齐;
 - C. 肺栓塞;
 - D. 全身栓塞;
3. 肝衰竭;
4. 代谢危象和糖尿病昏迷
 - A. 葡萄糖代谢危象;
 - B. 急性钙代谢失调;
 - C. 急性肾上腺皮质机能不全;
 - D. 甲状腺功能障碍;
5. 体液和电解质失调;
6. 严重烧伤;
7. 肾衰竭;
8. 高压氧;
9. 器官同种移植;
10. 对溺水者的血液成分和血浆电解质做连续的观察;
11. 有胎儿问题的病人;
12. 危重的儿科疾病;
13. 威胁新生儿生命的先天缺陷;

14. 神经疾病。

根据上述临床护理对象已经开发和设计出下列几类护理病房:

1. 手术中和手术后护理病房(SICU);
2. 精神病学病房;
3. 外伤护理病房;
4. 冠心病护理病房(CICU);
5. 儿科和新生儿病房(NICU);
6. 肾透析病房;
7. 高压氧舱监护病房;
8. 放射线治疗机的病人监护病房等。

临床上,根据需要在科室和病房内分别装备各种专用的监护系统。目前广泛应用的监护系统有:手术室自动监护系统;高压氧舱自动监护系统;手术后自动监护系统;冠心病自动监护系统;分娩室自动监护系统;危重病人自动监护系统及新生儿、早产儿的自动监护系统等。监护仪器的使用,不仅减轻医务人员的劳动,提高了护理工作的效率;更重要的是使医生能随时了解病情,当出现危急情况时,可及时进行处理,提高了护理的质量,大大降低危重病人的死亡率。在病员集中的医院中,由于使用自动监护仪,将使护理人员数大为减少,由于几位病人同时出现临危的情况不多,所以一名护士照顾几位危重病人是可能的,特别对监护能自由走动的病人,一名护士照顾 40~50 名病人也是可能的事。

临床医学的进步也冲击现行的医院体制,使它向高经济效益、高疗效方向转变。过去医院里的病房常规是按诊疗科别划分,现在转而逐步向按照病人的病状、治疗方法、护理特点及分阶段进行监护的方向发展。如 ICU 收容过去分散在各病房中大手术后需要加强护理或收容呼吸及循环方面的危重病人。病房中装备有各种测量和治疗设备,以实行更为有效的治疗,使配备的监护装置得到充分的利用。

病房中监护仪要监护病人哪些生理参数,则由医生决定,但对同类病人各医院所采用的监护参数也不尽相同。例如,心血管障碍可能由心肌梗塞、肺栓塞、败血症、出血和其他心脏病引起。监护目的是使病人存活下来,直到潜在失调得到适当治疗及心肌梗塞、肺栓塞等自然地解除为止。对这种严重病人,重要的是测出病变,以便能迅速进行适当治疗,可有选择地对下述参数进行监护:心率和节律、中心静脉压、动脉压、心输出量、pH 值、体温、经胸呼吸阻抗及血气如 P_{O_2} 和 P_{CO_2} 等。目前监护仪的检测、数据处理、控制及显示记录等都通过微处理机来完成。一般监护系统的开发工作包括以下内容:

1. 传感器的开发和应用;
2. 测量和控制装置的自动化及远距离遥测设备;
3. 泵、起搏器和其他人工修复装置的试验和开发;
4. 包括模拟或数字滤波器技术在内的数据收集系统的研制;
5. 特殊目的的数据管理技术的研制;

6. 以数据压缩形式的信息输出,并以实用形式供医生和护士做诊断之用。

9-2 手术室中的病人监护

手术是在局部麻醉下或全身麻醉下,对人体进行外科手术治疗。为了确保手术安全地进行,所以必须时刻监护病人的状态。对一些简单的手术,因其时间短,一般只需每5分钟测量一次血压、心率和呼吸数就可以了;对一些利用体外循环的大的心脏手术、大血管手术、脑外科手术,特别同时采用低温法的场合,病人状态变化很大,影响条件也很复杂,手术时间很长,单靠麻醉医师进行监护的方法是不够的,这就必须对病人的生理参数及影响生理数据的一些外部环境进行综合性的监护,外部环境包括温度、湿度、麻醉器及自动呼吸保护器的工作状态等。

维持生命最重要的是心脏的泵作用以及肺的呼吸作用。呼吸可以由麻醉医师进行管理与监护,手术室的监护重点在心功能的监护上。

病人休克、虚脱以及急性心肌衰竭的症状表现为血压降低、心率过速、皮肤变苍白及肢体末端变冷等。这里的关键在于监护血压参数,观察大动脉的中枢压力波及支动脉上的末梢压力波的形态;同时用心电图了解心脏的节律、心电传导系统状态、冠状动脉血流的变化、麻醉剂量的影响及缺氧状态的有无。

进行脑手术时,必须监控脑电图变化,并用 EEG 来了解麻醉深度。目前也利用声光刺激引起的诱发反应,实现对麻醉深度进行自动控制。

在进行体外循环时,用监视脑电图来了解人工心肺机的血流灌注情况。也可用心电图和脑电图了解深度体温过低时的情况。

在人工心肺机灌流中以中心静脉压作为一个重要参数来监视灌流的工作情况,了解驱出障碍性的心力衰竭状况及估计静脉血的供应情况。有时以此来决定大出血情况下的输血量。

除此以外,用心音来估计低血压时的血压值,用循环血容量来评价循环系统出现的障碍。用测定动脉血中的 pH 、 P_{O_2} 和 P_{CO_2} 来监控血液中气体交换情况和酸、碱平衡障碍的变化。

9-3 高压氧舱中的病人监护

空气中氧约占 21%,在 37°C 、一个大气压时,空气氧分压为 $(760-47) \times 0.21 = 150 \text{ mmHg}$ (20 kPa),47 mmHg 为水蒸汽分压。而肺内的氧分压为 100 mmHg (13.33 kPa) 左右。经扩散后动脉血中的氧分压约 95 mmHg (12.67 kPa),溶解氧占 0.3%。

在压力为 3 个大气压的高压氧舱内,吸入的氧分压在 37°C 时为 $760 \times 3 - 47 = 2233 \text{ mmHg}$ (297.71 kPa)。肺泡内氧分压近似达到 2000 mmHg (266.6 kPa),这时血液中血红蛋白已经饱和,其余的氧以溶解氧存在于血液中。氧溶解常数在 37°C 时为 $0.00306 (\text{mL}/\text{min} \cdot \text{L}) / (\text{mmHg } P_{\text{O}_2})$,故在 $P_{\text{O}_2} = 2000 \text{ mmHg}$ 下,血液中溶解氧量为 $6 \text{ mL}/\text{min} \cdot \text{L}$,占体积 6%。由此可见,在高压氧舱内溶解量为正常的 20 倍,因此可用于改善低氧症,治疗可逆性的过氧、缺氧症。

高压氧治疗监护目的分为两类。一类是生理参数监护,一类是高气压环境监护。

生理监护内容,除了和危重病人以及手术中病人进行同样的循环功能和呼吸功能监护外,同时进行特殊的氧中毒的监护及高压障碍的监护。高压环境的监护,包括加压速度、设定加压值、加压时间的计算、减压速度、加压或减压引起的温度变化以及高压室内 O_2 、 CO_2 连续监护和记录、火灾的监护等。

精神方面的监护:高压氧舱由厚钢板制成,入口狭、门厚、关锁重重,还有复杂的管道和配线、加压时有噪声等,使病人进入治疗时有幽闭恐怖感。这可通过电话机与病人对话来改善。

身体表面障碍的监护:在高压下容易产生鼓膜损伤和副鼻窦开口部损伤。另外在齿根部有含气体囊胞时,容易引起齿根部痛痒感。这也可通过电话机对话来改善。

人若在绝对值为4个大气压以上吸入纯氧,在一小时内就会痉挛发作,即为氧中毒。这时细胞代谢停止,所以会影响整个生理机能。

对氧中毒常用血压、心率、呼吸及脑电波来监护。同时高压室外的管理者,必须和室内的手术师、麻醉师及护士进行对话。

加压时的高压气体留在肺及肠胃里,减压时将发生膨胀,并有使内脏破裂的危险。这时应特别注意对生理参数的监护。另外减压时由于氮过饱和而造成血液及组织内发泡而引起组织损伤,并可能侵入到脊髓神经系统,造成知觉障碍、呕吐、失语症、痉挛等。若大范围侵入脑皮质,则引起运动麻痹、意识丧失,所以必须对减压速度进行监视和控制。

高压氧舱内的环境参数监护有压力、温度、湿度、碳酸气及氧气的监护。对这些环境参数的监护也与生理参数监护一样,是很重要的。

9-4 恢复室中的病人监护

在手术后或全身麻醉以后把病人从手术室转移到恢复室,在这里详细观察患者的全身状态。在发生异常或紧急状态时立即进行适当治疗,直到血压、心率、呼吸等参数趋于稳定为止。

观察病人的时间最短为30分,长则几小时,两小时左右的情况较多。一般超过两小时就转移到ICU去。它主要监护循环及呼吸系统的稳定性、神志是否清楚;目的是早期发现及预防手术后的并发症,减少死亡率。所以在病房的布置上,入口处靠近手术室,而出口处接近ICU病房。

监护病房中每张床边放一台监护仪,连续监护病人的生理数据,主要是最高血压、最低血压、心率、呼吸数、体温及ECG。同时中央集中监护站也可全面进行监护,可连续测定要记录的数据。对冠心病病人还必须配有除颤器和起搏器。当发生心动停止时一面发出报警,一面自动给心脏以电刺激;当产生室颤时就给予除颤。

对血液容积过少的状态,因容易发生休克,所以需连续监测血流及血液量。对呼吸方面的监护,除测量气流、气速、呼吸量及呼吸的形态外,对 PO_2 、 PCO_2 及 pH 的监护也是很重要的。还要监护电解质中的 K、Na、Ca、Mg 和 Cl 及用气体色谱分析仪分析麻醉剂的浓度。目前正发展超

小型无线电发射机,把它佩戴在病人身上就能实现生理参数的较远距离的传送。

9-5 分娩室中孕妇的监护

分娩室的监护对象是母体、胎儿以及分娩进行的状况。由于胎儿在母体内,所以很难直接取得信息。具体是从阵痛图中了解娩出力的变化及进行状况。从心音图及心音扩大听取、ECG、心搏数曲线来得知胎儿有无危险。这里中心问题是胎儿 ECG 的求取,从中预测胎儿状况。在分娩监护室里还希望有子宫开口度测试仪、儿头下降度测试装置、破水检查装置及羊水混浊度装置。

胎儿心音和成人一样由 I 和 II 音组成,主要频谱成分在 40~100 Hz 范围,中心频率为 70 Hz。由于胎儿心音远比成人弱,因此检测时特别应注意各种干扰源:主要有环境噪声、接触噪声、体内噪声(肠杂音、呼吸音、脐带杂音)及子宫收缩等。除了找适当位置(胎儿心脏对应的背部最近的腹壁上)取出较大的胎音外,用 100 Hz 低通滤波器除去 200~500 Hz 的杂音,并可采用隔音室来减少外来噪声的干扰。设计小而轻巧的心音传感器、稳定性好的心音传感器、选用与皮肤接触面的材料以及找出腹壁上的固定方法。

胎儿 ECG 信号比成人的弱得多,约为 50 μ V。因此,胎儿 ECG 机的灵敏度为 50 μ V/2cm,最大为 50 mV/3 cm 左右,其噪声应小于 3 μ V_{P-P},这样才能容易地识别 10 μ V 的信号。频率特性为(0.5~1.5)Hz~100 Hz 的范围,这一频率范围可消除胎儿心电波的基线漂移。当要求以胎儿 ECG 作诊断时,时间常数应取得大些。考虑到基线漂移的因素,一般时间常数取 1.6 s,即 0.1 Hz。

常规下,成人的心率都取自 ECG,但由于胎儿 ECG 很弱,并伴有母体 ECG,所以分娩监护中,破水前采用能量稍大的心音;而破水后则利用经阴道导出胎儿的 R 波来求取胎儿心率。

使用阵痛计的目的是要从周期性的子宫收缩给予胎儿直接压力的影响,找出娩出力强度以及收缩周期、收缩强度与分娩过程之间的某种程度的关系,了解分娩的进行状况。子宫收缩的测量方法有:

1. 测量子宫内羊水静压;
2. 记录子宫壁上的机械张力;
3. 记录子宫壁的活动电位;
4. 子宫收缩的外测法。

前三种测量方法易于理解,子宫收缩外测法是测量子宫收缩时腹壁状态变化所引起的位移,或测量孕妇的腹壁硬度。外测法可减轻孕妇的负担,测量起来也容易。

9-6 新生儿的监护

早产儿及新生儿个体小,易感染,易受环境影响,而且活动频繁、生理参数变化迅速。由于连

锁反应,一个障碍就会导致严重的后果。因此,对各种障碍应及早发现,不失时机地进行适当处理。新生儿监护内容为:

1. 心率、血压、呼吸数、体温等呼吸和循环机能的监护;
2. 控制病人周围环境;
3. 血液中的物理、化学变化。

新生儿的状况由床边监护仪监视。通常用放置在胸部的一对电极检出 ECG,用它来监护心率。心电也可用以检测 CO_2 的积聚或心肌缺氧状态、高钾血症等。这对电极也用作阻抗测量电极,检出新生儿在呼吸状态下的阻抗变化。有些情况下,用红外 CO_2 分析仪分析呼气中的碳酸气浓度,以此评价动脉血中的 CO_2 分压值。用测量血液中的氧饱和度及 P_{O_2} 识别大血管中、心脏内的异常血液分流和换气障碍、弥散障碍、换气血流分布比障碍等。

早产儿和新生儿的体温调节机构还未成熟,易受周围环境温度的影响。六个月以下的婴儿有体温下降的倾向,尤其是早产儿及新生儿,这种倾向更显著,而且体温下降急剧。如果不进行温度处理,会引起呼吸障碍、 CO_2 积聚等严重情况,所以温度监护是十分重要的。

早产儿及新生儿的病情变化急剧,故而必须要设置报警。

心率、体温、呼吸的报警限可由医生或护士来设定。通常呼吸数在 30 次/min 以下及 60 次/min 以上,在发生窒息、心率在 100 次/min 以下或 160 次/min 以上及无 ECG 时应发出报警;体温以 35°C 为报警界限。由于新生儿常常体动和哭叫,影响所得的 ECG 和呼吸波,往往会发生误报警,因此监护仪常设有报警延时,其延迟时间在 10~30 s 内可调。目前的新生儿监护仪还具有手动或自动记录的功能,一旦报警后,就能自动开启记录器,描记下 10 s 的 ECG 和呼吸波形。

通常 ECG 和呼吸波显示在 CRT 上,出现报警时,波形就自行冻结。以上这些功能大多数是通过微机来实现。

新生儿和早产儿有时需放入保育箱内,所以对箱内的温度和湿度及氧浓度都要进行监护。新生儿监护仪中的 P_{O_2} 测量,一般采用无创伤的经皮氧法,即通过经皮测量动脉血中的 P_{O_2} 值,或通过耳垂间接测出血氧饱和度。

9-7 危重病人的监护

过去医院的体制是按科分设病房,轻、重症病人也集中在一起,给治疗和护理带来不便,同时设备也不能得到充分利用。目前已根据病情轻重、治疗的必要性分类。将危重病人集中在一起进行管理,以便于加强监护和治疗,同时还配备必要而充分的设备和看护力量,这样的设施就是 ICU。

ICU 病房除配备空调、氧气、压缩空气和水龙头外,还应配备有血压、心电、呼吸和体温的床边监护仪、小型脑电图机、心脏复苏设备(起搏器和除颤器)、人工呼吸器及氧气瓶或氧气蓬等。

通常 ICU 测定的项目有:

血压: 直接法测量动静脉压; 无创伤的间接法测量动脉压, 包括收缩压、舒张压和平均压。

脉搏: 用手探查挠骨动脉, 测出脉搏数并判断脉搏性质, 如强、弱等。

呼吸: 测出每分钟的呼吸数, 测定呼吸压力及呼吸量, 以判断病人是否存在呼吸障碍。

体温: 每隔几小时测定一次, 了解病人是否存在炎症及病人的病情趋势。

ECG: 通常用 II 导联连续监视, 了解心肌功能状况, 如是否存在心律失常、严重血压下降、临死前预兆等。

EEG: 诊断意识不清病人的障碍所在, 了解病情有无好转。一般采用便携式单道记录。

血气分析: 测量动脉血的 pH、 P_{O_2} 和 P_{CO_2} 。了解人工呼吸的疗效。并据此控制吸入氧气的浓度和必要的换气量。以上需做抽血离体检查, 所以难于实时监护。因此在 ICU 中常采用呼吸气体的分析方法, 如: 采用红外 CO_2 分析器连续进行 CO_2 气体成分的测量; 用氧分析器连续测定吸氧疗法时吸入的氧浓度; 目前还采用经皮 P_{O_2} 和经皮 P_{CO_2} 的测量。

此外 ICU 室还需配备仪器测量血清电解质、糖、蛋白等参数, 以确定营养、补液、输血等方针。

ICU 主要由护士操作, 因此设计仪器应力求简化、操作方便。床边监护仪应有报警装置, 所监护参数的设定值由护士放置。报警应显目, 用数码管显示的生理参数清晰醒目; 用 CRT 显示所监护的心电、呼吸及血压等波形清晰并可冻结, 目前的监护仪还同时把数据和字符同时显示在 CRT 上。此外, 还具有显示趋势图的功能。通常 ICU 由中心控制台管理, 中心控制台除有报警、显示外, 还有一台记录器, 以便对报警病人的参数进行记录。

9-8 冠心病监护

一般心肌梗塞死亡的多数人是在冠心病发作后一星期死去的。在这段容易引起突然死亡的短时期内, 必须进行严密的监护和治疗。收容这种病人并进行强有力的诊断和治疗的场所就是冠心病监护病房, 所用的装置称 CCU (即冠心病监护装置)。冠心病病人需要安静的环境, 只要进行严格的监护, 一有变化就立即采取治疗措施, 这难关是可渡过的。

急性心肌梗塞症中约一半是由心律不齐发展到室颤而死亡的; 另一半是由于循环衰竭、血压下降、冠状动脉灌注减小到心肌功能下降这样一个恶性循环而死亡的。前者可用除颤器治疗。

心脏病致死原因是脉律不齐。用 CCU 监护心电, 每当发生异常时, 就应立即发出报警, 并用笔式记录仪描记下报警前 10~15 s 的心电波形。监护仪有时还包括对血压、呼吸及体温的波形显示和报警。

监护仪中的传感器比临床上诊断检测用的传感器的要求还要高些, 主要是它必须能长期稳定地工作, 而又不会给病人带来任何副作用。监护仪对各种生理量的检测原理上与前几章所述的相同, 只是由于监护仪要适应长期的工作, 个别指标必须做些改动。例如, 对心电监护, 为了防止呼吸、体动、导电膏干燥所引起的基线漂移, 要把放大器的频响低频定在 0.1 Hz。关于信号运算和分析判断部分, 最简单的处理方法是采用上、下限超差报警。有时候还需进行计算才能得到

被监护值,这首先就需要根据临床的经验建立合适的数学模型,并在此基础上确定一套临床的诊断标准,所建立起的模型通过临床实践验证和修改,以求最大程度地适应临床的要求。所以,只要具备有传感器、生理参数测量及计算机和信号及图象处理的知识,就能设计出合乎临床需要的监护仪。

下面介绍几种临床常用的监护仪。

9-9 ICU/CCU 监护装置

在 ICU/CCU 中,医生和护士是从监护仪的显示参数以及通过观察病人而得到患者的临床信息。但由于医院间或医生间对监护病人参数的看法也不一致,所以采用监护形式也不尽相同,但在所有情况下对 ECG 监护的要求则是一致的。

随着科学技术的发展、医学的进步,监护装置已经商品化,近来还得到迅速的发展。目前产品不断翻新,功能愈来愈扩充和完善。由于可靠性和准确性的提高,监护装置已广泛成为护理病人的必要工具。由于它能给病人提供更好的服务和更及时的反应,对异常的生理活动即时发出报警,使医生和护士能在病人器质未出现永久损坏之前及时采取应急措施,拯救了成千上万人的生命。这预示着它有非常广阔的发展前景。

监护仪的发展已经历了四代。图 9-1 所示为最早的 CCU 装置,它把所有病人的 ECG 信号送到中央控制台,在那里装有单独的心率计和多通道 CRT; 第二代特点是把带有心率计的显示器放在床边,心电图记录器则放在中央控制台; 第三代装置的特点是把心率计和显示器放在床边,中央控制台则由多通道 CRT、磁带存储器和心电图记录器所组成; 第四代是返回到原始的一种混合形式,它除采用床边监护仪外,不再采用复杂的中央控制台的心率和 ECG 的显示,而是采用以微机为基础为中央控制台,同时加强床边的监护功能,各床的生理信号通过床边监护仪送到中央控制台的计算机,计算机能自动或手动选择病人的参数,记录在纸上或打印成文件输出,床边监护仪还可通过中央控制台与各床联系,便于医生从床边监护仪上也能观察其他床位上的病人

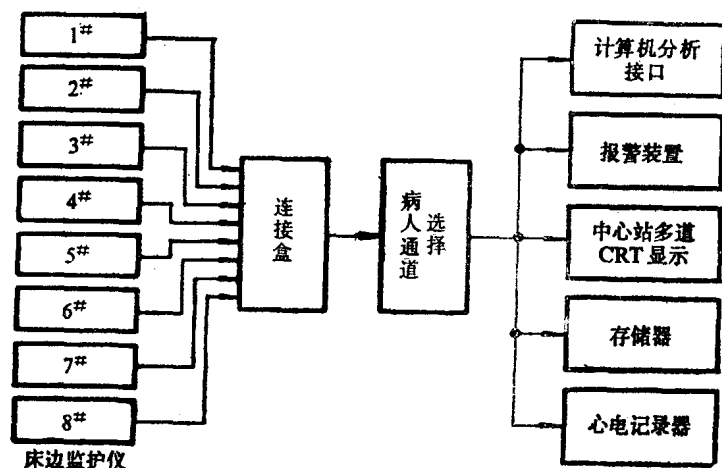


图 9-1 CCU 系统框图

的情况。

中央控制台一般管理 4~8 人,这样设计是出于把由于一台计算机故障而失去全部控制能力的可能性减到最低限度的考虑。

在病房设计上,ICU/CCU 病房一般采用 U 形设计,它环绕中央控制台有 6~8 个带玻璃窗的而彼此又相互隔音的小室或房间。仪器和摄像机应放在不显眼地方。病房内要留有一定空间,便于安放氧气瓶、其他监护仪或心脏复苏设备,供医务人员进行操作和处理。图 9-2 所示为 ICU/CCU 集中监护系统框图。

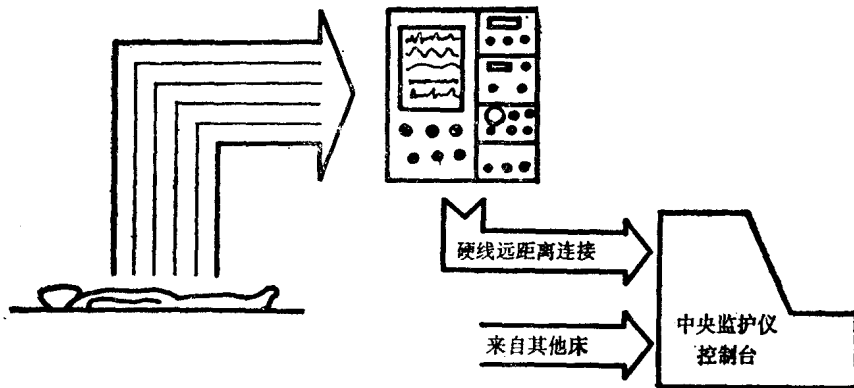


图 9-2 ICU/CCU 集中监护系统框图

虽然监护系统的结构和监护的参数会有所不同,但许多基本部件是一样的,例如对 CCU 而言,通常包括下述单元:

1. 表面电极: 检出病人的 ECG;
 2. 用以放大电信号的线性放大器或隔离放大器;
 3. CRT: 直接观察 ECG 波形,床边监护仪用清晰而较小的 CRT 显示病人的 ECG,中央控制台则用大屏幕显示几个病人的 ECG 波形;
 4. 心率计: 用来连续显示每分钟心搏的平均数,许多监护仪每 5~8 次心搏后更新一次显示,以避免显示数值频繁变更,大多数装置中用嘟嘟声或闪光来表示心搏的存在;
 5. 由心率计驱动的报警系统: 每当心率低于或超过某些预定范围时,用声或光发出报警。
- 除上述基本部件外,有些 CCU 中还包含下述部件:

1. 直接用作永久记录的 ECG 图形记录器;
2. 存储循环磁带: 记录或回放报警前 15~60 s 的心电图;数字存储器: 存储报警前 10 s 的心电图;
3. 检测早期心室收缩或 QRS 波加宽的硬、软件: 用来激发报警,提供心脏严重问题的预示;
4. 电极脱落报警电路: 对电极松动、导电膏干燥及电极脱落等发出报警,把仪器故障和临床危象有效地区别开来;
5. 有些监护仪中还带有起搏脉冲抑制电路,避免心率计的重复计数。

CCU 系统中所用的床边监护仪,基本上都是在心电示波器上增加心率及心率上下限报警、声(光)指示器所组成。有些床边监护仪还带有热笔记录器,还有把除颤器和起搏器也组合成心脏复苏器,作为应急抢救用或用于室性心动过速及室颤病人的监护。

病人与床边监护仪或中央控制台的联系方式有有线监护和遥测监护两种。目前大多数床边机采用有线方式,遥测方式适合于能走动的病人。

下面介绍在监护中使用而在第三章中没有提及的一些检测电路。

一、导联脱落检测电路

使用心电监护仪时,常出现电极因导电膏干燥而松动或脱落的情况。这将引入很大的 50Hz 干扰,使 ECG 波形很难观察;有时因过大的干扰使放大器饱和,在输出形成一平直的基线。前者可明确判断,而后者可能会误认为是心脏收缩不全、停搏或应急复苏过程不当。所以必须用适当的检测电路将其区分出来。

图 9-3 所示为一种检测电极阻抗及电极脱落的原理框图。因人体易受兴奋组织的感觉阈值将随频率升高而增大,对 50 kHz 以上的高频信号源,流经人体上 100 mA 电流时也不会引起电

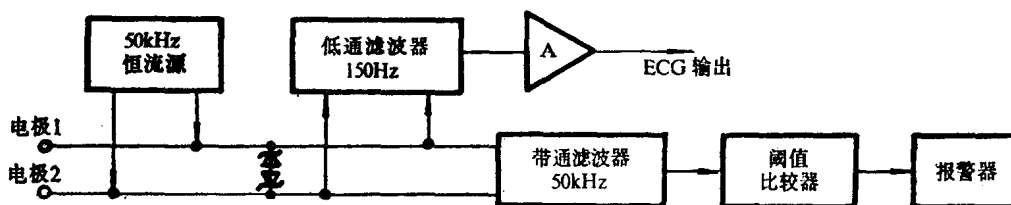


图 9-3 检测电极阻抗及电极脱落系统原理框图

击的危险。所以,当电极与皮肤接触良好时,因电极-皮肤接触电阻小,50 kHz 恒流源电流在放大器输入端所建立的压降也低;但当导电膏干燥或脱落时,因接触电阻增大致使 50 kHz 恒流源电流在两电极间所产生的电压升高。50 kHz 的带通滤波器分离出 50 kHz 信号,加到阈值比较器,当信号大于某一设定值时,就接通报警器。导联脱落时,电极间阻抗变为无限大,此时导联线上两端 50 kHz 电压很高,为保护输入放大器,接入互为反接的齐纳二极管或正、反并联的二极管。心电信号则由 150 Hz 的低通滤波器输出。

图 9-4 所示为又一种导联电极脱落检测电路。场效应管对 T_1 、 T_2 的输入分别接有 $1000\text{ M}\Omega$ 的电阻,它们接到 -12 V 电源的分压器中点。正常情况下,这些电阻注入很小电流,由图可知约为 6 nA ,同源阻抗相比其值很小,所以没有任何影响。正常情况下,因 IC_1 输出直流电平小, IC_2 同相端电位为大于 $+1\text{ V}$,故 D_1 反偏,而 IC_2 输出为正, D_3 反偏;同样 IC_3 输出也为正, D_4 反偏,故 IC_4 输出为正,发光二极管不亮。当 RA 、 LA 电极脱落时,注入到 FET 的输入电流将使输入放大器在正常工作范围之外摆动,使 IC_1 输出电压分别为正和负,致使 D_2 或 D_1 导通,使 IC_2 输出变负, D_3 导通,使 IC_4 输出改变极性,从而使 LED 点亮。当 RL 脱落时,则 FET 输入共模电压为 -6 V ,电流减小,使 v_A 变负,致使比较器 IC_3 输出改变极性, D_4 导通,最终使 IC_4 输出为负,

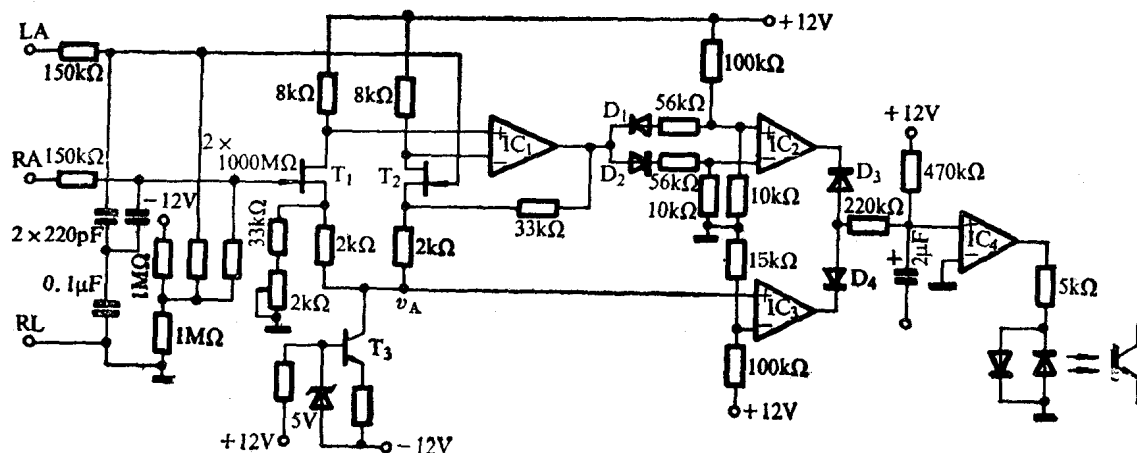


图 9-4 导联故障指示器原理电路

LED 点亮。发光指示也可以通过光耦合器在未隔离边指示,以降低浮置前置级的电流消耗。

二、起搏器脉冲抑制电路

对安装有起搏器的病人,进行心律监护时,会出现重复计数。为了避免两次重复检测,只检测实际 QRS 波,抑制由起搏器产生的起搏脉冲;除在放大器内设置抑制起搏脉冲滤波外,也可使用图 9-5 所示的起搏器脉冲抑制电路。其原理是在起搏脉冲到来时刻使电路断开 $15\sim 20\text{ms}$,并同时使电路的输出保持不变。由图可知 RC 微分电路首先对起搏脉冲信号微分,然后该信号分别与 A_1 、 A_2 的正、负设定值比较,使之成为单相负脉冲输出。再通过 $R_{10}C_2$ 微分,以负脉冲前沿触发

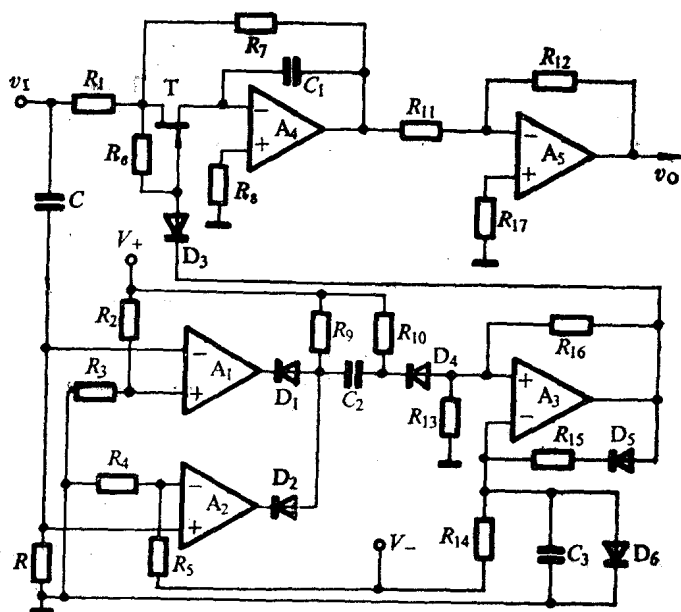


图 9-5 起搏器脉冲抑制的原理电路

单稳电路 A_3 ；其输出 15ms 的负脉冲使模拟开关 T 关断。这时 C_1 保持 A_4 输出电压不变，因此除起搏脉冲以外的心电信号，经 RC 微分都不能使 A_1 、 A_2 改变状态，所以在正常信号期间 T 都通导，它通过 A_4 、 A_5 放大器输出。这样就达到抑制起搏脉冲的目的，排除了误触发的可能性。

三、心率计

心率计是测量心律的装置，常以(次/min)来表示。多数用心电信号，也有从主动脉搏、指脉搏或心音信号来求取心率。

有两种类型的心率计。一种是平均心率计，它是在已知时间内计算脉搏数来决定平均心率；另一类是瞬时心率计，它是以每次搏动时间间隔的倒数来表示心率，如果每次心搏间隔内有微小的变化，用此法就可测出瞬时心率的变化。所有心率计的核心部件是产生比例于病人心率的直流电压的测量电路。该直流电压可用电表或数字电表来显示。当用微处理机时，则由软件编程来实现心率测量。如 CPU 每 2ms 对 R 波脉冲采样并计数，若在 R-R 间所得计数为 n ，则心率即可由下式求出。

$$HR = \frac{30000}{n} \text{ 次/min} \quad (9-1)$$

在编程中若以 16 进制表示，上式可写成

$$HR = \frac{7530H}{n} \quad (9-2)$$

以上得出为瞬时心率。由于瞬时心率经常变化，显示数值要经常跳动，所以常在 5~8 个 R~R 间期内求取心率，这样显示的心率值就比较稳定。

图 9-6 所示为积分模拟式心率计，它由四部分组成：R 波识别(包括微分器和电平检出器)、单稳多谐振荡器、积分器和读出装置(声、光、电表输出)。

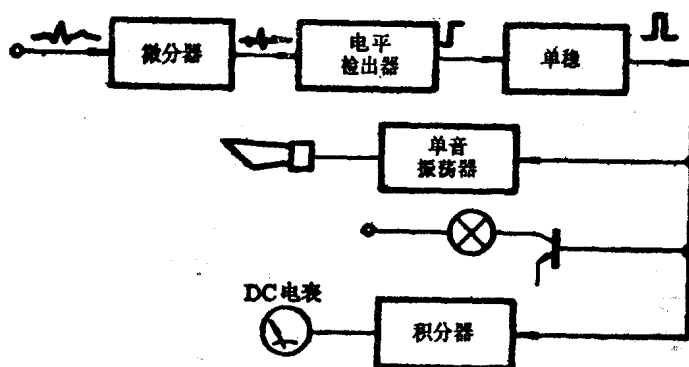


图 9-6 积分模拟式平均心率计方框图

一般 R 波高大，变化快，所以易于识别。有些病人 T 波高大，有时甚至超过 R 波，但 T 波上升时间总比 R 波长，为检出 R 波，在常规检出器之前先行微分(或经 10~50Hz 的带通滤波器)，以除去低频噪声和基线漂移。这样快变的 R 波比慢升、低频的 T 波和 P 波产生更大的输出电压，因而进一步突出了 R 波，降低了因高大 T 波所引起的双计数误差。