

運動員心电图

北京医学院第三附属医院
北京运动医学研究所

1 9 7 8

目 录

第一章	心脏传导系统的解剖	1
第二章	心电图的产生原理	2
	典型心电图	2
	心肌的除极和复极	2
	心肌细胞膜内外电位变化的产生原理	3
	电偶	4
	容积导体	4
第三章	心电图的导联	6
	导联	6
	导联轴	7
	心电向量	8
	心电轴	11
第四章	正常心电图	12
	心电图的伪差	12
	心电图测量	13
	正常心电图	13
第五章	心室肥厚	15
	左心室肥厚	16
	右心室肥厚	17
	双侧心室肥厚	18
第六章	心肌梗塞	18
	急性心肌梗塞时心电图改变	18
	急性心肌梗塞的心电图诊断	20
	陈旧性心肌梗塞	22
第七章	心律失常总论	23
	心脏电生理特性	23
	心律失常的类别	25
第八章	窦性心律	27
	正常窦性心律	27
	窦性心动过速	27
	窦性心动过缓	28
	窦性心律不齐	30
	窦房结内游走性节奏点	30
	窦性停搏	30

第九章	被动性异位心律	31
	被动性房室交界性心律.....	31
	右房心律.....	33
	左房心律.....	34
	反复心律和伪反复心律.....	35
第十章	干扰	36
	房室交界区干扰.....	36
	干扰性房室脱节.....	37
	心室夺获.....	37
	窦房结干扰.....	38
	房性融合波.....	38
	室性融合波.....	38
	室内差异性传导.....	38
第十一章	自发性异位心律	39
	期前收缩.....	39
	阵发性心动过速.....	44
	心房扑动及颤动.....	45
	心室扑动及颤动.....	47
第十二章	心脏传导阻滞	48
	窦房传导阻滞.....	48
	房内传导阻滞.....	48
	房室传导阻滞.....	49
	室内传导阻滞.....	55
	完全性右束支传导阻滞.....	55
	不完全性右束支传导阻滞.....	59
	左前支传导阻滞.....	63
	左后支传导阻滞.....	64
	完全性左束支传导阻滞.....	64
	双侧房室束支传导阻滞.....	64
	局限性室内传导阻滞.....	65
	束支传导阻滞合并心室肥厚.....	65
第十三章	预激症候群	65
第十四章	非特异性T波改变	69
第十五章	心电图运动试验	75
第十六章	运动员心电图的统计	78

第一章 心脏传导系统的解剖

心脏传导系统由特殊心肌纤维构成、包括窦房结、结间束、房室结、房室束、（希氏束）、左右束支及浦氏纤维。见图 1—1。

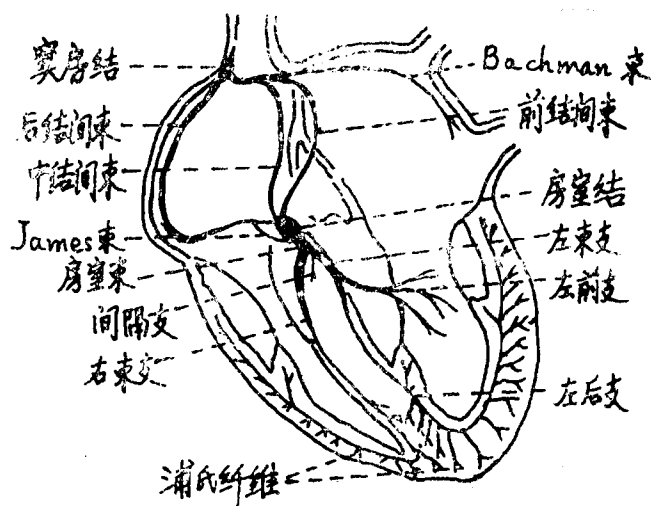


图 1—1 心脏传导系统分布情况

窦房结：窦房结是正常心脏的起搏点，位于右心房上方上腔静脉与右心房交界处附近的心外膜下。窦房结中有两种细胞：P 细胞及过渡型细胞。正常心脏冲动起原于 P 细胞。窦房结由窦房结动脉供血。国人窦房结动脉有 60.9% 起原于右冠状动脉、39.1% 起原于左冠状动脉，极少数为双冠状动脉发出双窦房结动脉。

结间束：窦房结冲动经心房内三条传导束下传到房室结。前结间传导束在上腔静脉前方又分成两支，一支自右心房至左心房，名为巴赫曼氏纤维（Bachman 束）或上房间束，另一支经房间沟前部下行至房室结顶部。中结间束绕过上腔静脉入房间沟后部下行至房室结顶部。后结间束沿右心房右侧下行房室结。后结间束还分出一支直接与房室结下端相连，为一短路付束，称之为杰姆氏束（James 束）。

房室结：房室结位于房间隔右后下方冠状窦口前上方内膜下，其下缘位于升主动脉根部右侧和室间隔膜部上方。上缘与三条结间束相连，下缘与房室束相连。房室结主要由长形的过渡型细胞组成。由纤维中隔支直接供血。此支起原于右冠状动脉后降支（90—94%），少数起原于左冠状动脉旋支（6—10%）。

房室束：即希氏束、长约 1 厘米，经室间隔膜部至肌部，在室间隔肌部顶端分成左右二束支。

左束支：位于室间隔左侧心内膜下，纤维较右束支粗，自房室束分出后又分成二支，一

可得出一个动作电位曲线，此曲线可分五个阶段，即0、1、2、3（3a及3b）、4相。此曲线与在体表测得心电图有密切关系，有助于了解体表心电图的发生原理。见图 2—2。

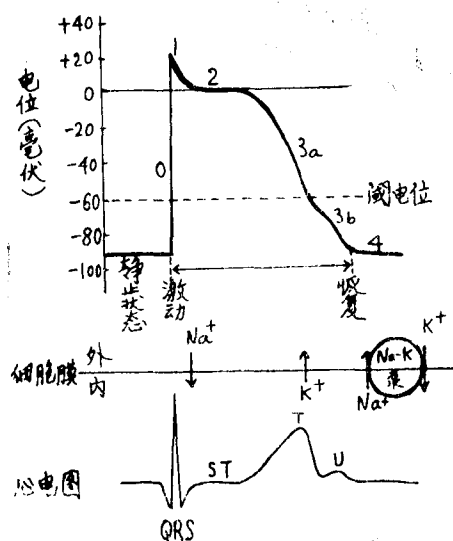


图 2—2 心肌细胞除极复极过程中电位变化与体表心电图的关系

0	细胞激动时，细胞内电位骤升	相当于 QRS
1	极化状态逆转，曲线呈超射现象	相当于 J点
2	高原形平线	相当于 S—T
3a	细胞内电位逐渐降低	相当于 T
3b	细胞内电位逐渐降低	相当于 U
4	恢复到激动前水平	相当于 基线

心肌细胞膜内外电位变化的产生原理

静止期电位及动作电位是由于心肌细胞膜内外的电解质离子浓度分布不同，在不同状态下心肌细胞膜对各种离子的渗透性不同而造成的。细胞膜内外最主要的电解质是 K^+ 与 Na^+ 。

心肌细胞内外的 K^+ 、 Na^+ 浓度不同，细胞内 K^+ 浓度约为细胞外液的 38 倍， Na^+ 浓度相反，细胞外液中 Na^+ 浓度比细胞内高 36 倍。细胞膜对 K^+ 、 Na^+ 及其他各种离子有着不同的渗透性。在静止状态下，细胞膜对 K^+ 的渗透性超过 Na^+ ， Na^+ 不能内流，细胞内的 K^+ 可以外流，但由于细胞内阴离子的吸引作用，使 K^+ 也不能大量外流。当 K^+ 外渗时，细胞膜外带阳电荷，细胞膜内有一层吸引 K^+ 的阴离子，这样就形成细胞膜内电位低于细胞膜外的状态，在安静情况下，保持这种暂时的平衡。这就是极化状态，在极化状态下细胞膜内外形成的电位差即静止期电位。

当极化状态的心肌细胞受到刺激时，细胞膜对 K^+ 、 Na^+ 的渗透性发生改变，细胞外 Na^+ 大量迅速内流，使静止期膜内负电荷消失，细胞内电位升高达 $+20 - +40mV$ ，产生动作电位。此时细胞膜失去极化状态。这个过程即除极过程。除极过程很快，细胞内电位迅速上升，产生动作电位 0 相。心肌细胞除极之后，细胞内因有过多的 Na^+ ，迫使细胞内 K^+ 外流，膜内外正负离子趋向平衡，膜内电位回到零，即动作电位 1 相。其后 K^+ 、 Na^+ 渗透作用短

时维持平衡,形成动作电位 2 相。继之细胞膜通透性逐渐回复到原来安静状态, K^+ 外流,形成动作电位 3 相,细胞内电位又降至 -90mV 。动作电位 4 相开始时,细胞内外离子分布与安静时不同,此时 Na^+ 在细胞内较多, K^+ 在细胞外较多。在 4 相时,通过 Na^+-K^+ 泵的作用,使 Na^+ 外流, K^+ 内流,恢复到激动前情况。4 相时, Na^+ 、 K^+ 转移需要能量,能量来自三磷酸腺苷的水解作用,

电偶

除极作用从心肌细胞受刺激的一点开始,接着除极作用就扩展到整个心肌细胞。除极扩展的过程:受激点先发生除极,其周围还是极化状态,由于细胞膜通透性发生变化,细胞膜外的阳电荷就相继通过细胞膜进入细胞内,除极作用顺序进行下去。直到整个细胞全部除极为止。见图 2—3。

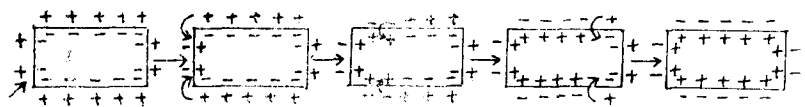


图 2—3 心肌细胞除极作用的扩展示意图

同样,复极作用也发生扩展。心肌细胞除极之后细胞膜通透性改变,使 K^+ 外流,也是由一点开始到整个细胞全部复极,细胞又呈极化状态。见图 2—4。

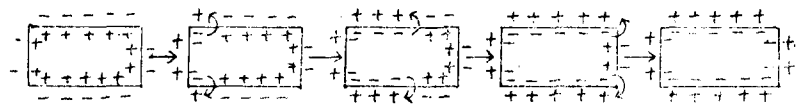


图 2—4 心肌细胞复极作用的扩展示意图

临床心电图学通常用假想电偶来说明心肌除极、复极过程中心电活动如何使身体各部发生了电位改变。

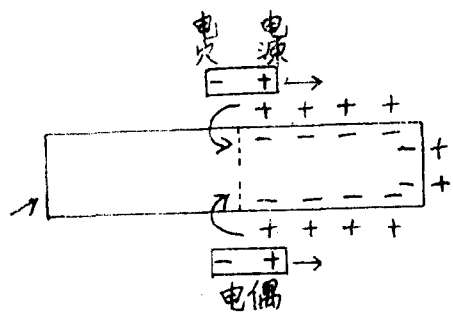


图 2—5 心肌细胞除极过程中阳电荷的移动与电偶假设示意图

同理,一块心肌或整个心脏的除极也可以看作是一系列电偶在各个方向的移动,电源在前,电穴在后。

容积导体

容积导体是指具有一定体积的整块导体。用一盆盐水做实验。将一电偶放在导电的盐水中，即产生等电位线和电力线。在此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。电偶电力强度、位置及方向不变时，整个容积导体中等电位线分布也不变，测量固定两点之间的电位差也不变。若电偶的方向及电力强度有规律的变动着，则整个容积导体中的等电位线分布也随着变动。这样，测量固定两点之间的电位差也不再是恒定不变的了。

整个人体组织是一个容积导体，心脏位于导体中，在除极和复极过程中，它的电活动可看作一个综合电偶的活动，此综合电偶的电力可传到身体各处，使人体各部具有电位分布。在心动周期中心脏综合电偶的电力强度和方向在不断变动着，身体各处的电位也随着不断变动。从身体上任取二个固定点，用心电图机观察这两点间电位差的变动情况，记录成一条连续的曲线，即得心电图。

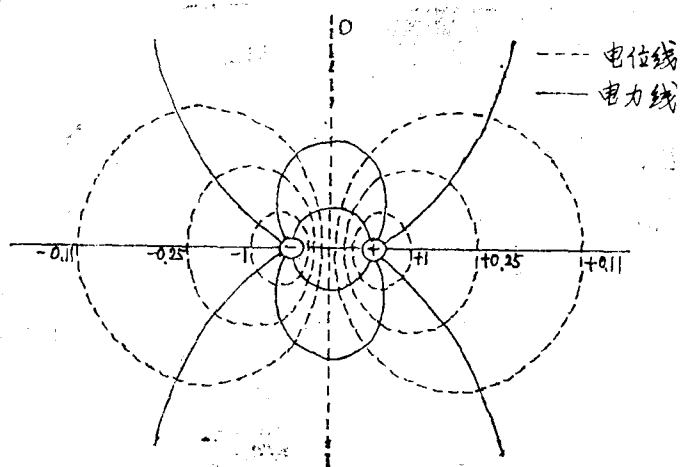


图 2—6 电偶在容积导体中产生的等电位线和电力线

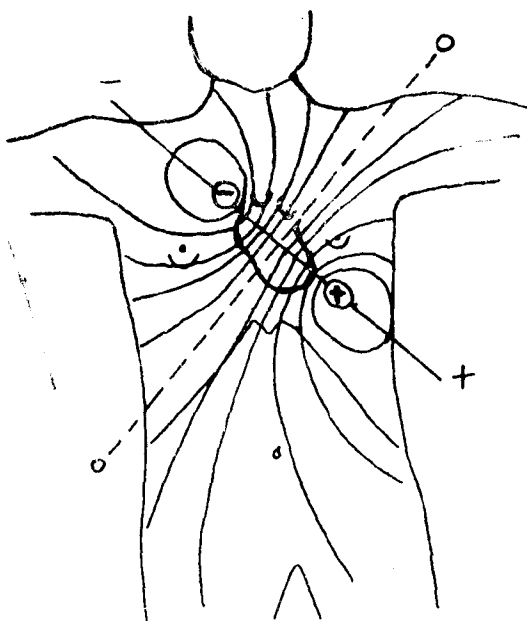


图 2—7 体表电位分布示意图

第三章 心电图的导联

导联

心脏激动过程中产生的电力，使身体表面各处具有不同的电位分布，任意选择体表两处，安放电极板，用导线联到心电机的正负两极。就可以记录到这两处的电位差。这种记录心电图的联线方式叫导联。

临床常用的导联有三个标准导联、三个加压肢体导联和三—六个心前导联。标准 I 导联左上肢接 (+) 极、右上肢接 (-) 极；II 导联左下肢接 (+)、右上肢接 (-)；III 导联左下肢接 (+)、左上肢接 (-)。按电流计设计，当 (+) 极电位大于 (-) 极时，则得向上波形，反之得向下波形。标准导联又叫双极导联，自心电图问世沿用至今。心电图工作者曾希望有一个电极的电位为零或变动很小，这时记录到的电位差变化，就能主要反映另一个电极的电位改变。Wilson 于三十年前创造了一个无干电极，把左上肢、右上肢、左下肢、三个电极导线联在一起，组成一个中心电站，在每个电极板通向中心电站的导线中加一个 5000Ω 的电阻。用数学演算证明中心电站电位为零。心电机 (-) 极接中心电站，(+) 极分别接右、左上肢和左下肢，构成所谓单极肢体导联，即 VR、VL、VF 导联，分别反映右肩、左肩和躯干下部的电位。但这种导联记下的心电图波幅较小，不便分析。Goldberger 在上述导联的基础上加以改进，得出加压单极肢体导联。其方法是在记某一肢体的单极导联心电图时，便将那个肢体与中心电站的联线截断。结果可使电压增加 50%，故称之为加压单极肢体导联，即 aVR、aVL 及 aVF 导联。Wilson 将心电 (-) 极接中心电站，(+) 极接探查电极，探查电极放在胸前区不同位置上成为单极心前导联。电极放置部位见图 3—1。

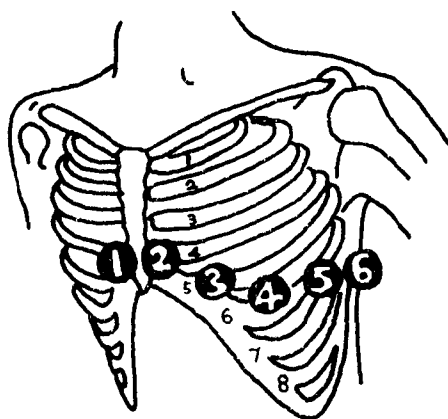


图 3—1 心前导联电极位置

- V₁ 胸骨右缘 4 肋间
- V₂ 胸骨左缘 4 肋间
- V₃ V₂—V₄ 联线中点

V_4 左5肋间与锁骨中线交点
 V_5 左腋前线与 V_4 同一水平
 V_6 左腋中线与 V_4 、 V_5 同一水平
 V_{3R} 右胸前与 V_3 相对应处
 V_{4R} 右胸前与 V_4 相对应处

综上所述，I导联反映右、左肩二点电位差别，右肩为VR，左肩为VL。故得 $I = VL - VR$

同理 $II = VF - VR$ ， $III = VF - VL$

$I + III = VL - VR + VF - VL = VF - VR$

$\therefore VF - VR = II$

$\therefore I + III = II$ (爱氏定律)

应用数学运算可证明标准导联波形振幅为单极肢体导联的1.73倍，为加压单极肢体导联的1.15倍。还可证明 $aVR + aVL + aVF = 0$

这些关系说明所谓双极导联与单极导联之间无本质差别，同时有量的联系。

导联轴

某个导联正负两极之间的假想连线谓之导联轴。导联轴反应该导联心电的特性，具有方向和量的性质。对解释心电图与向量心电图的关系有很大意义。

爱氏 (Einthoven) 三角学说：1) 人体假设为一园形的具有均匀导电性能的容积导体，放置电极的三点即左上肢、右上肢和左下肢间距离相等，形成一个等边三角形，此三角形的三边即代表标准导联的三个导联轴；2) 心脏的电位变化集中于等边三角形的中点。图3—2示标准导联导联轴。I导联轴 $R \rightarrow L$ ，II导联轴 $R \rightarrow F$ ，III导联轴 $L \rightarrow F$ 。从0点向三个导联轴作垂线，将导联轴分为正、负两侧。

图3—3示单极肢体导联导联轴。爱氏三角中心0点与三个顶角距离相等，0点相当于中心电站， $0 \rightarrow R$ 为VR导联轴， $0 \rightarrow L$ 为VL导联轴， $0 \rightarrow F$ 为VF导联轴，0点为负，R、L、F点为正。

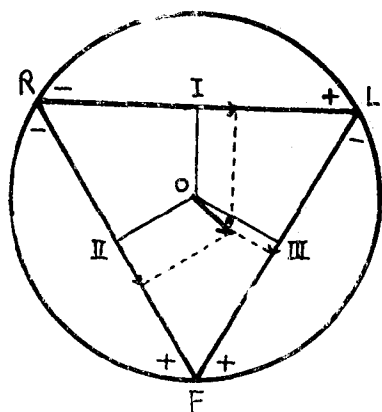


图 3—2 标准导联导联轴

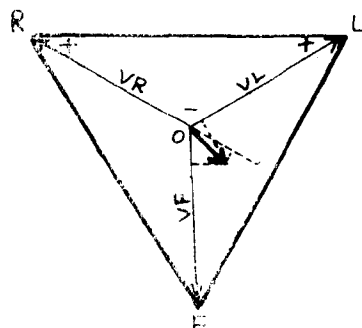


图 3—3 单极肢体导联导联轴

爱氏三角的三条中线为加压单极肢体导联导联轴， $R' \rightarrow R$ 为 aVR 导联轴， $L' \rightarrow L$ 为 aVL 导联轴， $F' \rightarrow F$ 为 aVF 导联轴，0点在中线的 $1/3$ 和 $2/3$ 交界处，符合单极肢导和加

压单极肢导心电图间的关系。见图 3—4。

Bailey 六轴系统：六个肢体导联轴方向不变，移置于以 0 点为中心，再将各导联轴从 0 点向外延长为负轴，所得图形称为 Bailey 六轴系统，每两个相邻导联轴之间的夹角均为 30°。见图 3—5。

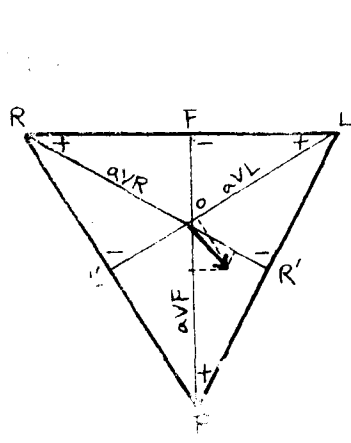


图 3—4 加压单极肢体导联轴

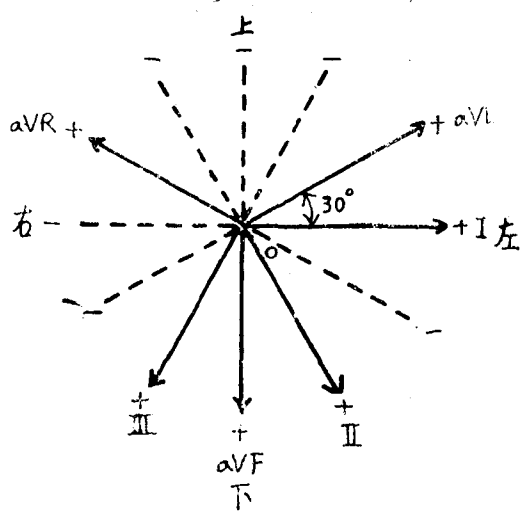


图 3—5 Bailey六轴系统

六轴系统均处于额面上，是在额面内记录心电图向量的导联体系。

心前导联的导联轴均处于横面即水平面内。O→V_{3R}、O→V₁、O→V₂、O→V₃、O→V₄、O→V₅、O→V₆ 分别为 V_{3R}、V₁、V₂、V₃、V₄、V₅ 及 V₆ 导联轴。见图 3—6。

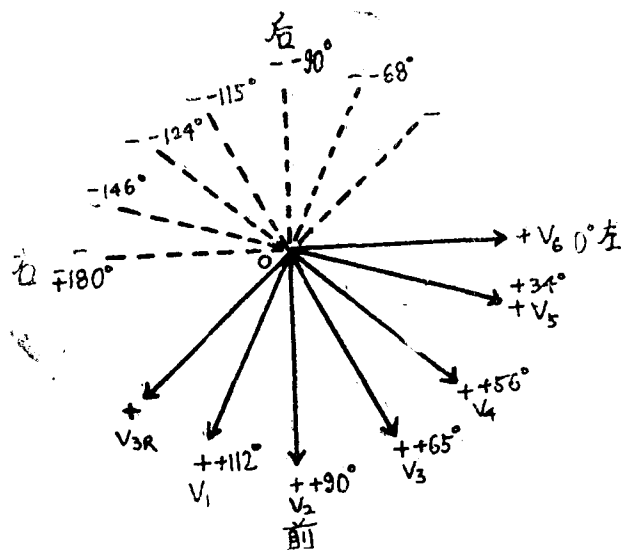


图 3—6 心前导联轴

心电图向量

在心脏激动过程中的每一刹那间，产生许多电动力，这些电动力大小不同，方向也各

异。因为力都包括作用方向和力量大小，所以是一种向量。

向量用符号 $\rightarrow$ 来表示。电力方向是从低电位到高电位。方向的表示：

低 $\rightarrow$ 高

高 $\leftarrow$ 低

电力大小的表示：

低 $\rightarrow$ 高（电力小）

低 $\rightarrow$ 高（电大力）

研究心脏电力变化，可用瞬间综合向量来表示。用向量综合的方法求得瞬间综合向量。

向量综合的方法：

$\begin{matrix} \rightarrow & \text{甲} \\ \rightarrow & \text{乙} \end{matrix} \}$ 甲、乙二向量方向相同

$\begin{matrix} \rightarrow & \rightarrow \\ \text{甲} & \text{乙} \end{matrix}$

$\rightarrow$ 甲、乙的综合向量

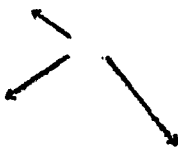
$\begin{matrix} \leftarrow & \rightarrow & \rightarrow \\ & \text{甲} & \text{乙} \end{matrix} \}$ 甲、乙二向量方向相反

$\begin{matrix} \text{甲} & \rightarrow \\ & \leftarrow & \text{乙} \end{matrix}$

$\rightarrow$ 甲乙的综合向量



甲、乙二向量方向不同，用平行四边形法求综合向量
丙为甲、乙二向量的综合向量



甲、乙、丙三向量方向不同，用平行四边形法求综合向量



先求乙、丙的综合向量为丁



再求甲、丁的综合向量戊、
戊即为甲、乙、丙的综合向量



甲、乙、丙三向量方向不同，但相连，其综合向量为丁。

心脏的激动过程也是一个向量，所以在分析心电图时要有向量的概念。

心脏是个不规则的立体结构，由于心壁的厚薄不同，且有传导组织存在，使不同心肌细

胞的除极先后不同。因而心室肌除极过程中，除极的方向时而向前，时而向后，有时向上，有时向下，有时向左，有时向右；除极电力大小也不同，有时大，有时小。图 3—7。

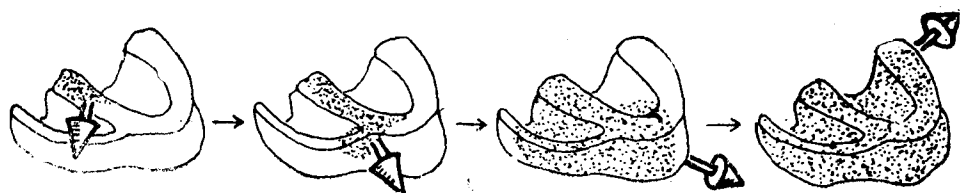


图 3—7 心室除极过程

窦房结发出冲动使右心房上部先开始除极，继之向右心房下部及左心房传递，其综合向量从右前上指向左后下。由于心房肌较薄，故形成的 P 向量的电压较低。

窦房结的冲动经两心房传到房室结，再下传房室束，入心室间隔分为左、右束支，左束支在间隔中部先行分枝，为间隔支，最后形成浦氏纤维。右束支下行到近心尖处才分支，最后形成浦氏纤维。故冲动经房室结下传后首先使室间隔的左室面开始除极，随后传到两侧心室，通过浦氏纤维由内膜传到外膜。整个心室除极可分为三个阶段：1) 初段：心室间隔除极向量。从左至右。因左心室在左后下、右心室在右前上，故其综合向量指向右前上。

2) 中段：左右心室壁除极向量。两心室除极均由内膜开始，再扩展到外膜。由于左室比右室厚很多。故左右室同时除极时，左心室向量占优势。左心室除极时间长，右心室短，当右室除极完毕时左室仍在继续除极，这时已没有相反方向的电力拮抗，综合向量显著地指向左后下。为心动周期中最大的向量。

3) 末段：心脏后底部和室间隔底部除极向量。该处浦氏纤维分布最少，故到最后才除极，综合向量指向右后上。

心室除极形成较大的 QRS 向量。

心脏复极时，心房先复极，心房复极向量很小，当心房复极时心室正在除极，心房复极时较小的向量为心室除极较大向量所遮盖，一般表现不出来。

心室复极时，心外膜先复极，因心外膜温度比心内膜高，使外膜先复极；心内膜承受压力较大，使内膜延迟复极。心室复极向量 T，主要反映左心室的复极电力。T 向量方向与 QRS 向量大体一致，相差角度约为 30° 。

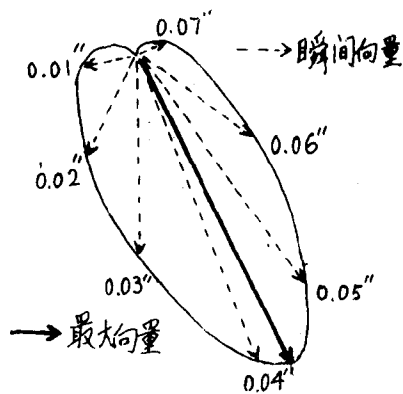


图 3—8 QRS 向量环

心脏激动时产生的除极向量，其方向及大小在不同时间内均不相同，在心脏激动瞬间产生许多电偶，这些电偶的综合就是该瞬间向量，把各瞬间心脏除极的综合向量尖端，按发生时间顺序联结起来，便成一个心脏除极的立体（空间）心电图向量环。每个环均自零点开始，除极完毕又回到零点。心房除极产生 P 环，心室除极产生 QRS 环，心室复极产生 T 环。将各瞬间向量合成一个向量，说明在一个总时间内向量的平均方向和强度，称为平均向量或平均电轴。图 3—8。

这个立体心电向量环无法在书本上如实反映出来。为了进行分析研究可利用投影的办法把立体心电向量环投射到三个互相垂直的平面上，即额面、右侧面（右矢状面）及横面（水平面），而成平面心电向量环，就是目前我们所熟习的心电向量图。

平面心电向量环再投射到肢体和心前导联的导联轴线上，便可得到临床所采用的心电图图形。见图 3—9。

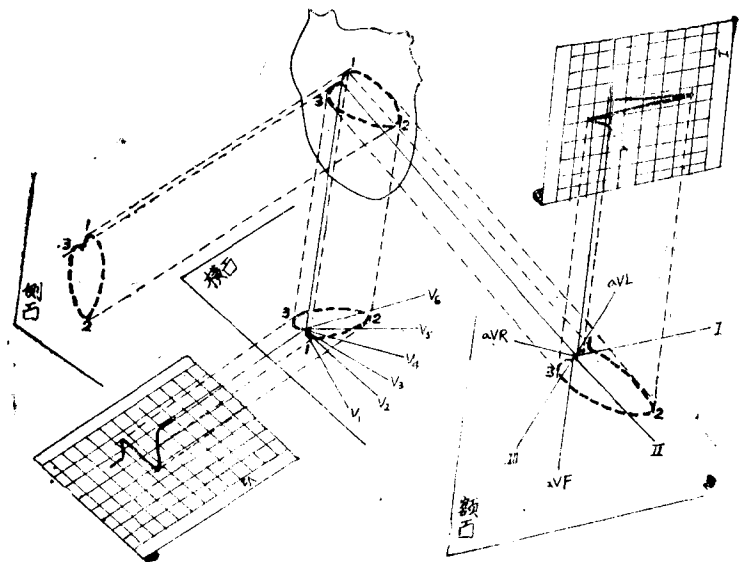


图 3—9 QRS 空间向量环在额面、侧面、横面上
第一次投影及在导联轴上第二次投影

过去的单极导联概念已为立体心电向量环在不同导联轴线上的两次投影的学说所代替。就是说肢体导联心电图是额面心电向量环在各肢体导联轴上的投影，心前导联心电图是横面心电向量环在各心前导联轴上的投影。因此可见双极导联与单极导联之间并无本质区别。

心电轴

心电轴即平均心电轴，指心脏激动过程中，无数瞬间向量总和而成的平均向量。通常所测心电轴实为额面心电向量环进一步综合而成的一个总的 QRS 向量。

用Bailey的六轴系统中 I、III 导联轴可测定心电轴。例如 QRS_I 呈 qR 型，q = 1mm，R = 10mm，则 $q + R = (-1) + 10 = +9\text{mm}$ ；QRS_{III} 呈 R_s 型，R = 5mm，S = 1mm，则 $R + S = 5 + (-1) = +4\text{mm}$ 。

在六轴系统中 I 及 III 导联轴上取 +9 及 +4 两点，经该点作导联轴的垂线，二者交于 C 点，再作 OC 连线，即为心电轴，测 $\angle AOC$ 为 $+48^\circ$ ，结果求得心电轴为 $+48^\circ$ 。见图 3—10。

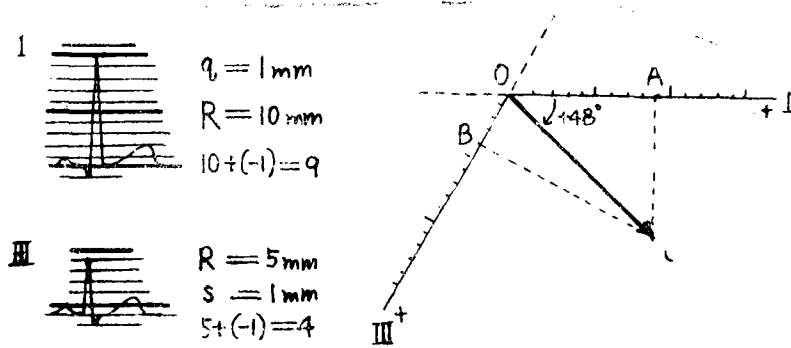


图 3—10 心电轴测量法

一般心电图专著中均附有测定心电轴的图表，可从中直接查出。
 心电轴偏移分类见图 3—11。

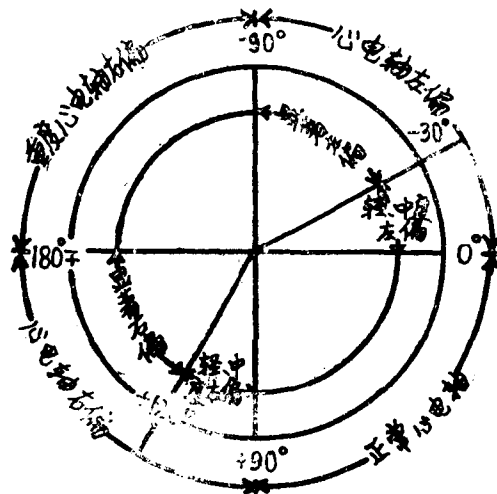


图 3—11 心电轴偏移分类

第四章 正常心电图

心电图的伪差

心电图伪差是指心电活动以外的因素产生的心电图改变。在分析心电图时首先要认识并排除这种伪差。常见的伪差：1) 导线接错，心电记录贴倒；2) 交流电干扰；3) 肌电干扰；4) 导线或电极板松脱；5) 阻尼过高；6) 阻尼过低；7) 基线摆动；8) 放大电位器接触不良；9) 记时轮速度不均；10) 描记定准电压的时间不当。见图 4—1。

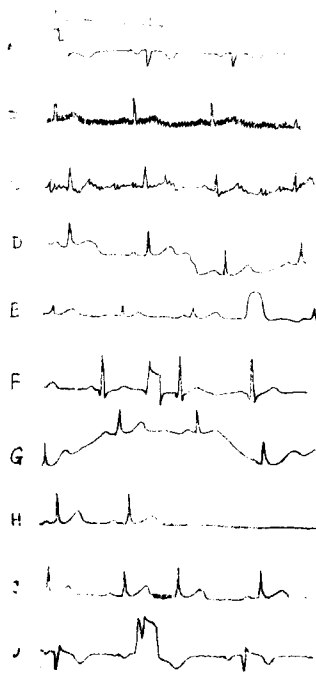


图 4—1 A I 导导线接反

B 交流电干扰

C 肌电干扰

D 电极板松脱

E 阻尼过高

F 阻尼过低

G 基线摆动

H 放大电位器接触不良

I 计时轮转速不匀

J 定准电压不当

心电图测量

常规心电图描记时，心电图纸移动速度为每秒钟 25mm，故每一小格 1mm 代表 0.04 秒。常规定准电压 1mV 为 10mm，即一小格为 0.1 mV。心电各间期、各波振幅的测量法见图 2—1 及 4—2。

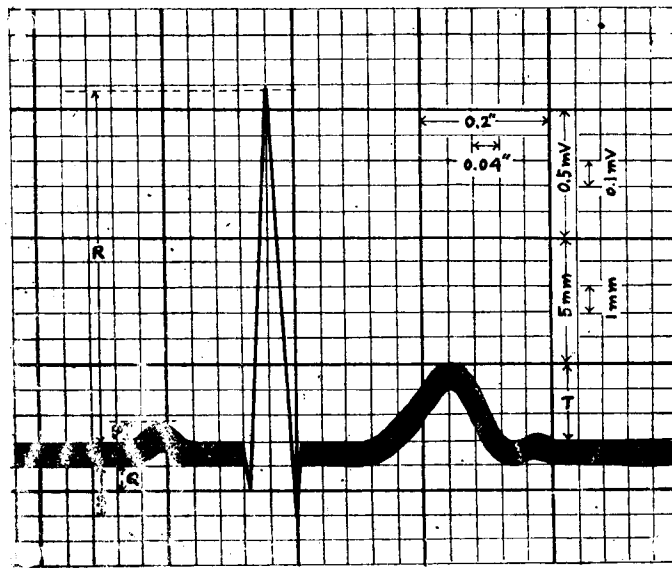


图 4—2 心电图测量法

正常心电图

P 波：心房除极综合向量由右前上指向左后下。P 波在 I、II、aVL、aVF、V₃₋₆ 导联

中多数直立；在 aVR 导联中均为倒置；在Ⅲ、V₁、₂、₃R 变异较多，可直立、倒置、双向或等电线。

P 波电压 $\leq 2.5\text{mm}$

P 波时间 $\leq 0.11\text{秒}$

P 波形态及其命名见图 4—3。

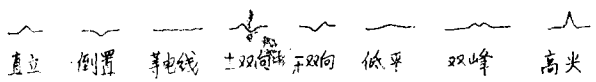


图 4—3 P 波形态和命名

T_a(T_p)波：为心房复极波，方向与P波相反，振幅很低，通常与 P—R 段、QRS 波群或 S—T 段混合而不可见。

P—T_a 为心房除极和复极时间总合，正常为 0.15—0.45 秒，平均为 0.30 秒。

T_a 波明显时可使 P—R 段或 S—T 段发生异常下移，故测量 P 波振幅时应以 P 波前等电线为准，判断 S—T 段下移时也要考虑 T_a 波的影响。在心动过速时 T 波 P 与波相混，T 与 P 之间等电线消失，测量 P 波振幅或 S—T 段偏移等则应以 P—R 段为准。

P—R 间期：正常成人为 0.12—0.20 秒。测量应选择 P 波明显且有 Q 波的导联或 P 波清楚 QRS 较宽的导联，通常以Ⅱ导为准。也可测 P 波开始到 QRS 波群终了的最大间期，减去最宽 QRS 间期而得比精确的 P—R 间期。因 P 波起始部、QRS 波群起始部可在等电线上，故各导联中所测得的 P—R 间期不尽相等。

P—R 段是激动通过房室结、房室束、束支及浦氏纤维的时间。由于产生的电位微弱，心电图上无表现，描记成为等电线。

QRS 波群：QRS 形态多变，在肢导中决定于 QRS 向量在额面上投影，胸导中决定于在横面上的投影。QRS 波群形态及命名见图 4—4。

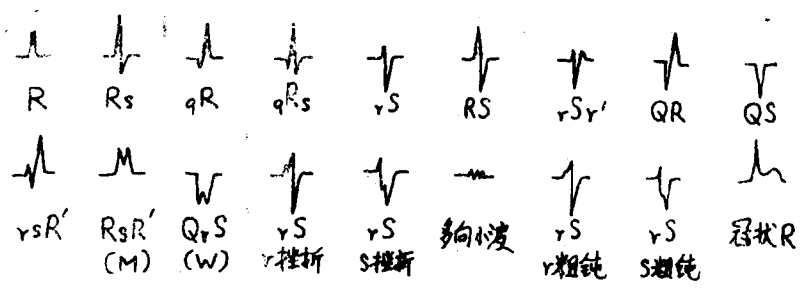


图 4—4 QRS 波群形态和命名

第一个向下的波为 Q，第一个向上的波为 R，R 后第一向下的为 S，S 后第二个向上的波为 R'，……用大写表示大波，小写表示小波。

Q 波：Q_I、_{II}、aVL、FVF、V₄₋₆ 在 QRS 呈 qR 或 qRs 型时 Q 不超过 R 的 1/4，即 Q/R < 1/4，一般 Q 不大于 4 mm，且 Q 时间 < 0.04 秒。