

进口心电图机 原理与调试



JINKOUXINDIANTUJI



YUANLIYUTIAOSHI



陈智文 主编

进口心电图机原理与调试

陈智文 主编

责任编辑：李遂平

*

湖南科学技术出版社出版发行

(长沙市展览馆路8号)

湖南省新华书店经销 湖南省新华印刷二厂印刷

*

1991年3月第1版第1次印刷

开本：787×1092毫米 1/16 印张：23 插页：6 字数：579,000

印数：1—2,000

ISBN 7—5357—0825—0

R·177 定价：9.20元

地科 66—039

目 录

第一章 心脏的电生理学	(1)
§ 1.1 心肌细胞的膜电位.....	(1)
§ 1.2 心脏的除极与复极.....	(3)
§ 1.3 心电图.....	(4)
§ 1.4 心电图的导联.....	(5)
第二章 心电图机	(7)
§ 2.1 对心电图机的一般要求.....	(7)
§ 2.2 心电图机的主要指标.....	(7)
§ 2.3 构成心电图机的基本框图.....	(8)
§ 2.4 心电图机的分类.....	(9)
第三章 心电图机常用信号放大电路	(11)
§ 3.1 低频小信号放大器.....	(11)
§ 3.2 直流放大器.....	(14)
3.2.1 直接耦合放大电路.....	(15)
3.2.2 差分放大器.....	(15)
3.2.3 调制式直流放大器.....	(22)
§ 3.3 功率放大器.....	(25)
§ 3.4 场效应管与场效应管放大器.....	(32)
3.4.1 结型场效应管.....	(32)
3.4.2 绝缘栅场效应管.....	(35)
3.4.3 场效应管的主要参数.....	(37)
3.4.4 场效应管放大器.....	(38)
§ 3.5 集成运算放大器.....	(40)
3.5.1 电路符号、分类和主要参数.....	(40)
3.5.2 运算放大器的应用原理.....	(42)
3.5.3 集成比例运算放大电路.....	(49)
第四章 心电图机常用信号处理电路	(55)
§ 4.1 无源滤波器.....	(55)
§ 4.2 有源滤波器.....	(60)
§ 4.3 积分器和微分器.....	(65)
§ 4.4 检测电路.....	(67)
4.4.1 峰值检波器.....	(67)
4.4.2 比较器.....	(68)

4.4.3 鉴相器	(73)
第五章 心电图机中的直流电源	(77)
§ 5.1 整流电路	(77)
5.1.1 半波整流电路	(77)
5.1.2 全波整流电路	(79)
5.1.3 桥式整流电路	(79)
5.1.4 倍压整流电路	(79)
§ 5.2 直流变换器	(81)
§ 5.3 线性直流稳压电路	(84)
5.3.1 串联型晶体管直流稳压电路工作原理	(84)
5.3.2 采用辅助电源的稳压电路	(86)
5.3.3 采用差分放大器的稳压电路	(86)
5.3.4 集成稳压电路	(87)
§ 5.4 开关式直流稳压电路	(90)
§ 5.5 可再充电电池	(93)
第六章 心电图机专用器件	(99)
§ 6.1 心电测量用体表电极	(99)
§ 6.2 动圈式记录器	(104)
§ 6.3 记录纸驱动马达	(108)
6.3.1 概述	(108)
6.3.2 交流同步驱动马达	(109)
6.3.3 直流驱动马达	(113)
§ 6.4 测速发电机	(119)
§ 6.5 液晶显示器	(123)
6.5.1 液晶显示的光学基础	(123)
6.5.2 液晶的物理性质	(125)
6.5.3 液晶显示板	(128)
6.5.4 显示驱动方式和电极接线	(130)
6.5.5 使用注意事项	(132)
§ 6.6 光敏元件与光电耦合器	(132)
第七章 集成化脉冲与数字电路	(140)
§ 7.1 集成电路的一般概念	(140)
§ 7.2 集成门电路	(140)
§ 7.3 集成电路触发器	(145)
§ 7.4 集成电路计数器	(149)
§ 7.5 集成电路在脉冲技术中的应用	(152)
§ 7.6 集成数字电路	(156)
第八章 微处理器和微型计算机	(169)
§ 8.1 概述	(169)
§ 8.2 标准微处理器结构	(169)
§ 8.3 接口技术	(176)

8.3.1 输入输出接口概述·····	(177)
8.3.2 CPU与外设间的数据传送方式·····	(179)
§ 8.4 中断技术·····	(185)
§ 8.5 微处理器的工作过程·····	(188)
第九章 XDH-3型心电图机 ·····	(191)
§ 9.1 技术指标和电路组成·····	(191)
§ 9.2 整机电路分析·····	(192)
9.2.1 输入电路·····	(192)
9.2.2 前置放大器·····	(194)
9.2.3 电压放大器·····	(196)
9.2.4 功率放大器·····	(198)
9.2.5 放大器频率特性的改善·····	(200)
9.2.6 记录纸驱动装置·····	(204)
9.2.7 电源电路·····	(206)
第十章 ECG-2101型心电图机 ·····	(207)
§ 10.1 概述·····	(207)
§ 10.2 技术指标·····	(207)
§ 10.3 电路组成和各部分的作用·····	(209)
§ 10.4 电路原理分析·····	(211)
10.4.1 心电信号输入电路·····	(211)
10.4.2 前置放大器·····	(212)
10.4.3 信号变换器·····	(223)
10.4.4 主放大器·····	(226)
10.4.5 记录纸传动装置·····	(231)
10.4.6 热笔温度控制·····	(233)
10.4.7 电源电路·····	(233)
第十一章 ECG-5151型心电图机 ·····	(237)
§ 11.1 概述·····	(237)
§ 11.2 主要技术指标·····	(237)
§ 11.3 电路组成及简要工作原理·····	(239)
§ 11.4 电路工作原理分析·····	(242)
11.4.1 AC-512D放大单元·····	(242)
11.4.2 WT-511D记录单元·····	(249)
11.4.3 记录单元附属电路·····	(256)
11.4.4 供电单元电路·····	(260)
第十二章 ECG-6151型心电图机 ·····	(266)
§ 12.1 概述·····	(266)
§ 12.2 主要技术指标·····	(266)
§ 12.3 电路组成及简要工作过程·····	(267)
§ 12.4 电路工作原理分析·····	(271)
12.4.1 浮地前置放大电路·····	(271)
12.4.2 键控与显示电路·····	(278)

12.4.3 控制电路	(282)
12.4.4 主放大器电路	(293)
12.4.5 电源系统	(294)
第十三章 ECG-6511型心电图机	(297)
§ 13.1 概述	(297)
§ 13.2 主要技术指标	(297)
§ 13.3 电路组成及简要工作原理	(298)
§ 13.4 电路工作原理分析	(302)
13.4.1 前置放大器板	(302)
13.4.2 键控电路板	(305)
13.4.3 电源电路	(312)
第十四章 心电图机的使用	(316)
§ 14.1 心电图机的安装	(316)
§ 14.2 心电图机操作注意事项	(317)
§ 14.3 心电图机的常规检查方法	(318)
§ 14.4 机外原因产生的异常波形及处理方法	(320)
第十五章 心电图机的调试	(325)
§ 15.1 调试所需仪表	(325)
§ 15.2 XDH-3型心电图机的调试	(325)
§ 15.3 ECG-2101型心电图机的调试	(327)
§ 15.4 ECG-5151型心电图机的调试	(329)
§ 15.5 ECG-6511型心电图机的调试	(331)
§ 15.6 ECG-6151型心电图机的调试	(332)
附录1 本书所介绍各型心电图机面板结构	(336)
附录2 单道和多道心电图机(中华人民共和国卫生部部颁标准)	(341)
附录3 国外集成电路生产厂与命名方法	(352)
附录4 心电图机电原理图	(362)

第一章 心脏的电生理学

本章论述现代临床实践中心电图记录的生物电信息的起源。对于工程技术人员来说,如果能够从物理学的角度,清楚地认识心电产生的电磁场性质,将可能有助于一些问题的解决。

§ 1.1 心肌细胞的膜电位

1. 膜电位的离子理论

细胞膜内外的离子浓度不同,安静状态与兴奋状态细胞膜对不同离子的通透性亦不同。安静状态时,膜内阳离子主要为钾,而钠很少,阴离子主要是磷酸根、硫酸根及蛋白等有机阴。离子。膜外组织液中阳离子主要为钠,而钾很少,阴离子主要是氯。钾、钠、氯在细胞膜内外的浓度完全相反。

细胞膜对各种离子的通透性是不同的。在安静状态时,钾离子的通透性较高,氯次之,钠极小,有机阴离子几乎为零。因此在安静状态下钾的通透性较大,可以从高浓度的膜内向低浓度的膜外扩散,而膜内的有机阴离子不能透过,从而使膜外产生了较多的阳离子钾,使膜外荷正电,膜内留下有机阴离子而荷负电,形成了膜内外的电位差。

细胞被刺激时,细胞膜对离子的通透性发生改变,首先是钾离子的通透性降低,而钠离子的通透性骤增,因此钠离子由高浓度的膜外向低浓度的膜内扩散,膜内出现了钠离子增多,使膜内荷正电,膜外留下了氯离子而荷负电,产生了动作电流。以后细胞膜对钾离子的通透性又增加,钾由高浓度的膜内向低浓度的膜外扩散,膜外的电位复又增高,最后膜内的钠离子排出,钾离子再回到膜内恢复至原来的安静状态。图1—1是心肌细胞受刺激时,细胞膜对不同离子的通透性变化而导致的动作电流波形。

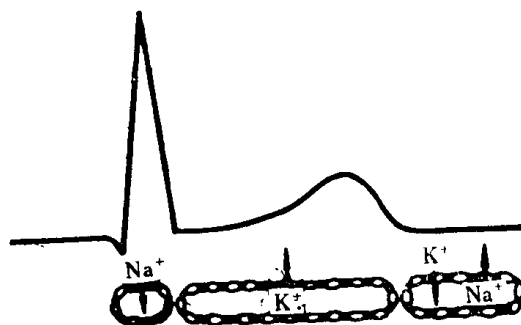


图1—1 动作电流波形

2. 肌细胞的静息电位与动作电位

肌细胞在静息状态下,细胞膜外面各部位的电位都是相等的,即细胞膜外面各部位间不产生电位差,但此时细胞膜内面和外面的电位并不相等。如将电位计的一个毛细微型电极插入细胞膜内,另一极置于膜外,则电位计指针便发生偏转,说明细胞膜的内外存在着电位差,膜内为负电位,膜外为正电位。这种细胞在静息状态下,膜内外之间的电位差即称为膜的静息电位。现在已测得正常心肌细胞内的静息电位为 -90 毫伏左右。

刺激肌细胞使其兴奋,膜内外的电位便会突然发生转变。膜内电位由负电位转变为正电位,而膜外则由正电位转变为负电位。这一现象称为膜电位逆转,这种膜电位变化称为动作电位。因刺激使肌肉纤维或细胞兴奋,膜内电位由 -90 毫伏转变为 $+20$ 毫伏,即膜内电位变

化了110毫伏。动作电位大约在110~120毫伏之间，故动作电位的数值超过静息电位。图1—2为心室肌细胞的动作电位曲线，图中膜的静息电位为-90毫伏，曲线的“0”段为除极化电位改变期，“1”段为复极化开始的急速期，“2”段为复极化的高原期，“3”为复极化后期，即膜内电位逐渐恢复至静息电位的时期，“4”为静息电位期，这时膜内电位又恢复至-90毫伏。

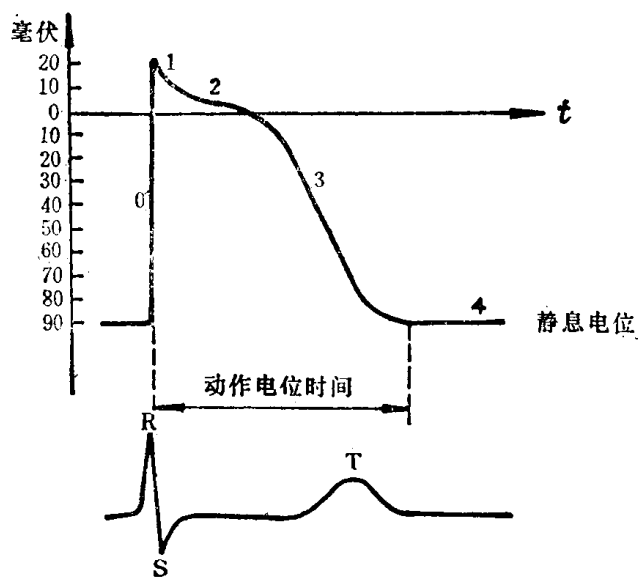


图1—2 心室肌细胞的动作电位曲线图
0:除极化 1,2,3:复极化 4:舒张期(静息电位)

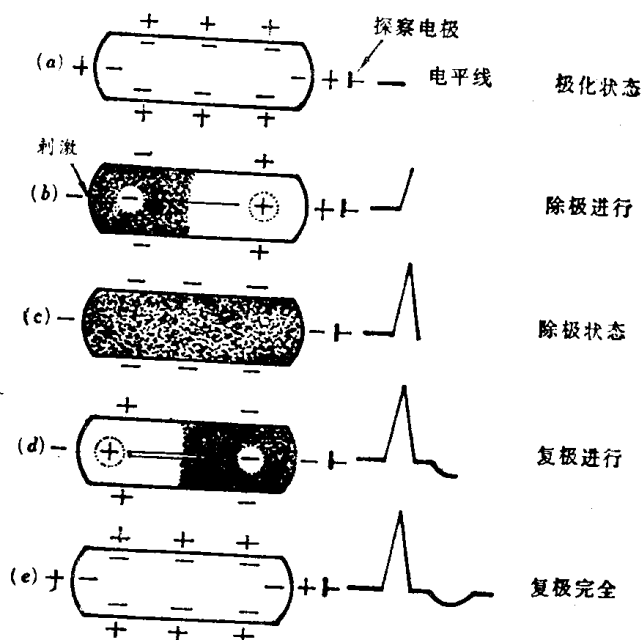


图1—3 肌细胞的除极与复极

3. 肌细胞的除极与复极

根据以上所述，肌细胞在安静的状态下，细胞膜内荷负电，即细膜膜外的电位高于细胞膜内。即在安静状态下，肌细胞能保持其膜内外的这种暂时的稳定状态而不产生电流，此种状态称为极化状态。此时自肌细胞外的两端连导线至一电流计，则指针不动，而描出为一电平线如图1—3(a)。处在安静状态肌细胞的某一部位受到刺激后，则该部位的细胞膜内外的电平衡即被破坏，膜外的高电位势必流向膜内的低电位处，这样被刺激的部位，较其前面未被破坏之处的电位势必为低，因此两端就产生了电位差，也就产生了动作电流(细胞的生物电流)。在正电位的电极处即可描出一向上的划线，此种现象称为除极的进行，如图1—3(b)。在除极进行时，前面为正电位，后面为负电位，对着正电位电极描出的是一个向上波。当刺激传至整个肌细胞，肌膜外均变成负电位，此时因两端电位均为“-”，两极保持暂时的平衡而无电位差，即曲线下降至电平线后，描出的又为一电平线，此种现象称为除极状态，如图1—3(c)。此后，从受刺激端开始，又逐渐恢复其原来的状态，膜外仍为正电位，膜内仍为负电位。恢复端较未恢复端膜外的电位为高，因此又产生了电位差，而在负电位处描出为一向下的曲线，此种改变逐渐向前进行，称为复极化进行，如图1—3(d)。因此复极进行时，前面为负电位，后面为正电位，对着负电位的电极描出一个向下波。复极化进行较除极为缓，因而描出的曲线较圆钝。以后恢复至原来的状态，两端的电位又均为正，而无电位差，复极曲线亦回至电平线，此种现象称为复极完全，如图1—3(e)。

同样，如果探测极放在被刺激端，则描出的曲线必然与之相反，即除极波向下，复极波

向上，如图1—4。如探索极放在肌肉的中段，则描出的曲线必然是除极波的前段向上，后段向下。复极波的前段向下，后段向上，形成双相（或双向）的波形。如图1—5。

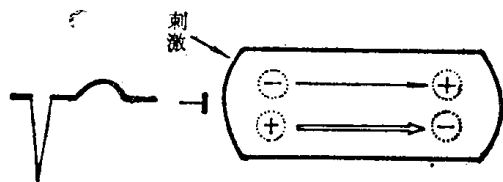


图1—4 探索极在被刺激端形成的波形

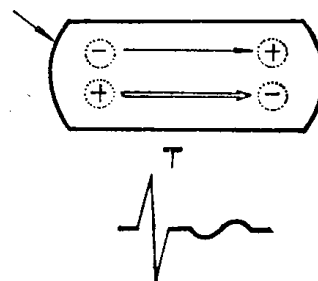


图1—5 探索极在肌肉的中间形成的双相波

§ 1.2 心脏的除极与复极

1. 心脏除极与复极的波形

心脏为一在心基部开口的器官，和单个细胞不同，有构造复杂的心房和心室。心室是一个不规则的U型器官，开口处在心基底部和房室瓣相对峙。因为有一个缺口，所以不象一个规则的细胞或肌束组织。当心脏激动时，电流的传导也不是由中心四向扩散，使强度互相抵消在周围组织中，引不起电压的差别，而是在心室中就已引起甚为复杂和悬殊的电压差别，构成了心电图特有波形。

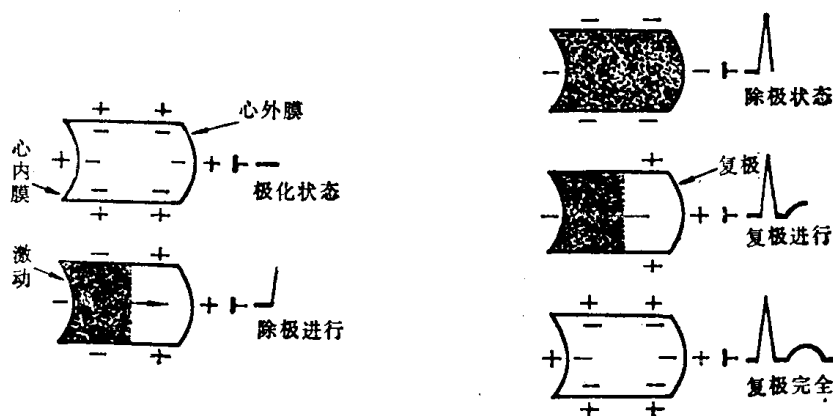


图1—6 心脏的除极与复极

根据肌细胞除极与复极变化的理论，用一电极直接放在心内膜上，另一电极放在心外膜上，当心脏激动时(除极)，激动由心内膜传至心外膜，即正电荷自内膜向外膜移动，因为心外膜面正对着除极的方向，所以在外膜面的电极下，描出一个向上的波（QRS综合波）。

心脏的复极和除极进行的方向是不一致的。心脏的除极是自心内膜传向心外膜，而复极则是自心外膜向心内膜进行。因此，QRS综合波的主波向上，T波亦向上，两者是一致的，见图1—6。

2. 除极与复极的理论

对复极自心外膜开始的解释有许多学说。如：压力说，认为心肌收缩时，内膜面压力高于外膜面，因此压力低的外膜面首先复极。但用吸引抽空电极作蛙的心脏试验，其结果相反。温度说，认为心肌收缩产生热量，较血液高 1.5°C ，心腔内由于血液的流动使温度容易散失，

而心外膜面因有脂肪组织包裹，妨碍了热度的放散，所以外膜面温度高于内膜面。复极进行先从温度较高的外膜面开始向内膜面进行，所以探测极在外膜面描出一个向上的 T 波，目前多认为这种解释方法较为恰当。

由于心脏有左右两个心室，因此在心室肌肉的自内膜向外膜除极与自外膜向内膜的复极过程中，左右心室互有影响。例如：左心室除极时，左心室外膜面探测极直接反映为左心室除极时的电压变化，但同时受右心室除极的影响而使波幅减低。反之右心室除极时，也必然受到左心室的除极影响。

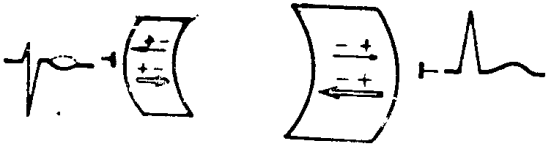


图1—7 左右心室外膜面的除极与复极波形

正常左心室肌肉厚度约为右心室的2.5—3倍，间隔厚度几乎和左心室壁相等，虽左右心室同时开始除极，但左心室除极的结束晚于右心室，因此右心室外膜面表现为一个小的向上波（反映右心室壁的除极波）与一个深的向下波（反映为左心室的除极波，在右心室外膜面的探测极下呈一向下波）。左心室外膜面下为一大向上波。见图1—7。

§ 1.3 心 电 图

心脏活动的主要表现之一是产生电激动，这种电激动出现在心脏机械性收缩之前，由心脏活动程序而产生闭合电路动作电流在胸部容积导体内流动。在身体表面可以测量其电位变化，按照心脏激动的时间顺序，将这种电流变化描记成的一条连续曲线，称之为心电图。

关于心电测定的问题，心脏可以看成是一个等效心电信号发生器。在心室电活动程序的每一个瞬间，心脏的电活动性，可用净等效电流偶极子来表示；它位于被称为心脏“电中心”的一个点上。该中心假定在解剖学的心脏边界之内。

当然，在两个心室的若干部位，可以同时兴奋。在这种情况下，任何瞬间内，每一个部位的电活动，都可以用一个电流偶极子来表示；而从全部电活动范围内净偶极子的分布来决定电中心。胸部介质（认为是不包含电源和电穴的纯无源介质）可以被认为这个等效心电信号发生器的电阻负荷。不但体表两点间（如图1—8A点与B点之间）测量出的电位降，或者是在单一体表点与一个指定的参比点之间测量出的电位降，会随着与信号源距离的增加而减小，而且电场也是随着与信号源距离的增加而减弱。这个一般容积导体问题，可以用图1—8中的图解形式予以说明。图中，E为等效心电源，点A和点B是躯干上任意两个观察点。 R_{AB} 是A、B两点之间的电阻。 R_{T1} 、 R_{T2} 是集总的胸介质电阻。双极心电图标量导联电压是 $\phi_A - \phi_B$ ，这两个电压是根据一个无关参比电位测量而得。

标量导联可以得到单一体表电位差对时间的关系曲线。一个典型的标量心电图如图1—9

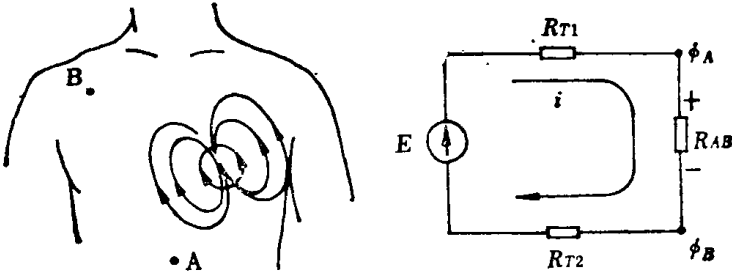


图1—8 心电测定模型

所示。对该波形应该特别引起注意的是P、Q、R、S和T波，及每个波的持续期和各波之间的间期，如P—R间期、S—T间期和Q—T间期。

目前临床心电图为体表心电图，其它尚有心内心电图等。

§ 1.4 心电图的导联

心脏产生的电位在整个身体表面上都有。将二电极置于人体表面上任何不同部位，只要两个电极是放在心脏电场的不同等位线上，都可以获得这种心电信号波。由于心脏电场与空间位置有关，所以不同位置的一对电极，一般会测到不同的心电信号。因此，临床测定心电图，要有一些标准位置，使临床便于进行比较，这是非常重要的。引导心脏电流至心电图机的电极联接方式称为心电图的导联。

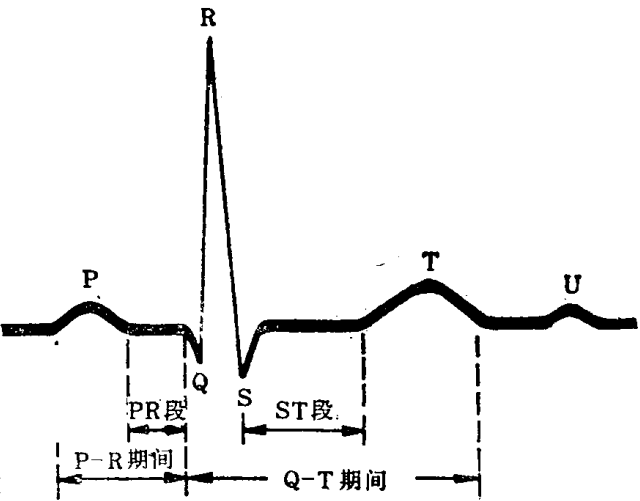


图1—9 一个典型的标量心电图波形

导联按其反映心脏电学活动的立体或空间向量有多种。反映为额平面（前面）上向量变化的导联，有肢导联；反映为水平面（横面）上向量变化的导联，有胸导联；反映为矢状面（侧面）上向量变化的导联有食道导联等。在临床心电诊断中最常用的导联为肢导联及胸导联。

1. 双极肢导联(标准导联)

三个基本的标准肢导联组成前额面心电图。因其连接在肢体的两极均有电位的改变，故又称之为双极肢导联，所得心电图标记了两极间的电位差。这三个基本导联是由放在右臂R、左臂L和左腿F上的三个电极中取二个电极的不同连接而形成的。它们是：导联I，由L到R；导联II，由F到R；导联III，由F到L。其连接方法如图1—10所示。

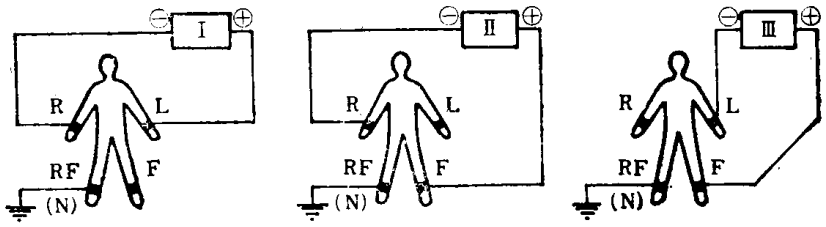


图1—10 三个标准导联的连接方法

连接左臂、右臂及左腿，能够近似组成一个等边三角形，如图1—11所示，称作爱氏三角形。心脏激动的开始在三角形的中心点，心脏向量在三角形的三个边的分量分别为 E_1 （对应导联I）， E_2 （对应导联II）， E_3 （对应导联III）。即

$$\begin{aligned} E_1 &= V_L - V_R \quad (\text{左、右臂的电位差}) \\ E_2 &= V_F - V_R \quad (\text{左腿、右臂的电位差}) \\ E_3 &= V_F - V_L \quad (\text{左腿、左臂的电位差}) \end{aligned}$$

并有以下关系

$$\begin{aligned} E_1 + E_3 &= (V_L - V_R) + (V_F - V_L) \\ &= V_F - V_R = E_2 \end{aligned}$$

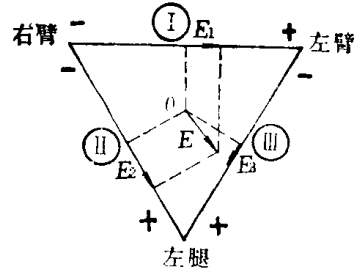


图1—11 双极导联的矢量图

以上公式说明了三个导联向量之间的相互关系。

2. 单极肢导联与加压单极肢导联

单极导联是在两个电极中,只使一个电极显示电位,而另一电极的电位则使之几乎为零,这样描得的心电图,表现为有效电极下的电活动,因而较能反映心脏局部电活动情况。

单极肢导联是将右臂R、左臂L以及左腿F各通过一个 $5\sim 300\text{k}\Omega$ 的电阻连接到一个公共点上。这个点称之为威尔逊 (Wilson) 中心电端, 它的电位是各个电极上的电位的平均值, 基本为零电位。左臂(L)对中心电端之间的电压称 V_L , 右臂(R)对中心电端之间的电压称 V_R , 左腿(F)对中心电端的电压称 V_F 。单极导联描出的心电图, 较能反映不同部位的心肌情况。但由于各导联都被一个电阻($5\text{k}\Omega\sim 300\text{k}\Omega$)分流, 故此种波形振幅较小, 不便观察。把被测肢体和中心电端之间的连线去掉, 可以把这些导联改进成加压导联。这并不影响导联向量的方向, 但却能使信号幅度较原来增高50%。

三个加压单极肢导联分别称作为 aV_L , aV_R 和 aV_F , 如图1—12所示。

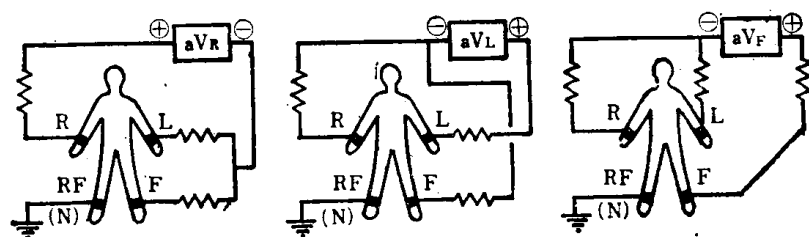


图1—12 三个加压单极肢导联的电极接法

3. 单极胸导联

胸导联又称心前导联, 把一个电极放在胸壁上不同的规定位置上, 如图1—13所示。这个电极与威尔逊 (Wilson) 中心电端之间的电压是这个特定胸导联的心电图。所以, 单极胸导

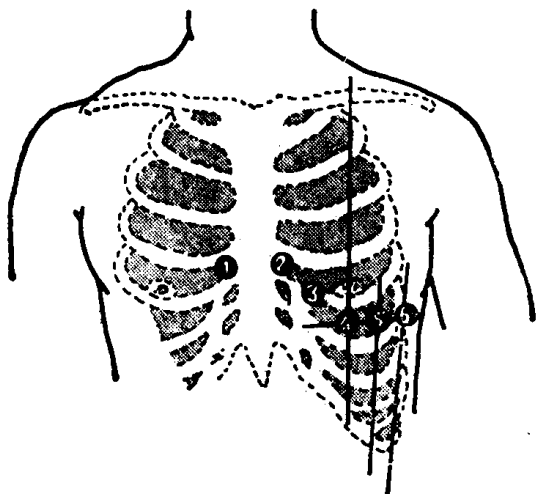


图1—13 胸导联探查电极的位置

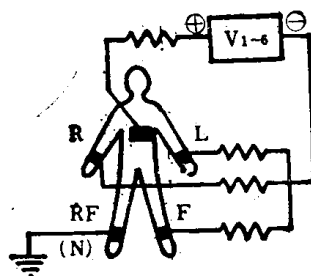


图1—14 胸导联的电极接法

联可有 V_1 、 V_2 、 V_3 、 V_4 、 V_5 、 V_6 等六个导联。单极胸导联较能反映心前区相应心脏各个部位的电压变化。在常规检查中, 一般只需描记 V_1 、 V_3 和 V_6 三个导联的心电图, 就能够较全面地反映心前区各部位的情况。但对心肌梗塞病人则应描记全部胸导联。进行胸导联记录时电极与人体连接方法如图1—14所示。

心电图的导联还有若干种, 因为与本文关系不甚密切, 故不一一详述。

第二章 心电图机

心电图机作为一种生物电位放大器，其基本作用是把微弱的心电信号进行电压放大和功率放大，并进而被处理、记录或显示。因此它应具备一般生物电位放大器必须满足的基本要求。

§2.1 对心电图机的一般要求

首先，它必须具有高的输入阻抗，这样它对被测信号才会呈现最小的负载。心电图电极电位受电负载的影响，负载过大时，会引起信号的失真。使心电图机的输入阻抗尽可能大，负载的影响就可以达到最小，因此就减小了因负载影响所造成的心电信号的失真，现代心电图机的输入阻抗至少是 $5M\Omega$ ，并且最好是大于 $20M\Omega$ 。

心电图机还必须对人体设置保护装置。这不仅仅因为在心电图机输入端所产生的电流可能使病人受到电击，从而造成严重的后果，更因任何出现在心电图机输入端的电流或电压都将影响被测生物电位，以致记录的心电图完全失去诊断价值。为了防止这些问题的发生，心电图机输入端必须有隔离电路和保护电路，以通过电极电路的电流保持在安全电平上，并使这种电流所产生的任何干扰减到最小。

作为心电图机的输出电路，它除应具有较大的输入阻抗之外，其输出阻抗还必须比负载阻抗低，而且放大器必须能够提供负载所需要的功率。这是因为输出电路的主要作用是保持输出信号的最大保真度和最大的幅度变化范围，以驱动放大器的负载（显示装置或记录装置）。

心电图机的放大器必须工作在心电信号的频段内。因为心电信号很微弱，所以限制放大器的带宽，使它刚刚足够处理这些信号，将使放大器得到最佳信噪比。

为了把微弱的心电信号（通常为1毫伏左右）放大到适合于记录装置和显示装置的电平，心电图机必须具有高的增益。

心电信号一般都是用双极性的两个电极得到的。这两个电极在电学上对地为对称放置。因此这种电极对地具有远大于心电信号幅度的共模电压，而且因为两电极对地的对称性可能改变，使共模电压转变成为差模输入造成干扰，所以为了把共模电压的干扰减到最小，心电图机的放大器必须有高的共模抑制比。

最后还应注意的一个问题是心电图机的增益定量问题。在记录心电图时，医生不仅需要知道这些信号的波形，而且还需要知道它们的幅度。为此，心电图机的增益必须能够快速校准。所以，心电图机应具有增益自效的定标电路，以便使用过程中随时进行增益校准。

§2.2 心电图机的主要指标

(1) 输入阻抗和电流 心电图机输入阻抗即为前置放大器的输入阻抗。现代心电图机要

求大于 $5\text{M}\Omega$ ，最好是大于 $20\text{M}\Omega$ 。仪器不能使流过病人的电流大于 $10\mu\text{A}$ 。

(2) 灵敏度 灵敏度是反映整机增益和信噪比的一项综合性指标，通常是指满足一定的信噪比情况下输入1毫伏标准电压时记录器所描记的波形幅度为多少毫米。其单位是：毫米/毫伏。国产心电图机通常大于 15mm/mV 。进口心电图机通常大于 20mm/mV 。早期心电图机则大都采用连续可调的增益调整方式。

(3) 线性 国内心电图机一般要求描笔偏转 $\pm 20\text{mm}$ ，内线性应在10%以内。而美国心脏学会提出的标准是：当图上信号幅度峰到峰值在 $5\sim 50\text{mm}$ 之间时，偏离线性应小于峰到峰输出幅度的5%。当图上信号峰到峰输出幅度小于 5mm 时，偏离线性不大于 0.25mm 。这个要求适用于由 0.05 到 100Hz 的频率成分组成的信号。

(4) 时间常数 国内定义心电图机的时间常数为：从输入端给定 1mV 直流信号的瞬时起，到描笔相应偏转幅度从 10mm 下降到 3.7mm 所需的时间称为心电图机的时间常数。一般要求大于1.5秒。国外则多以低频特性来反映这一指标。如日本光电公司产品ECG—5151心电图机技术条件规定为：对 0.05Hz 的低频信号，时间常数为3.2秒。

(5) 共模抑制比CMRR 一般定义为：对差模输入信号放大倍数 k_d 与对共模输入信号放大倍数 k_c 之比，且用分贝(dB)表示，则

$$\text{CMRR} = 20 \lg \frac{k_d}{k_c}$$

CMRR是衡量心电图机抗干扰能力的一个重要指标。其值越大越好，一般要求大于70分贝(dB)。而美国心脏学会则规定：在导联选择开关的每一位置上，当记录增益放在 10mm/mV 和所有输入导线都接在一起时，一个 60Hz ，有效值为 120V 的信号源一端接地而另一端通过一个 22PF 的串联电容加在这些导联的接点上，不应产生大于 20mm 峰到峰偏转。当一个 $100\text{k}\Omega$ 电阻以任何组合方式与一个或多个的输入导线串联时，此项技术要求必须仍能满足。

(6) 频率响应 国内一般要求输入为 10Hz 的正弦信号时输出描记的幅值为100%，当输入为 50Hz 的正弦信号时输出描记的幅值应大于70%。而国外一般作如下定义：在 $0.14\sim 25\text{Hz}$ 的频率范围内，仪器的频率响应曲线必须是平坦的，其变化应在 $\pm 0.5\text{dB}$ 范围内。对于等幅正弦波输入信号在 25Hz 时，若图上峰到峰幅度小于或等于 5mm ，当频率达到 100Hz 时，频率响应曲线降落不应大于 3dB 。

(7) 噪声 指心电图机本身电路所产生的电杂波。噪声的大小可以用折合到输入端的作用信号大小来计算。一般要求低于相当于在输入端加入幅值为 $10\mu\text{V}$ 信号所造成的描笔偏转幅度。

(8) 走纸速度 标准纸速是 25mm/s 。并应有 50mm/s 的纸速。走纸速度精确度应在 $\pm 2\%$ 之内。

§ 2.3 构成心电图机的基本框图

1. 心电图机的基本结构

心电图机经过几十年的研制和应用，至今已有很程度的发展。早期的心电图机结构是十分简单的。比如最早的弦线电流计式心电图机仅由电流计和感光描记器两部分组成。现代心电图机则至少应包括有以下八个部分，即：信号电极部分，隔离和保护电路，导联选择部分，定标电压部分，前置放大部分，功率放大器部分，记录器部分及电源部分。各部分的联

系如图2—1所示。

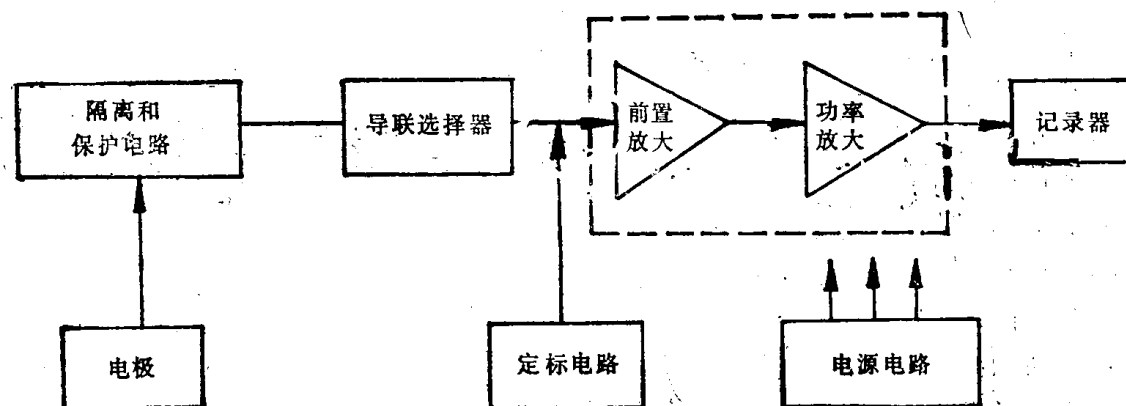


图2—1 心电图机的基本结构框图

2. 心电图机的简要工作过程

由电极获取的人体心电信号经隔离保护电路接到心电图机的导联选择器。隔离保护电路用于保护病人免于受到心电图机可能产生的危险电流的危害。它在电极以及机器的其它部分和电源线之间采用了一些隔离措施。通常这种电路里都装有保护器件,因此,在有些情况下,在输入端出现的高电压就不会损坏心电图机。导联选择器的作用是决定对于一个特定导联需要那些电极以及把这些电极连接到前置放大器的输入端。它的主要部分是一个导联选择开关,操作人员用它选定所需要的特定导联。送到前置放大器输入端的心电信号通常为 1 mV 左右,前置放大器对该信号进行初步放大。这一级必须有很高的输入阻抗和很大的共模抑制比。所以前置放大器通常由二到三级差动放大器所组成。功率放大器用于把前置放大器输出的心电信号放大到能使记录笔恰当地偏转的电平。它的输入端必须是交流耦合,以保证被前置放大器放大的失调电压不会传到它的输入端。如果不将这些直流电压隔除,就可能引起本级的饱和。由本级实现心电图机的带通滤波,以产生合适的频率特性。描笔的位置偏移控制通常也由本级实现,其途径是通过调节输出信号的直流电平,使记录器的无信号电流变化,从而描笔位置发生变化。功率放大器的输出驱动记录器进行心电描记。记录器通常是满足以上给定的走纸速度和频率要求的快速过程记录仪。通常是用热笔记录器和热敏型记录纸来记录心电图。当使用这种记录器时,心电图机上要加上一个控制装置,以调节加到热笔上决定描迹深度的电流。定标电路用于产生 1 mV 的校准信号,当操作人员按下校准按钮时,此信号瞬间输入到前置放大器的输入端。在增益置 10 mm/mV 位置时描笔应产生 10 mm 幅度的偏转,说明整机增益正常。电源部分提供全机所需的各种电压。

§2.4 心电图机的分类

心电图机从开始研制至今已逾40年的历史了。它的种类很多,以信号放大方式来分,有光学放大式(将弦线光影经一组光学透镜加以放大)、电子管放大式、电子管晶体管放大式、晶体管放大式以及目前开始应用的集成电路心电图机。从心电图机的功能上来分,又有单道心电图机和多道心电图机。多道心电图机是设计多道相同线路,同时记录两个、三个、四个或更多导联,或用于同时记录心电、心音、动脉波、心冲击图等。遥控心电图机已经应用于临床,这种心电图机能够远距离传送心电图,以便紧急会诊和用于遥测人体心脏电流的生理

变化，并可观察病人在运动中的心电变化。对冠心病的早期诊断，提供了便利条件。动态心电图机则可以利用病人携带的心电信号记录器自动地并定时记录人体心电信号。供记录器使用的录音磁带一盒可记录二个小时。当病人感觉心脏不适时可随时控制开关开始记录，以便使病态心电信号得到记录并保留。主机可以将记录器的磁带信号转记于心电图记录纸上，借助微计算机系统还可对磁带信号进行分析并作出诊断。

对心电图机的分类更多的是按心电图的描记方式来划分的。一般可分为间接描记式（简称间描式）、直接描记式（直描式）以及示波器式三类。

（1）间接描记式心电图机 间接描记式采用感光记录方式。如弦线电流计式心电图机，是将弦线的阴影（随心电波动）经过一组透镜放大，投照于感光纸上，感光纸按一定的方向及速度移动，摆动的弦线阴影即在感光纸上描出曲线。所用的感光纸必须经显影定影等洗象操作后方能观察到心电图，所以称之为间接描记式心电图机。

（2）直接描记式心电图机 直接描记式又可分为热笔式、复写式、墨水笔式、喷笔式及半导体热笔式等。在单道心电图机中，热笔式使用最多，是利用加热到一定温度的热笔与热敏式记录纸接触，使接触处改变颜色进行记录的。热笔式的优点是使用和维修比较方便；缺点是记录后的记录纸长期保留时容易模糊。喷笔式则常用于多导心电图机和生理记录仪。其优点是可以避免描笔与图纸接触后产生的摩擦惰性，因而能使波形更为真实准确。

（3）心电示波器式心电图机 该类机使用阴极射线管（示波器）显示心电信号。其优点是可长时间连续观察人体心电波形，适用于动静脉导管和心脏手术时观察心电变化，对协助手术的正常进行起到了重要作用；亦可用于对危急病人的长时间心电监视。

第三章 心电图机常用信号放大电路

人体心电信号是一种十分微弱的高内阻的电压信号源，要用它来直接驱动大功率的记录或显示机构是不可能的。为了增大信号幅度，同时保持信号的高逼真度，就需要各种放大器。根据需放大信号的不同情况，放大器可以区分为不同的类型。这样的放大器通常是各种电压放大器，因为它们能够增大信号的电压幅度。当然，电压放大器也可以增大功率，所以它们也可以被称为功率放大器。这与那些专用于末级作为记录或显示驱动功率放大器的效果又有数量上的差别。有些情况下，放大器仅用于把负载与信号源隔离，此时，放大器仅产生电流增益，而电压幅度基本不变，放大器在信号源与负载之间起缓冲作用，因此称它为缓冲放大器。以上是从功能上分类。如果从被放大信号的频率来分，放大器可以分为低频放大器、中频放大器、高频放大器和直流放大器。由于人体心电信号的频谱较低（0.5Hz—100Hz），因此，用于心电图机中的放大器大都为低频与直流放大器。本章介绍用于心电信号放大的各种放大器的电路原理和基本性能。

§ 3.1 低频小信号放大器

1. 基本线路和静态工作点的设置

图3—1是一个简单的低频小信号放大器。其中晶体管BG是电路中的放大元件，交流输

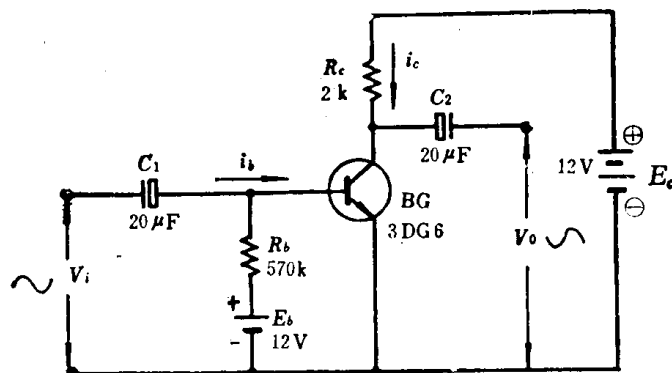


图3—1 低频小信号放大器

入电压 V_i 在输入端引起基极交流电流 i_b ，经过晶体管的电流放大作用 $I_c = \beta \cdot I_b$ ，从而得到受 V_i 控制的较大的集电极电流 i_c ； R_c 称为集电极负载电阻，由于 R_c 的作用把晶体管放大的集电极电流 i_c 转化成输出电压 V_o ，并使 V_o 也受输入电压 V_i 的控制； E_c 是集电极电源，它提供放大器所需的功率； E_b 是基极电源，它提供一定的基极偏置； R_b 为基极电阻，在 E_b 固定的情况下改变 R_b 的数值，就可改变晶体管的基极偏置电流； C_1 、 C_2 分别为输入和输出的耦合电容，利用电容器对直流的阻抗很大而对交流的阻抗很小的特点，起到隔直流、沟通交流信号的作用。