

# 心 电 向 量 图 学

山东省泰安地区医学科学研究所编印

# 目 录

第一章	概 述	(1)
第二章	心电向量的概念	(3)
	一、心电向量图的形成	(3)
	二、心电向量图与心电图的关系	(5)
第三章	导联体系	(16)
	一、格里需曼氏导联体系	(16)
	二、魏尔逊氏导联体系	(18)
	三、佛兰克氏导联体系	(20)
第四章	心电向量图的分析方法	(23)
	一、定性分析	(27)
	二、定量分析	(27)
第五章	正常心电向量图	(30)
	一、P 环	(30)
	二、 $\bar{O}RS$ 环	(33)
	三、S—T向量	(39)
	四、T 环	(40)
	五、QRS—T角	(41)
	六、U 环	(42)
第六章	心房肥大	(45)
	一、右心房肥大	(45)
	二、左心房肥大	(48)
	三、双侧心房肥大	(50)
第七章	左心室肥大	(51)
	一、心室肥大	(51)
	二、左心室肥大概述	(52)
	三、左心室肥大分型	(54)
	四、左心室劳损	(64)

五、左心室肥大诊断标准·····	(65)
六、鉴别诊断·····	(67)
<b>第八章 右心室肥大·····</b>	<b>(69)</b>
一、右心室肥大概述·····	(69)
二、右心室肥大分型·····	(72)
三、右心室肥大诊断标准·····	(82)
四、鉴别诊断·····	(84)
五、双侧心室肥大·····	(86)
<b>第九章 束支传导阻滞·····</b>	<b>(90)</b>
一、右束支传导阻滞·····	(90)
二、不完全性右束支传导阻滞·····	(96)
三、左束支传导阻滞·····	(97)
四、不完全性左束支传导阻滞·····	(100)
<b>第十章 左束支半阻滞·····</b>	<b>(102)</b>
一、左前半阻滞·····	(103)
二、左后半阻滞·····	(107)
三、左前半阻滞合并完全性右束支传导阻滞·····	(110)
四、左后半阻滞合并完全性右束支传导阻滞·····	(112)
五、完全性左束支传导阻滞合并电轴左偏和右偏·····	(114)
六、分支传导阻滞的病因·····	(115)
<b>第十一章 心肌梗塞·····</b>	<b>(117)</b>
一、下壁心肌梗塞·····	(118)
二、后壁心肌梗塞·····	(121)
三、室间隔心肌梗塞与纤维化·····	(124)
四、前壁心肌梗塞·····	(124)
五、前壁和室间隔心肌梗塞·····	(125)
六、侧壁心肌梗塞·····	(127)
七、前侧壁心肌梗塞·····	(128)
八、下侧壁心肌梗塞·····	(131)
九、后侧壁心肌梗塞·····	(132)
十、高侧壁心肌梗塞·····	(133)
十一、心尖部心肌梗塞·····	(133)
十二、后下壁心肌梗塞·····	(134)
十三、后前壁心肌梗塞·····	(134)

	十四、心内膜下心肌梗塞·····	(134)
	十五、小灶心肌梗塞·····	(135)
	十六、心肌梗塞合并心室内传导阻滞·····	(139)
<b>第十二章</b>	<b>心肌损伤和缺血·····</b>	<b>(146)</b>
	一、心肌损伤·····	(146)
	二、心肌缺血·····	(148)
<b>第十三章</b>	<b>预激综合征·····</b>	<b>(152)</b>
	一、预激综合征A型·····	(154)
	二、预激综合征B型·····	(154)
	三、预激综合征中间型·····	(154)
<b>第十四章</b>	<b>肺原性心脏病·····</b>	<b>(159)</b>
	一、急性肺原性心脏病·····	(159)
	二、慢性肺原性心脏病·····	(162)
<b>第十五章</b>	<b>时间心电图向量图·····</b>	<b>(168)</b>
<b>第十六章</b>	<b>心电图向量图机的构造与原理·····</b>	<b>(173)</b>
	一、心电图向量的概念·····	(173)
	二、心电图向量的显示·····	(175)
	三、心电图向量图机介绍·····	(177)
	四、心电图向量图机使用说明·····	(199)
	五、心电图向量图室·····	(203)
<b>第十七章</b>	<b>心电图向量图机操作规程·····</b>	<b>(205)</b>
	一、病人方面的准备·····	(205)
	二、仪器方面的准备·····	(205)
	三、摄影·····	(206)
<b>第十八章</b>	<b>胶卷的冲洗和照片印制与放大·····</b>	<b>(208)</b>
	一、胶卷冲洗的方法与步骤·····	(209)
	二、照片的印制与放大·····	(210)

# 第一章 概 述

心电向量图 (Vectorcardiogram) 的研究, 开始于本世纪20年代。1920年纽约的H·Mann氏曾采用一种方法将两个导程心电图合并, 而获得一个连续的曲线, 成为一个单一的心电图, 并命名为单一平面心电图 (Monocardiogram)。但是, 由于此种研究图形结构的方法既费时又乏味, 所以没有被引起重视。相隔18年之后, Mann氏 (1938) 又报告用一线圈移动型的电流计 (Moving—Coil Galvanometer) 可以将两个导程上所发生的电压, 描绘于两个平面, 显示出一个环, 然后再把这个环摄影记录之。但此种操作在当时亦未被多数研究者采用推广。

在德国, 1936年F·Sheilong, 1937年W·Hollmann及H·E·Hollmann; 在美国, 1937年有F·N·Wilson及F·D·Johnston等氏, 曾先后报告, 利用阴极线示波管描绘出与单一平面心电图相似的图形, Wilson及Johnston氏命名为向量心电图。此种命名, 实较Mann的命名更有意义。

从此, 有些学者对这门学问产生了浓厚的兴趣并着手研究, 如在比利时、瑞士、法国等均有应用此种方法的研究报告。然而, 由于当时的电子工业尚未达到完善程度, 故其研究发展并不迅速, 直到本世纪50年代中叶, 研究者才日益增多。近几年来, 世界各先进国家对此都十分重视, 已逐渐应用于临床而且取得了很高的评价。我国自1956年开始此门学科的研究工作, 现已生产心电向量图机。许多教学、科研及医疗单位已配备此种设备, 并逐渐推广应用, 从而提高了对心脏病的诊断水平。展望其发展前途, 令人乐观。

心电向量图和心电图一样, 是纪录心脏生物电现象的一种表现方式, 两者都是从心电活动这一角度来反应心脏的生理和病理状态。但心电向量图是纪录心脏活动各瞬间所产生的电动力在空间的方向及大小, 故能较心电图更全面地反映心房心室的除极及复极过程的较为详尽的立体图形, 而心电图只不过是这个心电向量图在其不同导联轴上的投影。心电向量图对某些心血管疾病具有独特的诊断价值, 确有若干超出心电图的方面, 从而弥补了心电图之不足。用心电向量的观点和理论分析解释心电图能更正确地理解临床心电图各种波形的发生机制和变异, 这点已为医学界普遍接受和日益推广。

目前多数人认为心电向量图对心室肥大、心房肥大、双侧心室肥大、心肌梗塞、慢性冠状动脉供血不足、束支传导阻滞、分支阻滞、预激综合征和心肌梗塞合并传导阻滞等有

较大的诊断价值。时间向量（动片拍摄，把环体展开）对U环、S—T及T<sub>a</sub>向量的分析亦有很大临床价值。

心电向量图毕竟还是一种较新的诊断方法，其应用于临床的历史较短，亦未能积累象心电图那样多的资料，目前它对心律失常的研究就不能与心电图相比拟，同时目前心电向量图机造价昂贵、机体笨重、导联线多、操作复杂烦琐以及不能直描等，这些问题都有待于今后改进。但我们深信心电向量图随着实践和经验的积累其临床应用价值，决不是心电图、超声心动图等所能代替的，故心电向量图的大力推广应用将是必然的趋势。

## 第二章 心电向量的概念

### 一、心电向量的形成

向量 (Vector)，是物理学上的一个特定名词，它表示一种力的大小和方向。通常用一箭矢来表示向量，箭头的方向代表向量的方向，箭矢的长度代表向量的大小。在心电上箭矢的前端为正，尾端为负，电流的方向是沿着箭矢的方向由负到正。

心肌细胞在除极和复极过程中，产生一系列在细胞表面上移动着的电动力，称为电偶 (Dipole)。而电偶的移动是有一定方向的。虽然每个单位面积心肌细胞除极所产生的电偶数字相同，但由于心肌并不是一个规则的体积，因而当心肌在进行除极的过程中，则有时除极面比较大，有时比较小，这自然就产生了量的差异。除极程序既有方向变化，又有量的变化，最理想的方式便是用向量来表示 (图 2-1)。

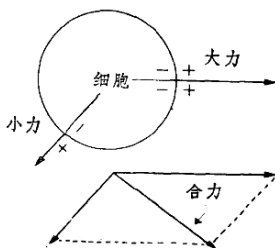


图 2-1 表示一个细胞产生的电动力，用平行四边形律从两个大小不同方向各异的分力中求出合力 (平均瞬间向量)。

很显然，临床上所需要的决不是了解单个细胞或一束心肌的除极，而是整个心脏的电活动。诚然，一束心肌的除极比单一细胞要复杂得多，而一个心脏的除极则尤为复杂。多数学者根据详细的电子显微镜观察，认为心肌是一个细胞合体，是一个不仅有上下左右的平面，而是一个也有前后的立体。当这个立体的细胞合体A端遇到适当刺激时 (图 2-2)，便引起A端心肌的除极，从而产生了一系列不断向B端推进的电偶。自立体的角度来看，则是一个自A端向B端进行着的除极面。

健康的心肌细胞其电介质的分布是均匀的，因此，当激动过程通过心肌时，在除极面上所分布的电偶也必然是均匀一致的。于是，在除极面的每一个单位面积上，电偶的数目相等。心肌除极所产生的电位起源于电偶，电位的大小与电偶的数目亦即是与除极面

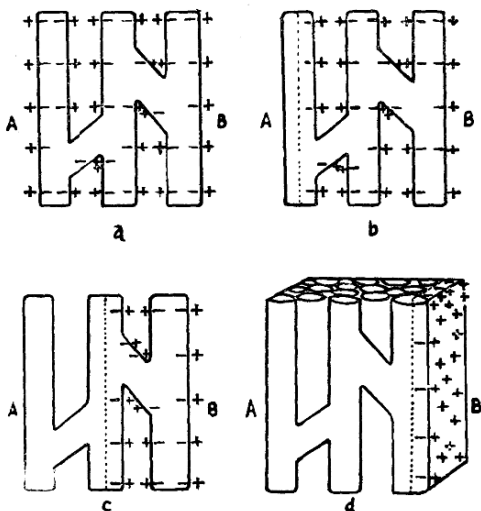


图 2—2 心肌细胞合体的除极过程图解。

a. 休息状态；b. 除极从A端开始；c. 除极正继续向B端推进；d. 自立体角度观察，则是由A端向B端进行的除极面。

的面积成正比。

基于心脏的解剖形态，学者们在说明心脏除极复极时，习惯把心室比作一个碗形的心肌组织。但由于心室并不同如一个各部厚度相等的碗，其除极当然不会同时结束。换言之，由心室内膜开始的除极，以均匀一致的速度向外膜推进时，心肌较薄的区域，必然首先除极完毕，而较厚的部位则最后结束。为此，单用一个“向量”则不能表达整个除极情况，因而，需用瞬间平均向量——即“瞬间综合向量”一词。

综合向量可按照力学中计算合力的方法求得。以两个大小和方向均不同的向量为二边，作成个平行四边形，其对角线便是两个向量的综合向量（图 2—1）。

图 2—3 a 画出了一系列电偶来代表除极过程中的电偶移动方向，很显然，第一对电偶 a 及 a' 是极近乎于平行而方向正好相反，因而所产生的向量相互抵销。而 b 及 b'、c 及 c' 和 d 及 d' 对电偶以平行四边形的方法求得其各对电偶的综合向量——R b、R c 和 R d。由此可以看出，愈接近图内碗形体的顶端，其综合的向量愈大。观察三对向量（2—3 b）所得到的三个综合向量 R b、R c 和 R d 得知，显然综合向量的量有所增加，但各对电偶所产生的综合向量的方向却都是一致向下的，换言之，“向”不变，只是“量”变了。



图2-3 c和d全部向量的综合方向是垂直于X—Y面的，亦即是向下的。从这些分析我们得到这样一个概念：无论除极面是什么形状，其综合向量的量与复盖这个除极体的“盖面”的面积成正比，而方向与这一“盖面”相垂直（图2-3 a、b、c、d）。

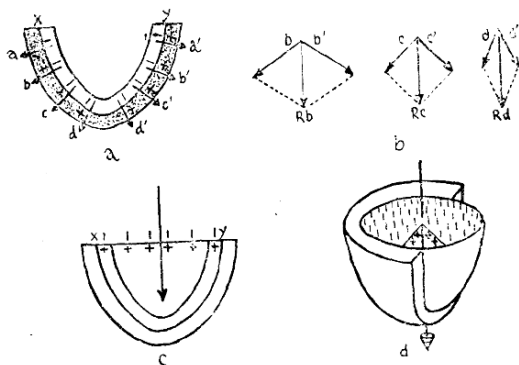


图2-3 碗形心肌除极过程和所产生的向量力之分析。

心脏是由若干复杂的肌肉束所组成。于是在心脏激动的过程中，激动向着不同方向除极扩散，因而心脏所产生的综合向量之方向及大小是经常在转换着的。若用一条线按时间先后顺序将这些大小不同方向不一的瞬间综合向量联接起来，结果就得到一个不规则的环形曲线，这就是空间心电图向量环。

当然，心脏的激动除极和心电图向量环的形成要比以上所述复杂得多，但基本原理却是相同的。

## 二、心电图向量图与心电图的关系

心电图向量图和心电图一样，都是记录心脏生物电现象的一种表现方式，两者都被用来反映心脏的生理和病理状态。那么，心电图向量图与心电图之间有哪些联系呢？下面就简要地叙述这个问题。

临床心电图是空间心电图向量在不同的导电轴上的投影。各个肢体导联（标准导联I、II、III和单极加压肢导联aVR、aVL、aVF）是额面向量环在各导电轴上的投影，单极胸前导联心电图则是横面向量环在各胸前导联轴上的投影。所谓投影，就是以一束平行光线从较远处照射在物体上，此物体在垂直于平行光线的平面上所留下的影象，则是投影。

研究心电图向量环的投影时，常用三个轴组成的三个面上的投影。这三个轴是与身体

左右相平行的X轴（横轴）、与身体上下相平行的Y轴（纵轴）、及与身体前后相平行的Z轴（前后轴）。X轴与Y轴组成第一个平面，称为“额面”（Frontal plane）简称F面；Y轴与Z轴组成第二个平面为“侧面”（Sagittal plane）简称S面；X轴与Z轴组成第三个面叫“水平面”（Horizontal Plane）简称H面或称“横面”（Transverse Plane）这三个面是相互垂直的（图2—4）。

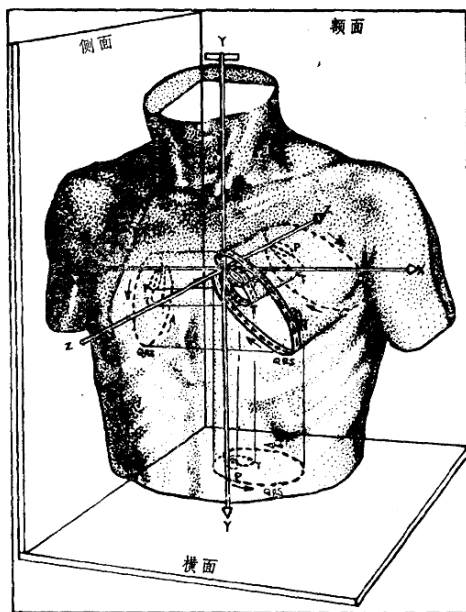


图2—4 X、Y和Z轴与心电向量环的关系以及空间心电向量环在额面、侧面和横面上的投影。

心电图是心电向量环在不同心电图导联轴上的投影，这一概念已为多数研究者所承认。

目前临床上使用的肢导联（I、II、III、aVR、aVL和aVF）是艾氏（Einthoven）根据他自己假设的“等边三角形”创立的。艾氏假设：①人体是一个大导体，安放在左臂、右臂及左下肢的三个电极板是等距离的，这样就形成了一个等边三角形。②体内各种组织的导电性能是均匀一致的。③心脏电激动时可以简单地看做是位于这个等边三角形中心的一个单一的综合电偶。④心脏电激动过程中，电偶的位置是固定不变的（图2—5）。

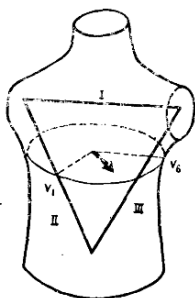


图 2—5 艾氏三角与心电图肢导联及胸前导联的关系示意图。

根据艾氏的假设，导联 I、II、III 的导联轴都是在同一个平面上，三个导联轴相连则成一个等边三角形（图 2—6）。

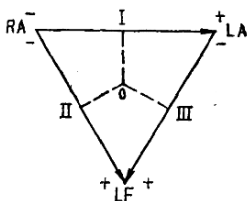


图 2—6 艾氏三角与心电图标准导联及其极性的关系示意图。

这个三角形的三个边代表三个标准导联的导联轴。RA—LA 线代表第 I 导联的轴，自三角形的中心 O 点划出一条垂直线，将这导联轴平分为二，左边是正，右边是负。RA—LF 线代表第 II 导联的轴，自 O 点划一条至该轴的垂直线，也将它平分为上下两侧，下侧为正，上侧为负。LA—LF 线代表第 III 导联的轴，O 点的垂直线也将它等分为两侧，下侧为正，上侧为负。

又可以在这个等边三角形内再划出三条直线来代表单极肢导联的导联轴。

自 O 点辐射向 RA 点的 O—RA 线代表 aVR 的导联轴，O—RA 段为正，O—RA' 段为负。自 O 点辐射向 LA 点的 O—LA 线代表 aVL 的导联轴，O—LA 段为正，O—LA' 为负。同样，自 O 点辐射向 LF 点的 O—LF 线代表 aVF 导联轴，O—LF 段为正，O—LF' 为负（图 2—7）。

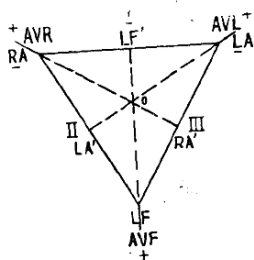


图2—7 艾氏三角与心电图加压单肢导联及其极性的关系示意图。

明确了各种肢体导联轴的方向及正负性后，便可以明瞭心电图向量环在标准肢体导联和单肢加压肢导联上的投影，将产生什么样的P、QRS和T波的波形了。

艾氏等边三角形在心电图学中被广泛应用着。后来Bailey氏又根据“等边三角形”的假说，发展出心电图学沿用已久的六轴座标系统。Wilson氏的中心电站也是以艾氏的假说为其理论依据的。

### 1. P波

心电图肢体导联上的P波都是额面心电图向量图P环在各导联轴上的投影(图2—8)。

前已提及，P环为心房的除极环，其方位通常是向下、向左和稍向后的。图2—8是心房除极先后次序示意图，艾氏三角内的四个箭矢代表心房除极的各瞬间综合向量。将

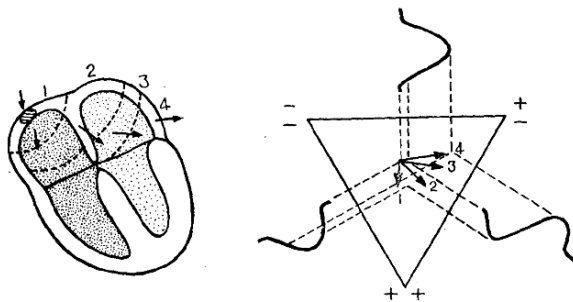


图2—8 心房除极顺序，瞬间向量方向及标准导联P波形成示意图。

等边三角形内的箭矢按先后顺序连接在一起，构成一个环形，则是心房除极向量环—P环。三角形外面之P波是I、II、III导联上P向量环的投影。同理，心前导联上的P波，

都是横面心电图向量图之P环在各导联轴上的投影。如图2—9所示。通过示意图解，不难解释，为什么正常心电图中心I、II、V<sub>6</sub>导联之P波是正的，而III和V<sub>1</sub>上的P波易出现双向及aVR之P波一定是倒置的了。了解了P环的正常方位，则正常P波在各导联的形状就不必再强行记忆（图2—9）。

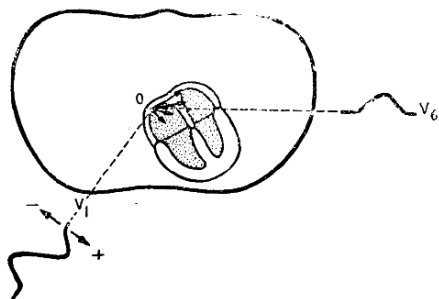


图2—9 心房除极各瞬间向量与心前导联上P波之形成图解。

因为心房除极是从右房开始的，所以P环之前部是代表右房除极，其后部是代表左房的除极。任何导联上的P波均前部为右房除极向量环的投影，后部为左房除极向量环的投影。可参看图5—1。

## 2. QRS波

心电图肢导联和心前导联上的QRS波群，是额面和横面心电图向量QRS环在其各自导联轴上的投影。

QRS环为心室的除极向量环。心室除极方式与心房不同。其激动由房室结传来沿希氏束及束支等传导系统依次下传，几乎同时到达两侧心室而开始了心室的除极过程。心室的除极程序首先自室间隔的左侧上中部开始，继之推向右下……。

心室肌的除极一旦开始，就毫不间断地推进下去，直至整个心肌除极结束为止。

心室除极产生的电位，可以在任何一个导联上记录下来，其波形大小和正负程度，全决定于向量环在其导联轴上的投影，为了便于叙述起见，将心室的除极过程分为四个时段（图2—10A、B、C、D）。

第一相：（10毫秒）室间隔的左侧激动。因室间隔几乎与身体额面平行，所以此时电力指向前，稍向右并略为偏上或偏下。这时瞬间向量在心前导联的投影使右侧心前导联如V<sub>1</sub>和V<sub>2</sub>呈现一个向上的波——R波，使左侧心前导联如V<sub>5</sub>和V<sub>6</sub>产生一个小的向下的波——q波。

第二相：（20毫秒）此时激动从间隔的左右侧同时向前推进，因一些除极面的进行

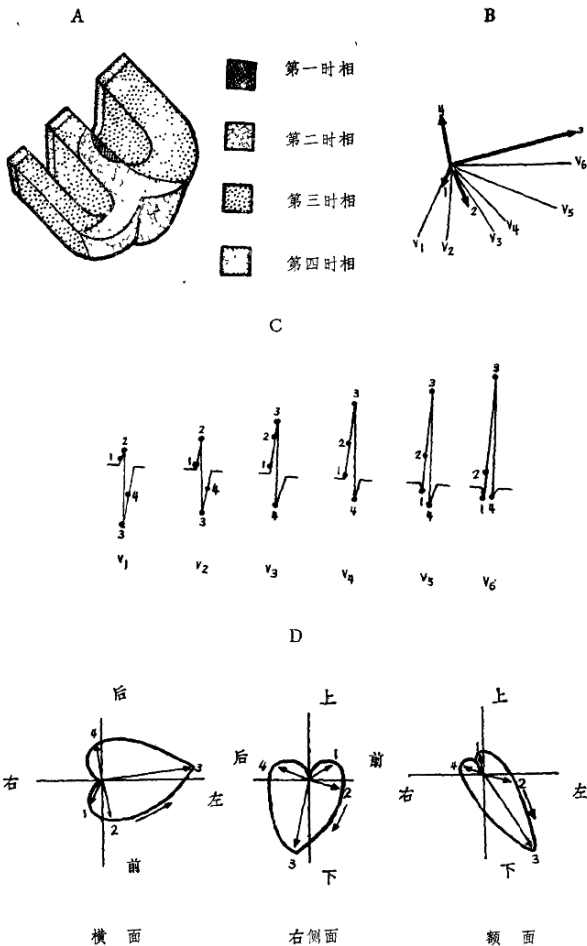


图2-10 正常心脏心室除极程序示意图。

#### A、心室激动的顺序：

I相：室间隔开始激动（10毫秒）；

II相：室间隔继续激动，同时左、右心室心尖部向前和向后方激动（20毫秒）；

III相：间隔大部除极完毕，右室绝大部分已除极，左室之大部激动（40—60毫秒）；

IV相：左室后基底区，间隔根部和右室底部激动（60—80毫秒）。

B、从横面上看心室激动产生的各瞬间向量的方位及大小。

C、心室除极向量在心前导联上产生的QRS波群。

D、心室除极的四个瞬间向量与额面、右侧面和横面上QRS环之间的关系。

方向正好彼此相反，使电力互相抵销，但是因间隔左侧的除极面较右侧为大，故瞬间向量转而偏向左方。此时室间隔亦由前向后，由尖向基底除极。当间隔的激动一旦进行完毕，除极化便迅速推向两侧的心室，但主要的是右室的心尖、侧壁及左室前面的心尖部分。因左室电势较大，所以左右心室除极电势的综合向量是指向前并稍向左和下方。此时瞬间向量在心前导联轴上的投影使所有心前导联均呈向上的波形。

第三相：（40—60毫秒）此期除去后基底部和圆锥部外，间隔和右室的除极大都完成，左室除其后基底部外，也均已除极完毕。虽然两侧心室进行除极的方向相反，因左室心肌比右室厚，故其左室电势比右室电势大，在很大程度上决定着平均QRS向量的方向，它指向左侧并轻微向后并稍向下。此瞬间向量在心前导联轴上的投影，使 $V_1$ 描出一深S波，在左侧心前导联出现高的R波。

第四相：（60—80毫秒）是心室除极的最后阶段，在此时相，室间隔基底部和左室之后基底区域激动。室上嵴处的肺动脉圆锥也发生除极，但这对终末电势或许并没多大影响。心室除极的终末向量是向后的，且伴有偏左或偏右。这一向量使左心前导联继R波之后出现的一个S波。偶尔代表这一终末向量的是在 $V_1$ 导联上描得一个小R'波。 $V_1$ 出现 $rSr'$ 波形可以是一种正常的变异（见第五章图5—9），特别是在青年人常常出现这种“M”形。有人称之为“M形”，所以有此称，是因有证据使人们相信这一r'波是代表列于最后除极的室上嵴所产生的电力。

标准导联和单极加压肢导联，都是在身体额面上的。从这些导联上描记出的心电图波形，完全决定于心室激动所产生之心向量的方向与这些导联轴的关系。正常人在这些导联上描记的波形也可有较明显的变异。

若把三个标准导联和三个单极加压肢导联的六个导联轴合在一起，就绘成一个六轴系统（Bailey氏六轴系统）图（图2—1 I）。

这个六轴系统图解，使初学者容易理解，临床心电图常用的六个肢导联上的P、QRS及T波都是由同一个额面向量环（P环、QRS环及T环）在各导联上的投影所形成的这一概念。阅图得知，六个肢导联上心电图形的不同，是由于同一个心电向量环在各相差 $30^\circ$ 的不同导联轴上的投影不同所引起。

是否把一个人的额面向量图通过影像放大机投影于六轴系统座标图上，其投影就同这个人的六个肢导联心电图完全符合呢？还不是的。这是因为：艾氏的“等边三角形”是根据一些显然不符合实际情况的假设虚拟出来的，每个医务工作者都知道，心脏并非位于人体的正中，它与各肢体间的距离并非均等，难理解，代表心脏电激动的电偶距离左肩（LA）较右肩（RA）更近一些，而它与左下肢（LF）的距离最远。所以说，

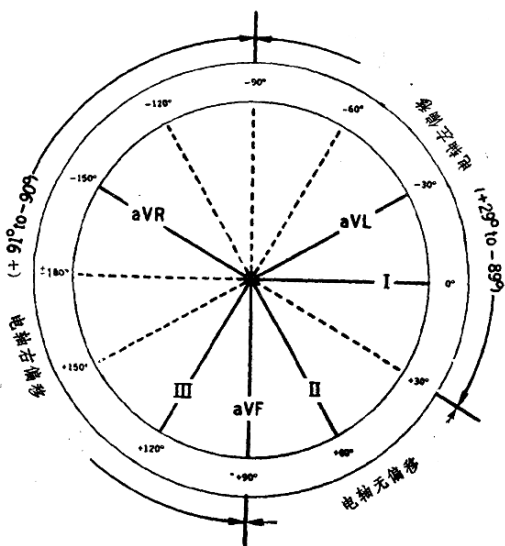


图2—11 六轴系统座标图。

实际情况并不象艾氏所设计的那样一个等边三角形。Burger氏为了弄清心电与各导联上电位差的真实关系，解决这个十分复杂的关系问题，进行了大量的科学实验。在Burger氏的具体模型中，同一个电偶在分别与导联I、II、III的真实方向平行时所测得的电位差的相互比值大致为：1.0:1.8:2.2。这就说明，同一个电偶在三个导联中实际上产生出不同的电位影响。若电偶在导联I上产生1.0毫伏的电位差，在导联II上便产生1.8毫伏，在导联III上便产生2.2毫伏的电位差了。按上述比例，用几何图形来表明这个关系，就可组成一个三个边不等长的斜三角形。这就是Burger氏三角形。

继Burger氏之后，Frank氏采用了与Burger氏不同的方法独立地进行了研究，也获得了与Burger极为近似的结果，从而进一步证明了Burger氏三角形的正确性。前面介绍的六轴系统是由Bailey氏按等边三角形学说建立的。既然Burger氏三角形比艾氏的等边三角形更符合实际情况，所以根据Burger氏斜角三角形各边的方向绘制成六轴系统就能更正确地阐明各导联上测得的电位差与心电向量的关系。图2—12A是Langer氏校正的六轴座标图。图中不仅各导联轴的角度与Bailey氏座标图不同，而且各导联轴上的刻度也不相同。这是因为同一个电偶分别与各导联轴平行时，在各导联上测得的电位不同。也就是



根据  $I:II:III=1:1.8:2.2$  这些数值,以刻度的疏密不同来表示的(图2—12A)。

图2—12A是用Langner's六轴系统座标图从额面QRS环推演出肢导联的QRS波群。图2—12B是用Abildskov和Wilkinson氏座标系,从横面QRS向量环推演出来的胸前导联心电图的波形。

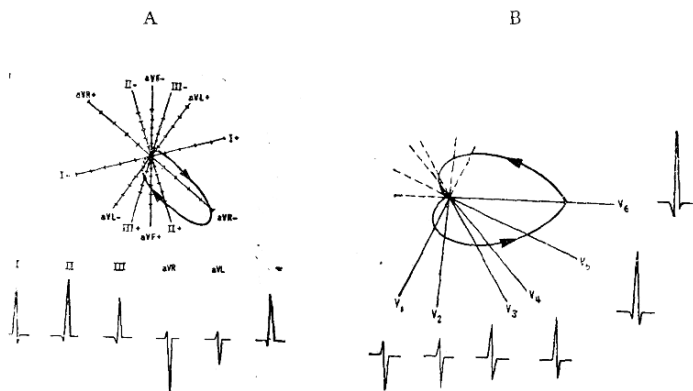


图2—12A 用Langner氏六轴系统座标图,从额面QRS环推演出肢体导联心电图QRS波群。

图2—12B 用Abildskov和Wilkinson氏座标系从横面QRS环推演出胸前导联心电图的QRS波群。

简单的说,心室除极时,右侧胸前导联的QRS波群是以负波——S为主,左侧胸前导联则以正波——R为主;而胸前导联中过渡区域都是正负相等——RS波型,在标准导联和单极肢导联出现何种波形,取决于心电向量在这些导联轴上的投影。因心电向量无论是在量值上,还是在方位上均有较大范围的正常变异,在这些导联上描记的波形自然地反映着这些变异。例如,在额面上,成人的平均QRS向量可以是在 $-30^{\circ}$ 至 $+90^{\circ}$ 之间。于是,象aVF(位于 $+90^{\circ}$ 轴)这样一个导联上,其QRS波群既可以是直立的正波为主,也可以是向下的负波为主。这完全取决于QRS向量环是垂直的还是横置的。

可以由四个时相的空间向量的方位及振幅推演出三个平面上QRS向量环(图2—10D)。在横面上QRS环呈逆钟向运转,在右侧面上都为顺钟向运转,只是额面上其运行方向多变化不定,可逆,可顺亦可呈“8”字形。

### 3. T波

T波为心室复极向量(T向量)在心电导联轴上的投影。心室在除极之后,继之则恢复其极化性能,以备再次激动而引起心肌收缩。心肌的复极作用与除极作用不同,它不是一种快速的电激动过程,而是在通过代谢过程使 $Na^{+}K^{+}$ 离子在心肌细胞膜内外的大量转移,重新分配而恢复其极化状态的同时产生了电位变化。这种电位改变占时比除极要长数倍,其振幅也较低,且与除极波一样,可由体表测得。就是说,T环的形成是心肌代