

简明心电图学

中国医学科学院阜外医院心电图室编辑

孙瑞龙 主编

科学出版社

1975

内 容 简 介

本书简述心电图学的基本理论，介绍正常人、常见心脏疾患和各种心律失常的心电图表现及其诊断要点，配有各类心电图范例分析；扼要叙述了心电向量的基础知识，并用此概念解释心电图的图形原理；简要介绍了心电图机的线路结构、工作原理、使用和维修要点。

本书阐述简明，通俗易懂，是心电图学的基本知识读物。可供医生、护士等有关人员学习和工作中参考。

简明心电图学

中国医学科学院阜外医院心电图室编辑

孙瑞龙 主编

*

科学出版社出版

北京朝阳门内大街137号

中国科学院印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行 各地新华书店经售

*

1975年6月第 一 版 开本：787×1092 1/16

1975年6月第一次印刷 印张：14 1/2

印数：报精：1—58,250 插页：精2，平1

印数：报平：1—19,900 字数：292,000

统一书号：14031·7

本社书号：458·14

定价：纸面精装本 2.10 元
平 装 本 1.40 元

目 录

第一章	心电图发生原理	1
第一节	心肌的除极和复极作用	1
第二节	电偶假设	4
第三节	模式心电图	8
第四节	心电向量概念	9
第二章	心电图的导联	17
第一节	习用的心电图导联	17
第二节	导联轴	21
第三节	心电轴	24
第三章	心向量图的基本原理及其与心电图的关系	26
第一节	心向量图的基本原理	26
第二节	心向量图与心电图的关系	37
第四章	正常心电图	41
第一节	伪差的辨认	41
第二节	分析心电图时的测量方法	43
第三节	心电图各波的形态、时间及电压	44
第五章	心室肥厚	46
第一节	左心室肥厚	46
第二节	右心室肥厚	52
第三节	双侧心室肥厚	57
第六章	房室束枝传导阻滞	59
第一节	左房室束枝传导阻滞	59
第二节	右房室束枝传导阻滞	63
第三节	不完全性房室束枝传导阻滞	67
第四节	束枝传导阻滞合并心室肥厚	69
第五节	双侧束枝传导阻滞	70
第七章	心肌梗塞	74
第一节	急性心肌梗塞心电图改变的原理	74
第二节	急性心肌梗塞的心电图诊断	79

第三节	关于束枝传导阻滞合并心肌梗塞的诊断问题.....	93
第八章	慢性冠状动脉供血不足	96
第一节	慢性冠状动脉供血不足的心电图.....	96
第二节	心电图负荷测验	100
第九章	心肌病变与心包炎	104
第一节	心肌病变	104
一、	心肌炎	104
二、	心肌病	106
三、	克山病	108
第二节	心包炎	114
第十章	具有病因诊断意义的心电图.....	117
第一节	右位心	117
第二节	二尖瓣疾患	121
第三节	肺原性心脏病	123
第十一章	药物影响及电解质紊乱	129
一、	洋地黄类药物	129
二、	奎尼丁	130
三、	吐根碱	132
四、	锑制剂	132
五、	血钙改变	132
六、	血钾改变	132
第十二章	心律失常总论	135
第一节	与心律有关的解剖生理特性	135
第二节	心律失常的类别	137
第三节	心律失常的心电图诊断	138
第十三章	窦性心律.....	140
第十四章	被动性异位心律	146
一、	房室结区性逸搏	146
二、	房室结区性心律	147
冠状窦性心律	148	
冠状结性心律	149	
反复心律	149	
三、	室性自搏性心律	150
第十五章	自发性异位心律	151
第一节	期前收缩	151

一、室性期前收缩	151
二、房性期前收缩	154
三、结区期前收缩	156
第二节 阵发性心动过速	158
一、室上性阵发性心动过速	158
二、室性阵发性心动过速	162
第三节 震颤及纤颤	164
一、心房震颤	164
二、心房纤颤	166
三、心室震颤	170
四、心室纤颤	170
第十六章 干扰	172
一、房室结区干扰	172
二、干扰性房室脱节	172
三、其他部位的干扰现象	174
(一) 窦房结干扰	174
(二) 房性溶合波	174
(三) 室性溶合波	175
(四) 室内差异性传导	176
(五) 隐匿性传导	176
第十七章 心脏传导阻滞	178
一、窦房传导阻滞	178
二、房内传导阻滞	179
三、房室传导阻滞	179
(一) 第一度房室传导阻滞	179
(二) 第二度房室传导阻滞	180
(三) 第三度房室传导阻滞	182
四、室内传导阻滞	185
第十八章 预激症候群	186
第十九章 心电图机	194
第一节 心电图机的原理和结构	194
第二节 心电图机性能和试验方法	208
第三节 心电图机的使用	211
第四节 心电图机的修理方法	212

附录

一、自 R-R 间期推算心率表	217
二、正常 P-R 时期的最高限度表	217
三、不同心率时 Q-T 时期的正常范围	218
四、Master 氏二级梯运动测验登梯次数表	219
五、肢体导联六轴系统坐标图	220
六、自导联 I、II、III 波测定心电轴表	221

附图 国产 7121A 型心电图机线路图

第一章 心电图发生原理

心脏机械收缩之前，心肌首先发生电激动，这个电激动影响着全身各部，使身体不同部位的表面发生了电位差别，在心动周期的整个过程中，此电位差别也在不断地变动着，用仪器（心电图机）把这变动着的电位差记录成曲线，称为心电图。临床心电图学就是通过分析心电图各波，结合其他临床资料，给以适当解释，以辅助临床诊断的科学。

第一节 心肌的除极和复极作用

心肌细胞的“极化状态”和“静止膜电位” 心肌细胞在没有电激动时（即一般所谓的“静止状态”），细胞膜内外存在着电位差别，细胞内的电位比它周围细胞外液的电位为低。电生理学工作者用微电极刺入心肌细胞以测量心肌细胞内外的电位差，把电位计的一端与这个微电极相连，另一端放在细胞外液中，并且接地，使细胞外液的电位为0，用这个方法测得细胞内的电位为-80至-90毫伏。也就是说，当心肌细胞处于“静止状态”时，细胞内的电位比细胞外的电位要低80至90毫伏。这个细胞膜内外的电位差别，称为“静止膜电位”。它是由于细胞膜内外体液中的电解质离子浓度分布不同，而细胞膜对各种离子的渗透通过具有不同“阻力”所造成的。这种电位在生物物理学上称为“渗透电位”。

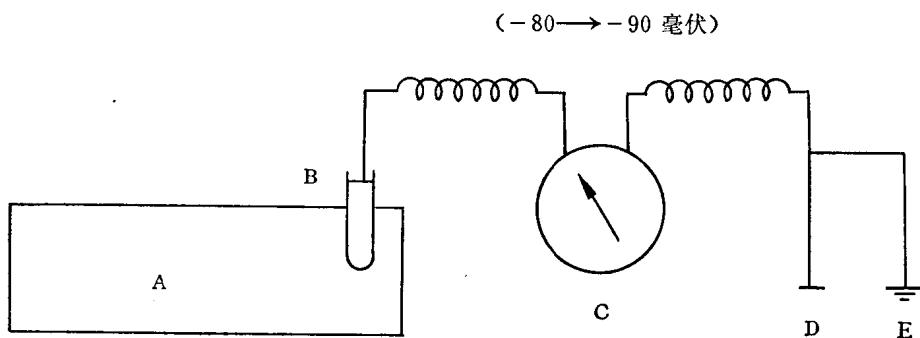


图 1—1 测定心肌细胞内外电位差示意图

A. 心肌细胞 B. 细胞内微电极 C. 电位计 D. 细胞外液电极 E. 接地

心肌细胞内外的钾、钠离子浓度有很大差别，细胞内钾离子浓度约为细胞外液的38倍，钠离子浓度则恰好相反，细胞外液中钠离子浓度比细胞内高得多。至于氯离子则也以细胞外

液中的浓度为高。细胞膜对钾、钠、氯各离子有着不同的渗透性。在“静止状态”下，细胞膜对钾离子的渗透性远远超过对钠离子的渗透性，细胞内的钾离子浓度既高达细胞外数十倍，而细胞膜又对它比较容易渗透，钾离子便不断地从细胞内向外渗出。在一般情况下，为了保持正负离子的平衡，当钾离子 (K^+) 外渗时，氯离子 (Cl^-) 也应随之外出，但细胞膜对氯离子的外渗是有一定阻碍作用的，这样就造成了以下情况：即钾离子优先渗出细胞膜，它后面紧跟着一个氯离子，被阻于膜内，结果，细胞膜内外分别附着一层正负极性不同的离子；细胞膜外附着一层带正电荷的钾离子，细胞膜内附着一层带负电荷的氯离子，造成细胞膜内电位低于细胞膜外电位的状态。至于钠离子 (Na^+)，由于其细胞外浓度大大地高于细胞内的浓度，故有不断地向细胞内渗透的趋势，虽然细胞膜对钠离子的渗透阻力较大，但仍有一小部分钠离子渗入细胞内。因此，在“静止状态”下，由于渗透作用而产生的离子移动，总的趋势是有相当量的钾离子逸出细胞外，而有相当量的钠离子渗入细胞内，这种形式的离子转移，并不消耗能量，它只受离子在细胞膜两侧的浓度差与静电力、以及细胞膜的通透性所左右，属于被动性的离子转移。此外，为了保持细胞内外环境的恒定，不使细胞内丢失过多钾离子、输入过多钠离子，细胞还有一种主动转移离子的功能，称为钾—钠交换泵，通过这个机制，把钠离子从细胞内排出，同时把钾离子从细胞外摄入。这种主动转移要把离子自低浓度处输向高浓度处，故需要消耗能量，这能量由细胞代谢过程中三磷酸腺苷系统供应。

上述细胞的生理机能使细胞膜保持膜外带正电荷、膜内带负电荷，细胞内电位低于细胞外电位的稳恒状态，这样的稳恒状态称为“极化状态”，在极化状态下细胞膜内外的电位差称为“静止膜电位”。

“除极”与“激动电位” 当原来处于“极化状态”的心肌细胞受到刺激时，（这刺激可以是机体内在的神经体液传递的刺激，也可以是从机体外来的物理、化学、机械、电力等各式各样的刺激。）细胞膜对钾、钠等离子的渗透性就发生了很大的改变，失去了保持极化状态的条件，细胞由极化状态转化为另一种完全不同的情况，这个过程称为“除极”。受刺激的心肌细胞，其细胞膜对钠离子的渗透性陡然增高，而对钾离子的渗透性却大为降低，因而在受刺激的瞬间，有大量钠离子从细胞外渗入细胞内，同时钾离子的外渗则减少了。由于细胞内突然增加了大量阳离子，在短时间内，细胞内的电位就骤然上升，细胞内原来的负电位消失了，甚至反而暂具 +20 至 +40 毫伏的正电位，这现象称为“极化状态逆转”。心肌细胞受激动而产生的细胞内电位上升，称为“激动电位”。

“复极” 心肌细胞经过激动以后，细胞膜对钠离子的渗透性迅速地再度降低，对钾离子的渗透性也升高了，细胞内过多的钠离子外排，同时也有较大量的钾离子外渗，重新形成“极化”状态，这个过程称为“复极”。

心肌细胞从“极化状态”经过“除极”而又“复极”的过程中，细胞膜内外的电荷分布情况，可用下列简图示意：

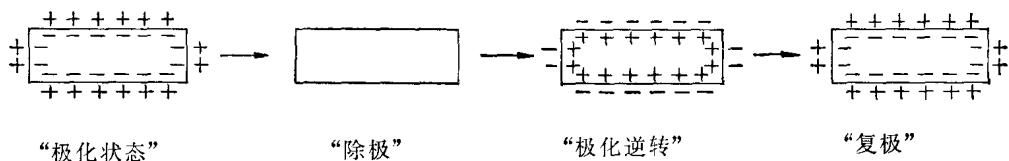


图 1—2 心肌细胞“除极”“复极”示意图

心肌细胞的“除极”、“复极”过程中，细胞内电位的演变，呈下列曲线。（该曲线是细胞内电位图，不是真正的心电图。）曲线一开始时的基线系“极化”状态下细胞膜内处于-80至-90 毫伏的“静止膜电位”。当细胞发生激动时，细胞内电位迅速上升（图中之 0 相），原具的负电位消失，由于“极化状态逆转”，细胞内反具有+20 至 +40 毫伏的正电位，曲线先呈一超射形态（图中之 1 相），相当于心电图上 QRS 波所处时限；继而有一段高原形平线（图中之 2 相），相当于心电图上 ST 段所处时限，嗣后，细胞内电位逐渐下降（图中之 3 相），相当于心电图上 T 波所处时限，终于恢复到激动以前的基线（图中之 4 相）。曲线之 0 相是除极过程，1、2、3 相是复极过程，4 相基线是极化状态。

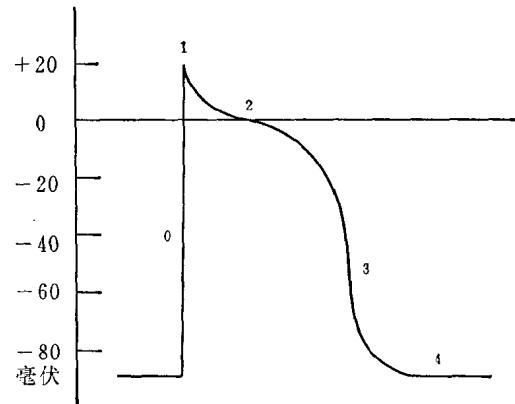


图 1—3 心肌细胞内电位图

除极作用的扩展 当一个心肌细胞的某一点受到刺激时，受激点首先除极而激动，接着除极作用就扩展到整个心肌细胞，使整个细胞依次除极。这个除极作用由一点开始而扩展至整个细胞的动态过程是这样的：受激处细胞膜对钾钠等离子的渗透性首先发生变化而失去其极化状态（除极），其周围还处于极化状态的部分，细胞膜外的阳电荷就要通过已除极处的（已改变了渗透性的）胞膜进入膜内，这些部分的膜内外电位差遂降低，当电位差降低到一定程度时，胞膜的渗透性也相继发生同样的改变，发生除极作用，如此顺序进行下去，一直到整个细胞全部除极为止。这个除极的扩展过程可用下图示意：

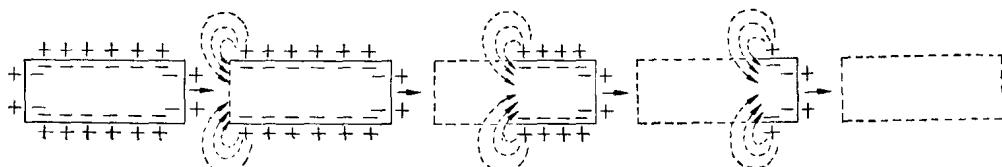


图 1—4 心肌细胞除极作用的扩展示意图

第二节 电偶假设

心肌“除极”、“复极”过程的电学活动，是产生心电图的基本原因。为了更好地理解决心电活动与心电图之间的关系，临床心电图学中通常用电偶假设来说明心肌“除极”、“复极”过程中心电活动怎样使身体各部发生了电位改变。

电偶的定义 所谓电偶是指由一个正电荷点与一个负电荷点所组成的假想物，正电荷点与负电荷点之间相隔着一个十分微小的距离，正电荷点称为电源，负电荷点称为电穴。用符号来示意，电偶可画作：

在上节所介绍心肌除极作用的扩展过程中，谈到了细胞膜外阳电荷的移动，用电偶假设来看待这个现象，可以把除极扩展过程看作一系列电偶在移动。让我们通过剖析除极扩展过程中细胞膜外阳电荷的移动情况来理解这一比拟。

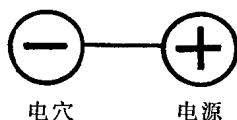


图 1—5 电偶符号

连结电源和电穴的直线是电偶的轴。

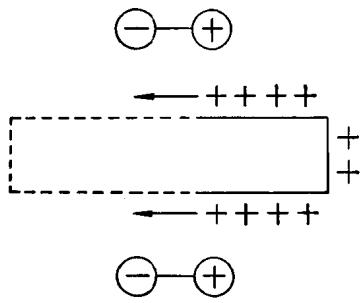


图 1—6 心肌细胞除极过程阳电荷之移动与电偶假设示意图(图中→指正电荷移动方向)

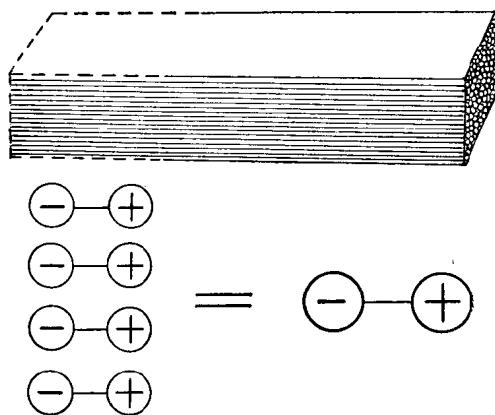


图 1—7 一整块心肌除极过程的等效电偶示意图

图 1—6 代表一个除极作用正在扩展的心肌细胞，虚线部分代表已经除极，该处细胞膜外正电荷已经失去；实线部分代表尚未除极，该处细胞膜外还带着正电荷，在已除极和未除极部分的交界处，一侧不带正电荷，一侧带着正电荷，这两处各具不同的电位，已经除极处的电位要比尚未除极处的电位低一些。相邻两处之间既然有了电位差别，电荷就要移动，正电荷从电位高处向电位低处移动流失。换句话说，在已除极和未除极的交界处，相邻两点成为电穴与电源的关系，尚未除极处为电源，已经除极处为电穴，正电荷由电源向电穴移动而流失。未除极处的正电荷流失后，该处细胞膜也除极，和它的前方未除极处邻点相比，它又成为电穴，前方未除极处的邻点却成为电源了。这样，原来的电源瞬即转化为电穴，其前邻临

时成为电源，依此程序不断转化，向前推进，直到整个细胞全部除极为止。在每一个瞬间，似乎在已除极与未除极交界处临时有一对电偶存在。而在整个除极过程中，却始终有一对电偶存在，只是它的位置，不断地随着除极作用的扩展而推移。这样，我们就可以把一个心肌细胞的除极过程看作为一对电偶，以电源在前，电穴在后的相对位置，顺着除极扩展的方向，向前移动。

上面叙述的是一个心肌细胞的除极可以看作一对电偶在移动。根据相同的原理，一整块心肌（由许多心肌细胞组成）的除极可以看作有许多对这样的单位电偶，同向排列，同时向前移动。这许多单位电偶可以等效地看作只有一对较强的电偶（详见后文向量概念一节）沿着除极扩展方向向前移动。

心脏的等效电偶 心脏由各部心肌组成，心脏的除极过程系几块心肌同时除极，每一块心肌的除极可以看作一对电偶，几块心肌同时除极，等于几对电偶同时存在，不论它们的强度和方向是否相同，也可以用一对电偶来总括它们（详见后文向量概念一节），这对代表各部心肌除极电活动总效果的电偶称为心脏的等效电偶。

心脏的等效电偶不是静止不变的，而是在不断地变动着，这包括下述三个方面的更动。

(1) 电偶位置的变化：电偶从心肌的一端移至心肌的另一端，具有一定的位移。但是这个位移是不重要的，因为这个位移的范围，只局限在心脏所占空间之内，而心脏的体积和整个人体的体积相比是比较小的，电偶的位移，对整个机体来说是几乎可以忽略不计的。因此，从整个机体看来，我们可以把电偶近似地看作它固定在心脏中心，并没有位移。

(2) 电偶轴的方向在改变：由于心脏是个立体的结构，心肌的排列在具有上下、左右、前后的空间中，各方向都有，除极过程中，一时这部分心肌除极，一时那部分心肌除极，电偶轴一时指向这个方向，一时指向那个方向，在不断地变动着。这点很重要，不能忽视。

(3) 电偶所具电力的强度在改变：心脏各部心肌的大小、厚薄不一致，也就是说各部心肌除极时，所具电力的强度是不等的。在整个心脏的除极过程中，各部心肌按一定次序先后除极，电偶电力的强弱也就随时在变动着，这点也是重要的。

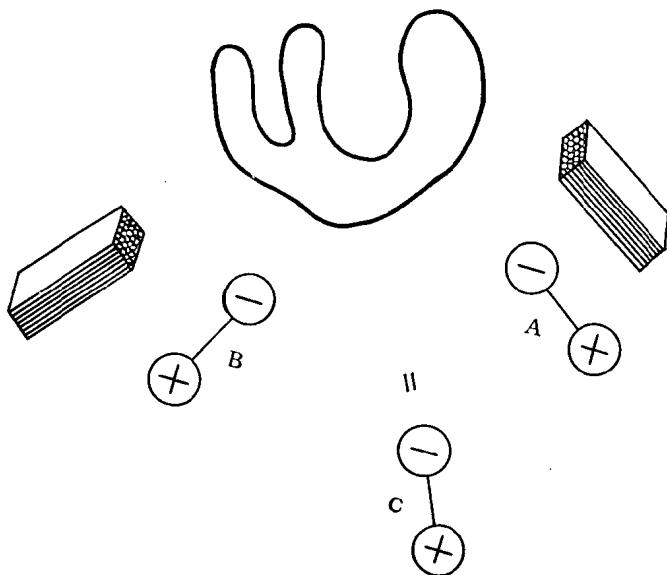


图 1—8 心脏除极的等效电偶示意图

总起来说，在整个机体中，心脏的除极过程，可以简化到把它看作一个电偶，其位置基本上固定不变，但此电偶的方向和电力小大则随时间的推移而在变动着。这样把心脏在除极（以及复极）过程中的电学活动，简化地用一个电偶来代表，这个电偶称为心脏的等效电偶。

电偶在容积导体中产生电位 容积导体是指具有一定体积的整块导体，为了实验方便，我们可以把一大盆稀释的食盐水作为容积导体的代表。如果把一个单位正电荷放在一大盆食盐水的中心，则食盐水中各处受该电荷的作用，分别产生正电位，离电荷越近的地方，正电位越大，离电荷越远的地方，正电位也越小。把导体中电位相同之点用假想的线条联结起来，构成一幅等电位线的分布图。在纸面上只能画出一个平面图，图 1—9 是通过电荷切面中的等电位线分布图。（图中数字是各处电位的相对数值）

在这个实验的情况下，因为整盆食盐水的导电系数是均匀的，所以等电位线的分布呈规则的同心圆形（实际上也是同心球体）。

同理，如果把一个单位负电荷，放在一盆食盐水中，则整盆食盐水中各处，产生负电位，离负电荷越近的地方，负电位越大，离负电荷越远的地方，负电位越小。画出通过负电荷切面中的等电位线分布如图 1—10（实际上也是同心球体）。

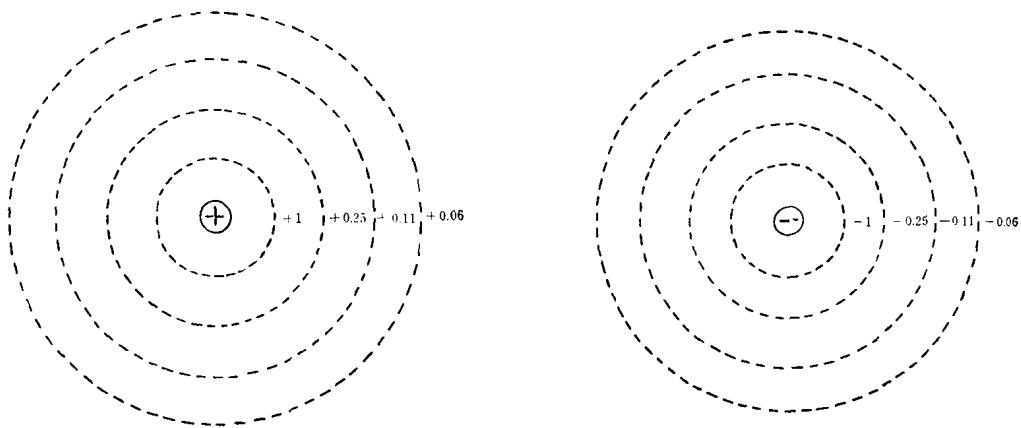


图 1—9 一个单位正电荷在容积导体中产生的等电位线分布示意图

图 1—10 一个单位负电荷在容积导体中产生的等电位线分布示意图

如果把一个单位正电荷和一个单位负电荷组成一对电偶，放在一大盆稀释的食盐溶液中，则盐水中各处也都具有一定电位，也可以画出等电位线。但是由于盐水中每一处都同时受正电荷和负电荷两种相反电力的影响，故等电位线的分布和上述单独正电荷或单独负电荷所造成的电位分布是不一样的。整个容积导体被通过电偶中心而垂直于电偶中心轴的平面分割为两部分，在该垂直平面内各处的电位都是 0，居正电荷侧的一边，都具有正电位，居负电荷侧的一边，都具有负电位，经过电偶中轴切面中的等电位线分布呈下图。

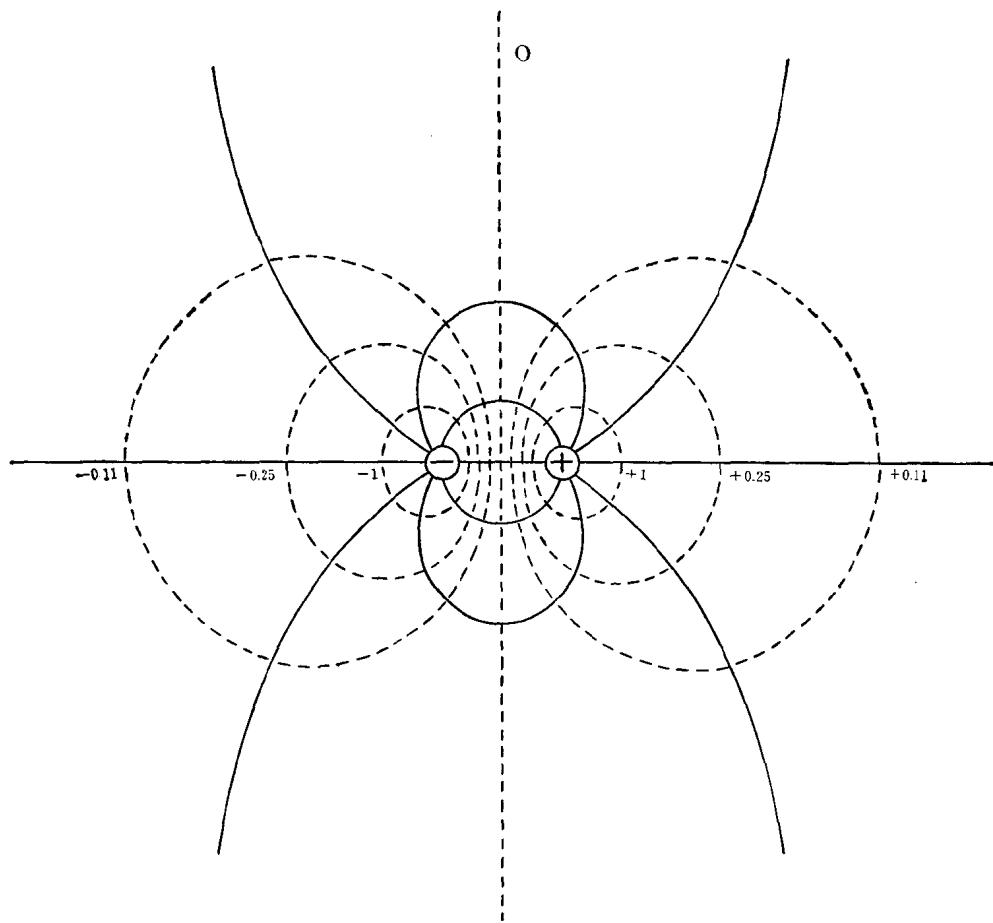


图 1—11 一对电偶在容积导体中产生的等电位线及电流线分布示意图

图中虚线代表等电位线，实线代表电流线。在正负电荷之间的地区，等电位线比较密集；在外侧地区，等电位线比较稀疏。在容积导体中某一点的电位大小，决定于该点与电偶之间的距离和相对位置，以及电偶所具电力的强弱。在上述实验模型中，容积导体中任取两点，只要这两点不是恰好处在同一条等电位线上，它们之间就必定存在电位差。在本实验中，电偶所具电力的强度是固定的，电偶的位置和方向也没有变动，故在整个容积导体中的等电位线分布也是恒定不变的，那么测量二个固定点之间的电位差数值，也必然是恒定不变的。设若把电偶的方向及电力强度有规律地变动着，则整个容积导体中等电位线的分布情况也就要跟着电偶的强度和方向的变动而变动着。也就是说在容积导体中每一点的电位都不是恒定不变的了。在这种情况下，测量二个固定点之间的电位差数值，也必然不再是恒定不变的了，这个电位差数值，将跟着电偶的强度和方向的变动而变动着，这是不难理解的。心电图的产生，也正是这个原理。

整个人体组织是一个容积导体，心脏居导体之内，在其除极（及复极）过程中，它的电

学活动，可看作一个等效电偶，由于心脏电偶的存在，人体各部（包括体表面）遂都具有电位分布。在心动周期中，心脏等效电偶的电力强度和方向在不断地变动着，身体各处的电位也跟着在不断变动。从身体上任取二个固定点，用仪器（心电图机）观察这两点之间电位差的变动情况，记录成为一条连续的曲线，就是心电图。

虽然人体的实际情况比上述假设以及实验模型中的情况要复杂得多，例如把心电活动用一个等效电偶来代表，那是过于简单化了；假定心脏电偶在心动周期中的位置移动可以忽略不计是不够精确的；人体组织的导电性能是不均匀的；人体的几何图形也是不规则的；这些情况皆与实验模型的情况有很大差距，所以人体内及人体表面在心电活动中等电位线的分布情况，都是比较复杂的，远非盐水实验的结果那么简单，想依此得出心电活动与心电图的精确关系，那是不可能的。但是作为对心电图产生的基本原理的认识，以及把心电活动与心电图作出粗略的联系，以掌握其一般性规律，则基本上是相符的。

第三节 模式心电图

心电图由一系列波组构成，一个模式心电图波组包括下述各波：

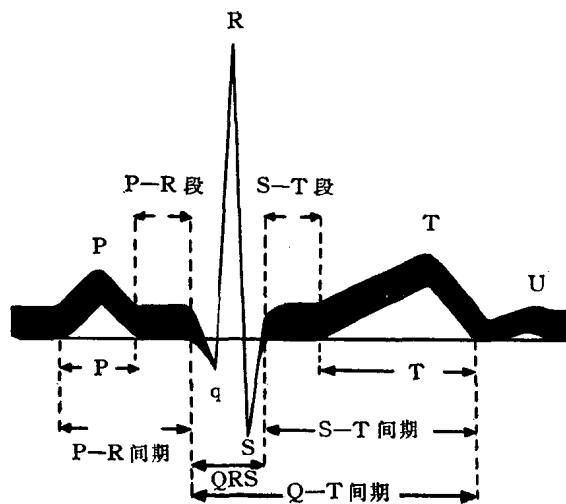


图 1—12 一个模式心电图的各个波段

P 波 反映心房肌的除极过程。

P—R 段 反映激动由心房传至心室的过程。

QRS 波群 反映心室肌的除极过程。典型的 QRS 波群包括三个紧密相连的波，第一个向下的波称为 Q 波（电压低的称 q 波），第一个向上的波称为 R 波（电压低的称 r 波），继 R(或 r) 波以后向下的波称为 S 波（电压低的称 s 波）。常见的 QRS 波群在不同的导联上可能呈 qR_s、qR、Qr、Rs、rS、QS 等型。有时可能遇见两个以上向上的波，则第一个向

上的波称为 R(或 r) 波，第二个向上的波称为 R'(或 r') 波，第三个向上的波称为 R''(或 r'') 波……。同样，如果遇见在 R 波以后有两个以上向下的波，则 R 波以后第一个向下的波称为 S(或 s) 波，第二个向下的波称为 S'(或 s') 波，第三个向下的波称为 S''(或 s'') 波……。

S-T 段 反映心室除极完毕以后至复极再度在体表面产生电位差以前的一段平线。

T 波 反映心室肌复极过程产生的电位影响。

U 波 代表心肌激动的“激后电位”。

第四节 心电向量概念

心电图是心肌电学活动过程中电场力的产物，研究心电图，经常要通过心电图去推断电场力的特点。电场力是物理学中“力”的一种形式。凡属“力”总是包括两个内容，其一是它的作用方向(向)，其二是它的力量大小(量)，所以它是一种向量(既有方向，也有数量)。不论何时何地，每当我们提到“力”这个物理名词时，我们一定要同时考虑它的方向与数量二个方面。

向量的符号 向量用符号→表达，箭头所指代表力的作用方向，箭杆的长度代表力的大小。电力也是向量，也用→来表达，电力的方向取决于电场的(正负)极性，电力的大

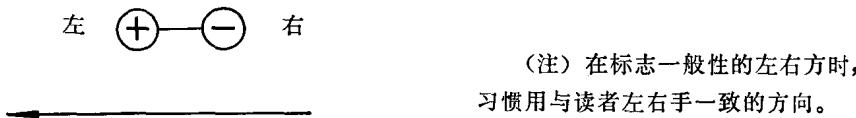


图 1—13 表示一对电偶的向量符号之一

小，一般用它产生的电位来计量，在心电图中用毫伏为单位。例如一对电偶，左右并立，电源在左、电穴在右，它的电力有 M 个单位大小，要用向量符号表达它，应该怎样画法呢？前面已经介绍过，一对电偶产生的电场，在电偶中心靠电源那一侧产生正电位，在电偶中心靠电穴那一侧产生负电位。换句话说，在上图中，左边处于高电位，右边处于低电位，这个电场中的极性是左边为正、右边为负，电力的方向，是从低电位处指向高电位处(或者从负极指向正极)，所以，用向量符号来表达这对电偶的电力，应该画一根自右指向左方的箭头，其长度相当于 M 单位。同理，如果有一对电偶上下并立，电源在上，电穴在下，则其向量符号应画一根自下指向上方的箭头。

我们可以根据身体上两点之间的电位差，推测造成这两点之间电位差

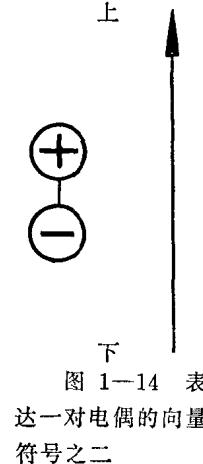


图 1—14 表达一对电偶的向量符号之二

的那个电力(心电)是怎样一个向量。例如某人身体上左肩和右肩之间有一电位差 M ，左肩的电位比右肩高，这表示左、右肩处于一个自右向左的电场力作用之下。造成左、右肩之间电位差为 M 的心电力，应该是一个自右向左的向量，其强度与 M 成比例。

又如某人左腿根部和右肩之间有一电位差 N ，左腿的电位比右肩高，这表示左腿、右肩处于一个自右上向左下的电场力作用之下。造成左腿、右肩之间电位差为 N 的心电力，应该是一个自右上指向左下的向量，其强度与 N 成比例。

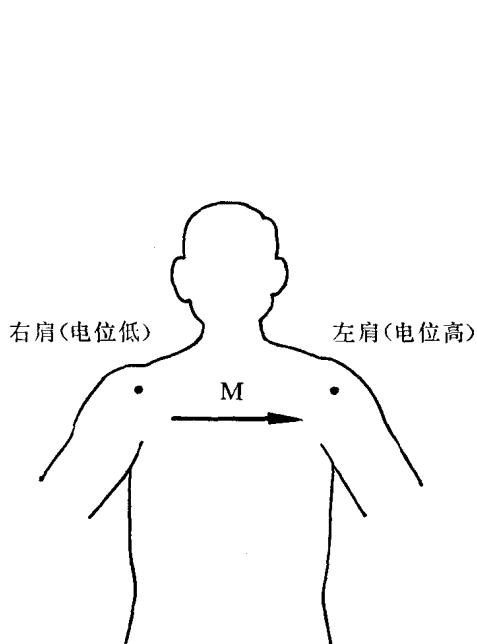


图 1—15 根据左右肩的电位差
推测心电力的向量

(注)在标志人体的左右方时，习
惯用与读者左右手相反的方向。

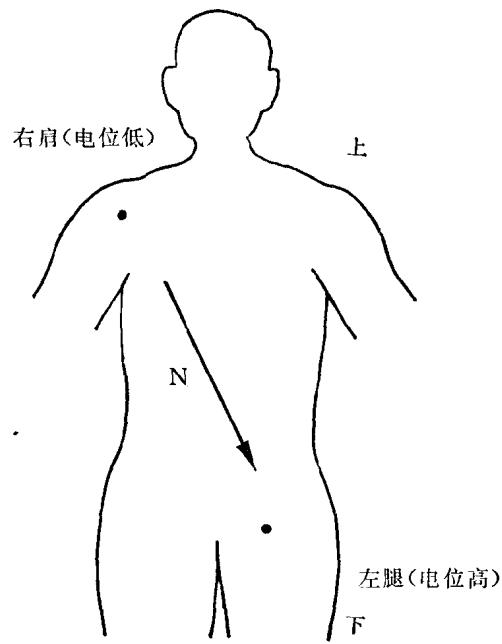


图 1—16 根据左腿与右肩的电位
差推测心电力的向量

向量的叠加(综合)方法：同时有几个向量存在时，可以把它们叠加起来，综合成一个向量，向量的叠加实际上是一种数学运算，它和普通算术的加减法不完全一样，因为普通算术的加减法只包括数目的运算，而向量的加减不但有数目这一方面，而且还有方向这一方面。所谓向量的叠加(综合)是指把多个向量相加起来，其结果仍然是一个向量(有方向，有数值)，它代表原来几个向量共同作用的总效果。用数学的方法作向量综合比较繁琐，实用中用图解法比较简便。

(1) 两个向量方向相同：叠加的结果，其综合向量的方向仍和原来向量的方向相同，其大小则为原来两个向量各自数量的“和”。

(2) 两个向量方向相反：叠加的结果，其综合向量的方向与原来数量比较大的那个向量

相同，其大小为原来两个向量各自数量的“差”。

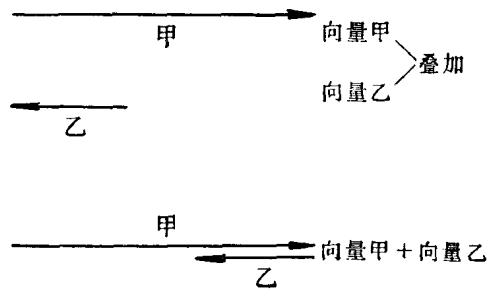
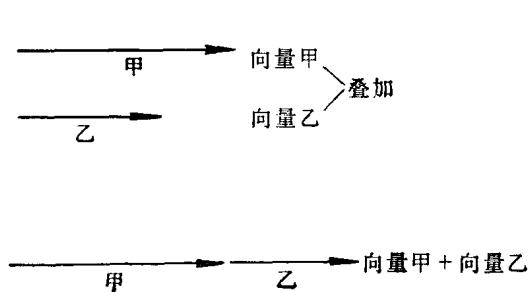


图 1-17 两个方向相同的向量相加法
(注)只要保持向量的方向和大小，在运算过程中，向量的位置可随需要而移动。

(3) 两个向量的方向既不相同，也不相反，而是互成角度。叠加的方法可采用平行四边形综合法，即画一个平行四边形，把这两个向量作为该平行四边形的相邻两边，这个平行四边形的对角线，就是它们的综合向量。这个综合向量的方向和数量就从实图上测量，或用数学方法计算(从略)。

(4) 许多个向量叠加：可按照上述原则，先取两个向量叠加；把综合得到的向量和第三个向量叠加；再把第二次综合得到的向量和第四个向量叠加……依次进行下去，不论有多少个向量，最后都可综合成为一个向量，这个最后综合成的向量，就代表原来许多个向量的综合作用。

心电向量与综合心电向量 表达心肌在除极、复极电学活动中所产生电力的向量称为心电向量。怎样用向量来表达心肌的电学活动中所产生的电力呢？让我们再一次回到前述电偶假设一节所介绍的内容中去。

图 1-18 两个方向相反的向量相加法

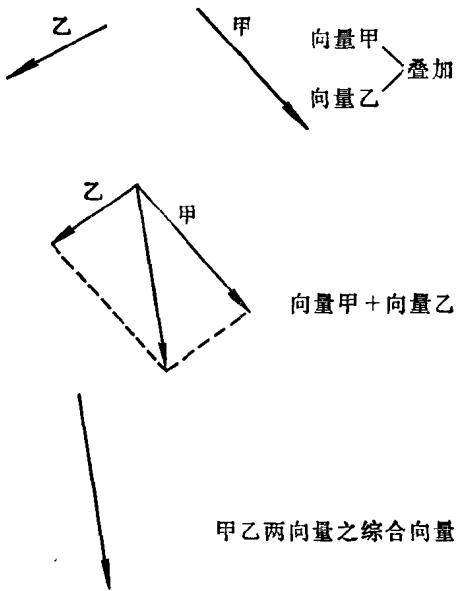


图 1-19 两个成角度的向量相加法