

目 录

第 一 章 向量概念

- 一、向量概念及心电向量环的形成 (1)
- 二、爱氏三角形及布尔基氏三角形 (3)
- 三、导联向量及多导联向量概念 (6)

第 二 章 心电向量图的导联体系

- 一、一般概念 (12)
- 二、直交导联体系 (12)
- 三、校正直交导联体系 (16)
- 四、心电向量图的标记方法 (19)
- 五、心电向量图描记原理 (20)
- 六、心电向量图机的进展 (22)
- 七、心电向量图的临床应用 (23)

第 三 章 心脏的激动顺序及 P、QRS 及 T 向量环

- 一、心房激动及 P 向量环 (24)
- 二、心室激动及 QRS 向量环 (26)
- 三、心室复极化及 T 向量环 (31)

第 四 章 名词学及分析方法 标格导联的衍生

- 一、名词学 (32)
- 二、定性分析 (34)
- 三、定量分析 (35)
- 四、从心电向量图推导标格心电图 (39)

第 五 章 正常心电向量图

- 一、 $P_s \hat{E}$ 环 (45)
- 二、 $QRS_s \hat{E}$ 环 (46)
- 三、ST 向量 (49)
- 四、 $T_s \hat{E}$ 环 (53)
- 五、空间 QRS—T 角 (54)
- 六、U 环 (55)
- 七、正常心电向量图的变异 (55)

第 六 章 左室肥厚

- 一、 $QRS_s \hat{E}$ 环 (56)
- 二、 $QRS_s \hat{E}$ 环的平面投影 (57)
- 三、左室肥厚的分型 (60)
- 四、左室肥厚的心电向量图诊断标准 (61)

五、ST向量及Ts环	(62)
第七章 右心室肥厚	
一、Chou氏分型	(67)
二、Kennedy分型	(77)
三、相原信夫分型	(79)
双侧心室肥厚	(79)
第八章 左束支传导阻滞	
一、左束支传导阻滞的激动顺序	(81)
二、左束支传导阻滞的心电向量图表现	(82)
三、不完全性左束支传导阻滞	(85)
四、左束支传导阻滞合并半阻滞或心室肥厚时的心电向量图改变	(87)
第九章 右束支传导阻滞	
一、右束支传导阻滞的激动顺序	(88)
二、右束支传导阻滞的心电向量图改变	(89)
三、右束支传导阻滞的类型	(92)
四、不完全性右束支传导阻滞	(94)
五、右束支传导阻滞合并心室肥厚	(95)
第十章 半阻滞及双束支阻滞	
半阻滞	(97)
一、左前半阻滞	(97)
二、左后半阻滞	(101)
三、左间隔分支阻滞	(104)
双束支阻滞	(105)
一、右束支传导阻滞合并左前半阻滞	(105)
二、右束支传导阻滞伴左后半阻滞	(107)
第十一章 冠心病	
一、早期冠心病的心电向量图诊断	(110)
二、心肌梗塞的心电向量图诊断	(112)
(一)心肌梗塞的分类	(114)
(二)心肌梗塞的诊断标准	(127)
(三)心肌梗塞合并传导失常	(128)
(四)梗塞周围阻滞	(130)
(五)心肌损伤及缺血	(131)
第十二章 心房增大	
一、右房增大的心电向量图改变	(137)
二、左房增大的心电向量图改变	(138)
三、左、右心房增大的心电向量图改变	(140)
第十三章 慢性肺源性心脏病、肺栓塞	
慢性肺源性心脏病	

一、慢性肺心病的心电向量图改变与病理改变的关系, 以及其演变规律	(142)
二、在慢性肺心病的心电向量图诊断方面, 下列问题值得提出商讨	(143)
三、对慢性肺心病心电向量图诊断标准的建议: 慢性肺心病的心电向量图诊断 标准, 包括定性标准以及若干定量标准	(147)
肺栓塞	(149)
第十四章 预激症候群	
一、预激症候群的病因及产生机制	(151)
二、预激症候群的心电向量图表现	(152)
三、预激症候群合并束支传导阻滞	(156)
四、预激症候群与心肌梗塞的鉴别	(158)
第十五章 儿童心电向量图	
一、心电向量图的演变过程	(159)
二、右心室容积负荷过重	(160)
三、右心室压力负荷过重	(163)
四、左心室收缩期负荷过重	(165)
五、左心室容积负荷过重	(166)
六、双侧心室容积负荷过重伴压力负荷过重或并无压力负荷过重	(167)
七、其他疾病	(169)
八、一些特殊的儿科问题	(170)
九、完全性右束支传导阻滞	(172)
第十六章 心电向量图常用正常数据及诊断标准 (参考资料)	
一、常用正常数据	(173)
二、常用诊断标准	(174)

第一章 向量概念

一、向量概念及心电向量环的形成

一切有生命力的生物细胞，例如心肌细胞、脑细胞、骨骼肌细胞等，在活动状态下均可产生电流，而在静止状态下，一般无电流产生。心脏在发生机械性收缩动作之前，先发生电激动。在每个心动周期内，心房和心室的电激动产生电势，使周围组织产生电场，可以扩展到体表，在人体表面各个部位产生电位差，心电图就是纪录各部位心脏电激动的电位改变。就电学意义来看，心脏的作用就像一个发电机，人体则作为容积导体。心脏与人体相比，在比例上较小，因此可将心脏视作一点状发电机。心脏在激动过程中，产生连续不断的瞬间电动势。从空间观点来说，心脏在每一瞬间内，其电动势变化都表现出一定的方向及大小，因此瞬间电动势具有向量性质，称瞬间向量。向量可用一箭矢表示，箭矢的长度表示电动势的大小，箭矢的方向表示电动势在空间的方向（图1.1）。

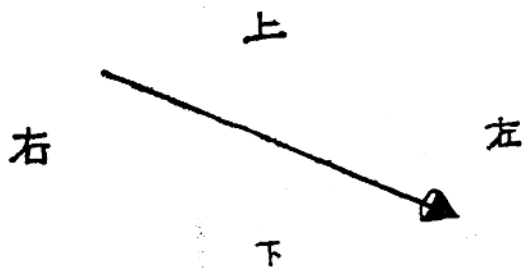


图 1.1

如果将每一个心动周期内所连续产生的无数个瞬间向量，按发生的顺序连接起来，则形成环形，称为空间心电向量环。它能完整的表示一个心动周期内各个瞬间向量的方向、大小、运行程序（移动方向）及运行速度的快慢。图1.2为一简化的模式图，仅画出12个瞬间向量为代表。连接每个瞬间向量的末端，即构成模拟空间心电向量环（图1.2）。

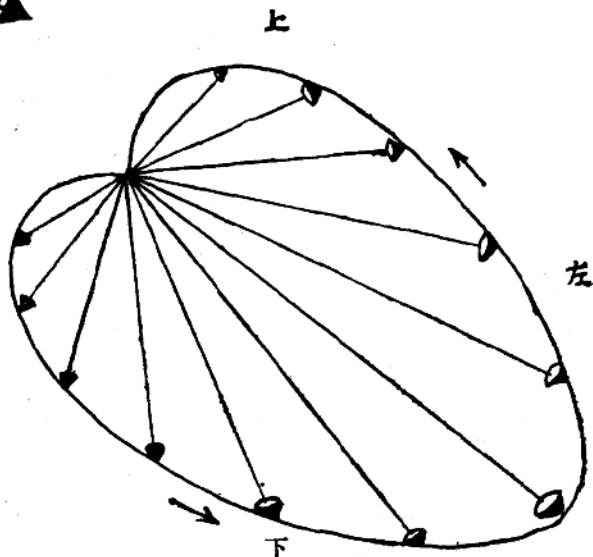


图 1.2

图 1.2：顺序连接许多连续发生的瞬间向量的末端，构成空间向量环。为了简化，仅画出12个向量。向量环的指向，起始时向右向前，环的离心支转向下，在运行中，向量的振幅

加大，同时方向发生改变，从向右逐渐转为向左，从向前逐渐转为向后。环的归心支指向左后，振幅逐渐减小，同时方向发生改变，逐渐由向下转为向上。图中全黑箭头表示指向朝前，前黑后白箭头表示指向朝后。

纪录空间心电向量环，技术上存在以下几点困难：

1. 作为容积导体，人体具有不规则的境界表面。

2. 人体各部组织对电的传导性不等。

3. 心脏与胸腔相比，是一个相当大的器官，而且是一个空腔性器官，其电力是从心脏各个部位，基本上是沿心壁产生，实非一个点状发电机。

4. 空间心电向量环是一个位于空间的立体图形，用平面图纸描绘立体图形是困难的，以往曾有人用金属丝编制空间心电向量环，费时费事且不准确。因此常用的方法是描记平面心电向量图，或简称为心电向量图。心脏是一个立体形结构，它所产生的电力，传向四面八方，具有上下、左右及前后三个面的关系。上下面通常称额面或前额面，左右面通常称横面或水平面，前后面通常称侧面或矢状面。这三个面互相垂直，心电向量图就是立体的空间心电向量环在这三个平面上的投影（图1.3）。

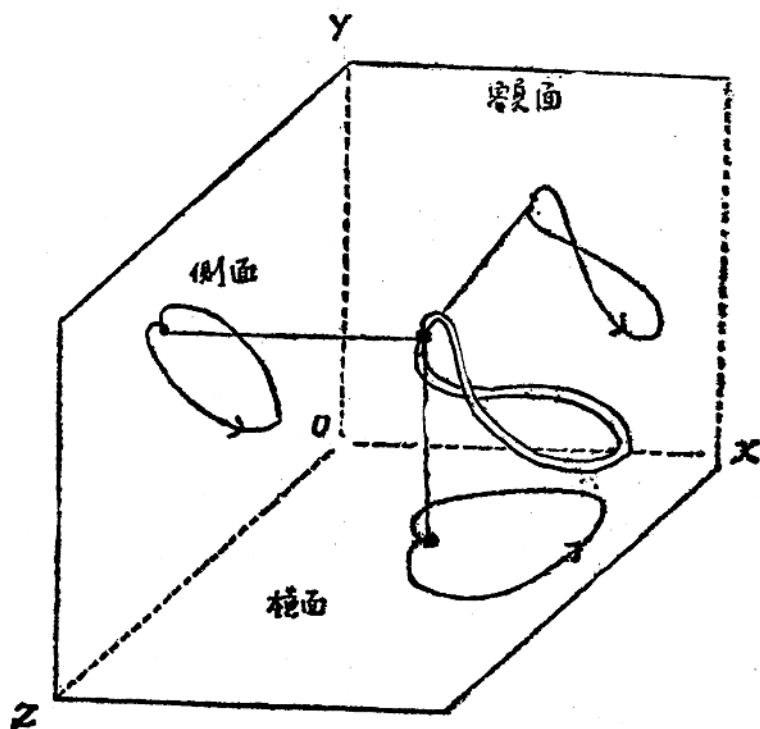


图 1.3

图1.3：空间心电向量环在额面、横面及侧面上的投影模型示意图。

ox: 代表左右方向的横轴（水平轴）即 x 轴。

oy: 代表上下方向的纵轴（垂直轴）即 y 轴。

oz: 代表前后方向的前后轴（矢状轴）即 z 轴。

ox—oy（横轴——纵轴）组成额面。

ox—oz (横轴——前后轴) 组成横面。

oy—oz (纵轴——前后轴) 组成侧面。

对于第1.2.3点困难,不少学者进行了大量的实验研究,希望了解心脏这个空腔形器官各部位产生的电动势是怎样综合的,人体这个复杂的容积导体,对心脏这样的“发电机”所产生的电动势是如何传播的,从而建立起一套完整的理论概念,并设计出一套更切合实际的记录方法,以表达心脏电学活动的真实情况。

二、爱氏三角形及布尔基氏三角形

1907年 Einthoven 等提出了 Einthoven 氏三角形学说,其要点如下:

1.心脏的电激动过程,可以比作一对单一的电偶,它具有可变的方位及强度,位于人体体腔的中央。

2.人体体腔是一个均匀导电的,很大的球形容积导体。

3.右肩、左肩及左下肢三点距离相等,构成等边三角形的三个顶点。心脏产生的电流,均匀地传到体腔。四肢作为传导部分,类似电线。肢体上任何一点电压,等于该肢体与躯干交接处的电压。

4.电偶位于等边三角形中心,并与此三角形位于同一平面上。

在左右上肢及左下肢安放电极,构成三个标准导联。心脏综合电偶的通常极向是指向左下方,故左下定为导联的正侧。根据以上假设,可用图1.4来图介爱氏三角形学说。圆圈代表人体体腔,一十号为电偶,代表心脏,位于体腔中央。R、L、F分别代表右肩、左肩及左脚,三点均位于同一平面上,三点间距离(r)相等。心脏的电激动产生电压(v),对肢体的影响是,某点电压大小与距离的平方成反比,与 θ 角的余弦($\cos$)成正比。即:

$$L \text{ 点电压 } v_L = \frac{K \cdot \cos \theta}{r^2}$$

$$R \text{ 点电压 } v_R = \frac{K \cdot \cos(\theta + 120^\circ)}{r^2}$$

$$F \text{ 点电压 } v_F = \frac{K \cdot \cos(\theta + 240^\circ)}{r^2}$$

R、L、F三点分别相距 120° , K系体液导电常数。

图1.4: 爱氏三角形图介。

用标准 I、II、III 导联组成等边三角形,心脏位于等边三角形中心,以一对电偶来表示。在任何瞬间,电偶的强度及指向均可用向量来表示,此向量在三角形三个边上的投影,分别用 E_1 、 E_2 及 E_3 表示(图1.5)。

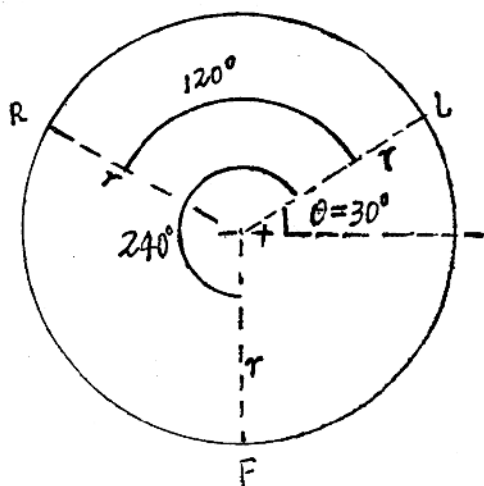


图 1.4

图1.5: 心电向量在爱氏等边三角形上投影。连接右臂、左臂及左脚,形成爱氏等边三角形,ox代表心脏瞬间电动力,以向量形式画出,○为三角形中心点,心脏从此处激动。ox向量投影于I导联上为 E_1 ,II导联上为 E_2 ,III导联上为 E_3 。 E_1 、 E_2 及 E_3 分别为每一导联上所纪

录的标量偏移值(Scalar deflection)。

根据爱氏三角形学说, 电偶向量投影于某一导联上电位差(投影向量)的大小决定于 θ 角的余弦值。例如 I 导联的电位差, $E_1 = E \cdot \cos\theta$, II 导联的电位差 $E_2 = E \cdot \cos(\theta - 60^\circ)$, III 导联的电位差 $E_3 = E \cdot \cos(120^\circ - \theta)$, 分别将 I、II、III 导联的三个导联轴, 移至爱氏三角形中点, 构成图 1.6, 有助于对以上公式的理解。

图 1.6: ox 代表心脏瞬间电动势, 即 E 。每两个导联轴的夹角均等于 60° , ox 在三个导联轴上的投影, 分别用 E_1 、 E_2 及 E_3 表示。 ox 与 I 导联轴的交角为 θ , 与 II 导联轴的交角为 $\theta - 60^\circ$ 与 III 导联轴的交角为 $120^\circ - \theta$ 。

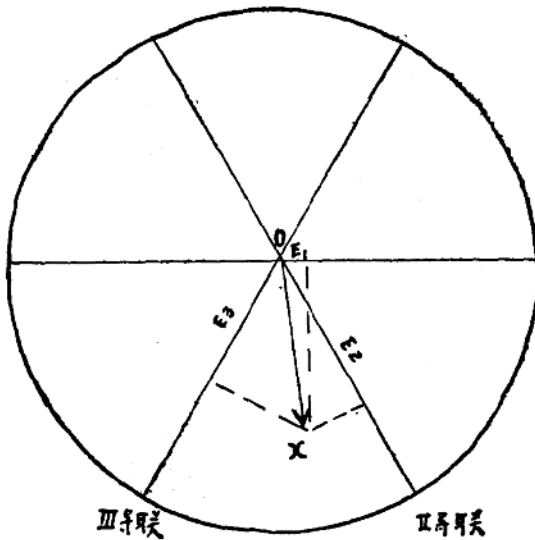


图 1.6

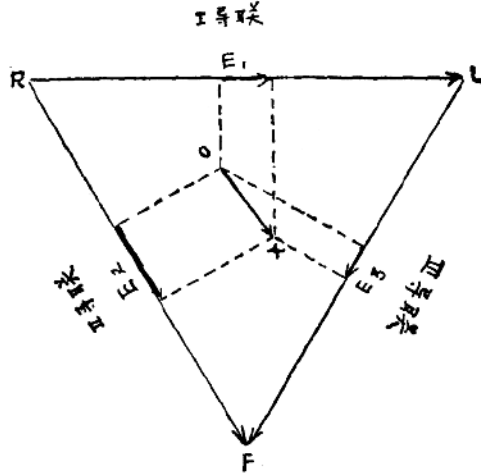


图 1.5

但是心脏并非位于体腔中心, 与各肢体间的距离亦非相等, 人体各组织导电性亦非均匀, 躯体也不是无限大的结构。心脏与胸腔相比, 是比较大的器官, 不易用单一电偶表示, 因此爱氏三角形学说并不完全切合实际情况。

I 导联

Burger 及 Milaan 校正了爱氏三角形, 他们在人体模型内, 充满导电溶液, 按心脏的真实位置, 装置一个电源, 代表心脏的电动势, 用以了解此电动势对各导联的真实影响。在实验中, 任意调节电源方向, 以便在各导联上能纪录到

最大向量, 即当电偶向量与该导联平行时, 所获得的最大投影。如果爱氏三角形是正确的, 电偶与 I 导联平行时, 即电偶的方位为 $\pm 180^\circ \sim 0^\circ$ 时, 投影向量应最大。同理, 对 II 导联投影最大时, 电偶方位应为 $+120^\circ \sim -60^\circ$ 。对 III 导联投影最大时, 电偶方位应为 $+120^\circ \sim -60^\circ$ (图 1.6)。爱氏三角形既是等边的, 则电偶向量投影到三个导联上的最大向量应当相等。但经实测结果, 当电偶方位与 I 导联平行时, 反而描出一个低振幅波, 而非高振幅波。当电偶方位与 I 导联垂直时, 描出一个负向波, 而非双向波。因此 I 导联的方位与爱氏三角形学说并不符合 (图 1.7 A)。调节电偶方向, 使之分别在 I、II、III 导联上得到最大向量。则此时电偶的所在方位 (图 1.7 B 中 1、2、3 的方位), 分别与 I、II、III 导联的真正方向相

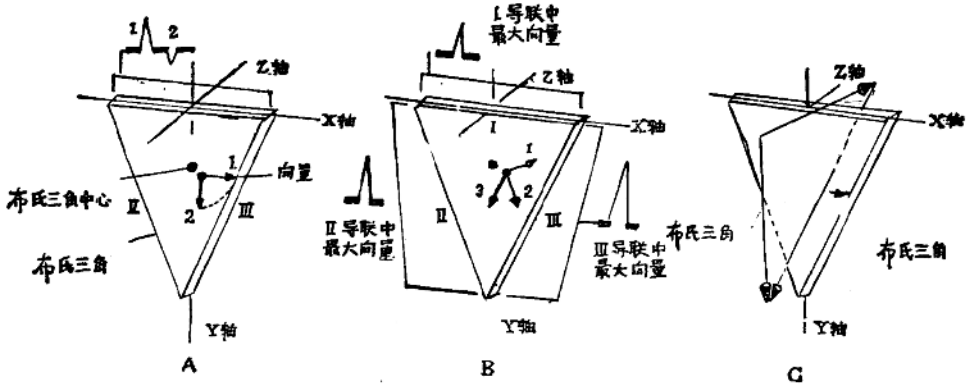


图 1.7

平行。相同的电偶强度，在 I、II、III 导联轴上的最大投影并不相等，因此三个导联向量的相对长度或比重也不相等。根据三个导联的特定方向和其相对长度组成一个非等边三角形，称 Burger 三角形（图 1.7C）。

图 1.7：用人体模型和模拟的心脏电偶（放在心脏的真实位置上）实验示意图介。

Burger 及 Milaan 的实验证明，三个导联上所获得的最大向量不等，其电位差 $L_1:L_2:L_3 = 1.0:1.8:2.2$ ，I 导联最小，II 导联最大。也即三个导联轴的长短不等，三角形三个边长度之比为 $L_1:L_2:L_3 = 1.0:1.8:2.2$ ，组成非等边三角形。在 I 导联上获得最大向量的电偶方位不是与横轴平行，而是从左后上方到右前下方有一倾角。Burger 三角形并不位于额面上，与额面尚有一个前上后下的偏差角（图 1.8）。

图 1.8：右臂、左臂及左足构成非等边三角形，即 Burger 三角形。

一如在图 1.5 中，心电向量位于三角形中心，代表瞬间电动势，投影到三角形的三个边上。在每一导联所纪录的标量偏转值，不仅决定于投影向量的大小，也决定于导联向量的大小。也就是说，同一心电向量对三个标准导联所产生的电位影响不同。如以 II 导联的长度作为单位，投影向量在 I 导联上的振幅是降低，降低系数等于 I 导联的长度与 II 导联的长度之比。同样，投影向量在 III 导联上的振幅是增加，增加系数等于 III 导联的长度与 II 导联的长度之比。与 Einthoven 三角形不同，Burger 三角形三个边是不等长的，位于三角形几何学中心的电偶，在任何瞬间内其强度及方向的改变，均可以向向量来表示。当此电偶向量投影到三角形的每个边上，每个导联所纪录的标量偏转值并不等于投影的振幅。

在图 1.8 中，II 导联是任意指定作为长度单位，投影向量在此导联上的振幅等于实际所纪录的振幅。而 I 导联所纪录的振幅，小于投影向量在该导联上的振幅。III 导联所纪录的振幅，则大于投影向量在该导联上的振幅。在 Einthoven 三角形投影向量不须要校正，因为三个边有相同的长度单位。在 Burger 三角形，纪录的标量偏移值的大小，不仅决定于投影向量的大

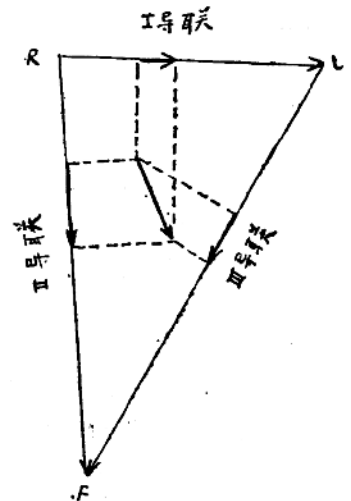


图 1.8

小,也决定于导联向量的大小。

$$E_1 = RL \cdot E \cos \theta$$

$$E_2 = RF \cdot E \cos \theta$$

$$E_3 = LF \cdot E \cos \theta$$

E_1 、 E_2 、 E_3 分别代表I、II、III导联上的标量偏转值,而RL、RF、及LF分别为三个导联向量的相对长度。

三、导联向量及多导联向量概念

Burger及Milaan提出导联向量(Lead Vector)概念,经校正后的导联,既有固定的方向,又有固定的长度,所以每个导联均可看作一个向量,称导联向量。类似的概念还有Frank影象向量(Frank's image vector)及Schmitt变换阻抗(Schmitt's transfer impedance)。导联向量通常用欧姆/厘米(ohms/cm)表示,也等于毫伏/毫安—厘米(Millivolts/milliamperes—centimeter)。导联向量及电偶向量(以毫安—厘米表示)的乘积是一标量,用毫伏表示。

一些研究者在人体模型内安放电偶,测定导联向量。Frank做了大量工作,他不仅在单一电偶躯体模型的表面上安放了许多测定点,还在有71个电偶躯体模型横切面的周边部分安放了16个测定点。考虑到个体之间的差异性,因此建立不同体型、不同年龄、不同性别的各种躯体模型,例如儿童、成人、男性及女性等,以获得比较完整的资料,很为必要。Burger及Van Milaan早期所做的工作,也指出了对人体不规则的境界表面的解决办法。他们发现使用均质及非均质模型,所获得的结果相同。提示在额面上,组织的不均质性对修正躯体表面电位,不起重要作用。den Boer使用新鲜尸体代替模型,研究的结果也相同。很多学者曾对不同组织的导电性做了测量,虽然对结果的解释有些矛盾,但对血液是人体最好的导体意见是一致的。心脏内血液对于改变心脏电位分布的影响,大概起很大作用。

考虑到心脏与人体相比,在比例上是相当大,特别是与胸腔的前后径及横径相比时。不同方位的电偶向量对同一导联来讲,其导联向量有明显的差别,故提出了多导联向量概念。Frank在人体导电模型上,模拟心脏位置,在三个标定方位,放置三个电偶向量进行研究。对于同时发生的,位于不同部位的多个电偶向量(具有多导联向量的特点)如何进行综合,可以参考图1.9A及B。两个电偶是放在同一平面上,电偶1产生一电动势(图1.9A),指向左下。电偶2产生一电动势(图1.9B),指向右下。如果这两个电动势同时产生,它们在导联上将联合产生一个偏转,可用电流计记录下来。两个电偶力可用适当方法进行综合,电偶1及电偶2对于要测定的导联,必然存在着不同的导联向量。每个导联向量都能由实验获得。在A点及B点各放一个大小均为1毫安—厘米的电偶。如果电偶1在A点是水平指向,测定由导联纪录的电压毫伏数就是电偶1(A点)导联向量的X成分,以欧姆/厘米表示。如果电偶1在A点是垂直指向,由导联纪录的电压毫伏数即为电偶1导联向量的Y成分。在图1.9A中,X及Y成分分别为+3及+2欧姆/厘米。用同样方法可以求出电偶2(B点)导联向量的X及Y成分,分别为+2及+5欧姆/厘米。

在图1.9中,电偶1及电偶2的电偶向量是分别投影于相应的导联向量上,以虚线表示投影,以粗黑线表示投影向量,每一电偶所产生的标量电压可用两种方法测定。

1.第一种方法是导联向量长度(欧姆/厘米)乘以投影向量长度(毫安/厘米)。

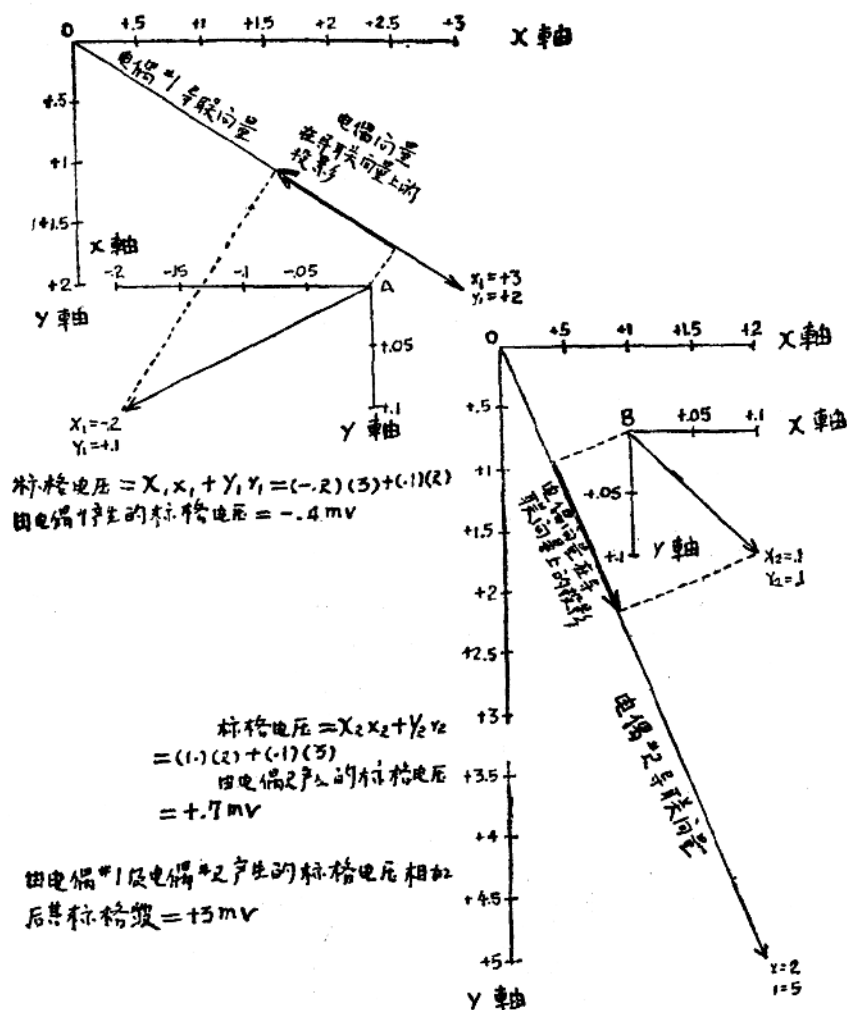


图 1.9

以电偶1为例: $3.61 \text{ 欧姆/厘米} \times -0.111 \text{ 毫安/厘米} = -0.4 \text{ 毫伏}$ 。

2. 第二种方法比较简便, 可使用以下公式求出。

电偶1 标量电压 $= X_1 x_1 + Y_1 y_1$

x_1 及 y_1 分别为图1.9 A中电偶1 导联向量的 x 及 y 成分, 分别为 $+3$ 及 $+2$ 欧姆/厘米。 X_1 及 Y_1 分别为电偶1 电偶向量的 X 及 Y 成分, 分别为 $-.2$ 及 $+.1$ 毫安/厘米。故 $X_1 x_1 + Y_1 y_1 = (-.2)(3) + (.1)(2) = -.6 + .2 = -.4 \text{ 毫伏}$ 。用同样方法, 电偶2 的标量电压 $= X_2 x_2 + Y_2 y_2 = (.1)(2) + (.1)(5) = .2 + .5 = +.7 \text{ 毫伏}$ 。考虑到电偶1 及电偶2 是同时产生了它们的各自电动势, 由导联所纪录到的标量偏转值, 是由两个电偶所产生的标量电压的代数和, 即 $(-.4) + (+.7) = +.3 \text{ 毫伏}$ 。

图1.9: 详见书中解释。X 及 Y 的单位以毫安—厘米表示, x 及 y 的单位以欧姆/厘米表示, 两者的乘积 (mA—cm) (ohm/cm) 等于毫伏。

多个电偶的处理比较复杂, 仅使用两个电偶时, 它所产生的电动势, 可以指向三个平面

所构成的八个空间方位的任何方向,每个电偶向量均有 x 、 y 、 z 三个成分(二个平面和三个平面是一致的,均包含三个成分)。所以就每个电偶来讲,对每一给定的导联,均存在一个特定的导联向量,每个导联向量均可从实验获得。多个空间导联向量中的每一个均能以它的 x 、 y 及 z 成分表示。每一电偶向量所产生的标量电压均可由 $Xx + Yy + Zz$ 计算获得,最后将每一电偶所产生的标量电压作代数相加,其结果就是由导联上记录得到的,同时作用的多电偶综合标量电压。

以上的概念符合心脏的真实情况,心脏不能用一点状发电机,也就是不能用一个单一的电偶来代表,而宁可用几乎无限多的空间指向的电偶来代表。这些电偶来自心肌的不同部位,分别产生电动势。对于这些电偶,同样也存在着几乎无限多的导联向量。假定如果在每一瞬间能保持相对恒定,也同样可以采用代数相加的方法,得到瞬间标量电压。但由于心脏收缩的机械运动,脉搏的搏动性和组织导电性能的改变,实际上的瞬间恒定是不存在的,只有瞬间相对恒定的理论概念。

多个电偶向量使用平行四边形对角线原理,可以得到一个简单的综合向量。在图1.10左下方图中,表示此种方法。假定电偶1及电偶2是来自同一点,将电偶1及电偶2的导联向量,以平行四边形对角线原则(图中用虚线画出平行四边形的两个边),可得到综合电偶向量。此综合电偶向量,也可用 $X_1 + X_2$ 及 $Y_1 + Y_2$ 求出,即分别将两个电偶向量的 X 成分及 Y 成分相加。 $X_1 + X_2 = (-.2) + (+.1) = -.1$, $Y_1 + Y_2 = (+.1) + (+.1) = +.2$, 获得的综合

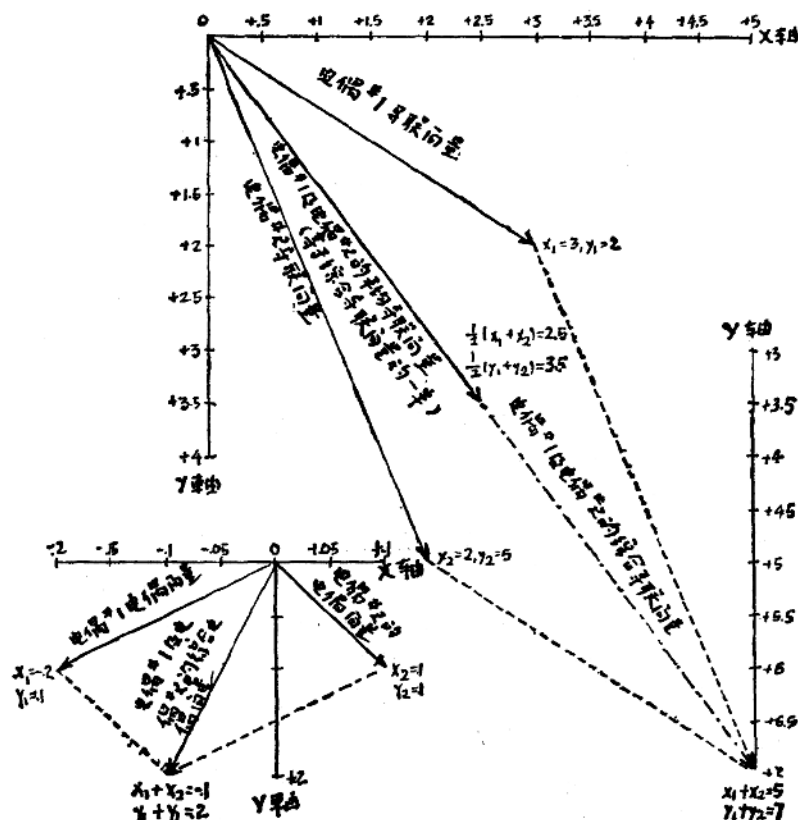


图 1.10

成分分别为 -0.1 及 $+0.2 \text{ mA-cm}$ 。至于图1.9中A点及B点两个导联向量的综合，也可用平行四边形绘图法或导联向量成分相加法得到。在图1.10的右上方图中，无论采用那一种方法，所产生的X及Y成分均为5及7欧姆/厘米。例如用平行四边形法，图中X成分为5欧姆/厘米，Y成分为7欧姆/厘米。用导联向量成分相加法 $X_1 + X_2 = 3 + 2 = 5$ ， $Y_1 + Y_2 = 2 + 5 = 7$ ，结果相同。平均导联向量为综合导联向量除形成合力的导联数目，本例导联数目为2，用综合导联向量除2，即平行四边形对角线的一半等于平均导联向量。平均导联向量的X及Y成分分别为综合导联向量X及Y成分的一半，即2.5及3.5欧姆/厘米。在图1.10中，平均导联向量用实线表示，综合导联向量的其余部分以交替的点状线及破折号表示。

图1.10：详见书中解释。X及Y的单位以毫安—厘米表示，x及y的单位以欧姆/厘米表示，两者的乘积 $(\text{mA-cm})(\text{ohm/cm})$ 为毫伏。

在图1、11中，将图1、10中电偶1及电偶2的综合电偶向量以及对这些电偶部位的平均导联向量，一一画出。由综合电偶向量产生的标量波，既可从综合电偶向量投影到平均导联向量上的长度来决定，也可以相应的水平及垂直成分，按 $Xx + Yy$ 的公式来决定。即综合电偶向量X成分乘平均导联向量的x成分加综合电偶向量的Y成分乘平均导联向量的y成分。在图1.11中， $Xx + Yy = (-.1)(2.5) + (.2)(3.5) = -.25 + .7 = +.45 \text{ mv}$ 。此数值与图1、9的结果 $+0.3 \text{ mv}$ 有明显的差别，这一矛盾是因为我们把多个电偶向量的总和形成单一的综合电偶。这些电偶对于纪录导联并不提供相同的电压；其原因不仅在于

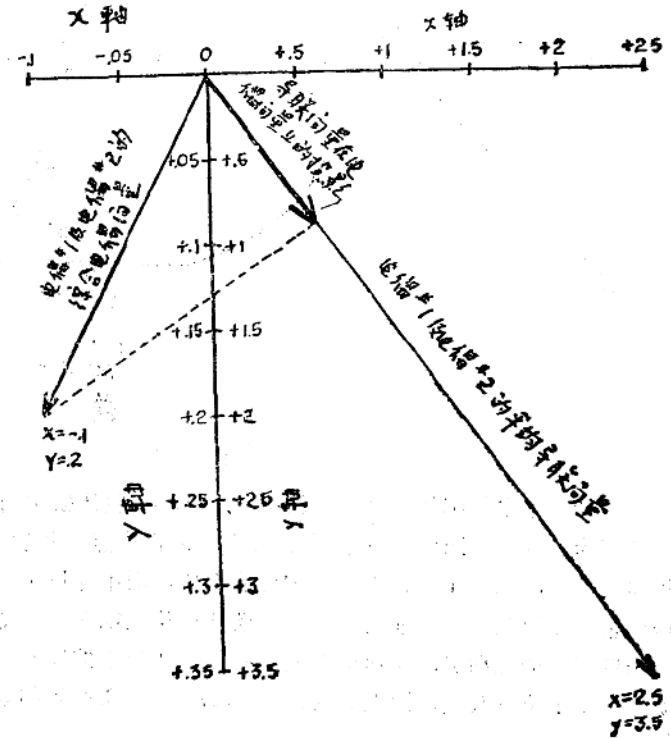


图 1.11

电偶的强度及方向间存在着差异，而且在于导联向量方面也存在着差异。后者是由多种因素决定的，例如电偶位置、组织的不均质性及容积导体境界表面的不规则性等。

图1.11：详见书中解释。X及Y的单位是毫安—厘米，x及y的单位是欧姆/厘米，两者的乘积 $(\text{mA-cm})(\text{ohm/cm})$ 为毫伏。

几乎无限多的心肌细胞发生几乎无限多的电偶向量，这些数量众多的电偶电动势如何简化？如果多导联的导联向量，在振幅及方向方面对于每一个位于心肌组织内的电偶部位均一致时，则整个心脏对于导联来说，从电功能上来看是一个单一的电偶。图1、12为Frank所研究的躯体模型横切面图，从横切面前正中点E及后正中点M作一导联，构成解剖学上的前

后轴。在躯体模型上，模拟心脏位置，放置编号为00，38及83的三个特定的电偶，具有一定的方位及间距，三个箭头分别代表三个标定的电偶对EM导联所产生的导联向量。可以看出此三个导联向量，在振幅及方向方面，是明显的不同。

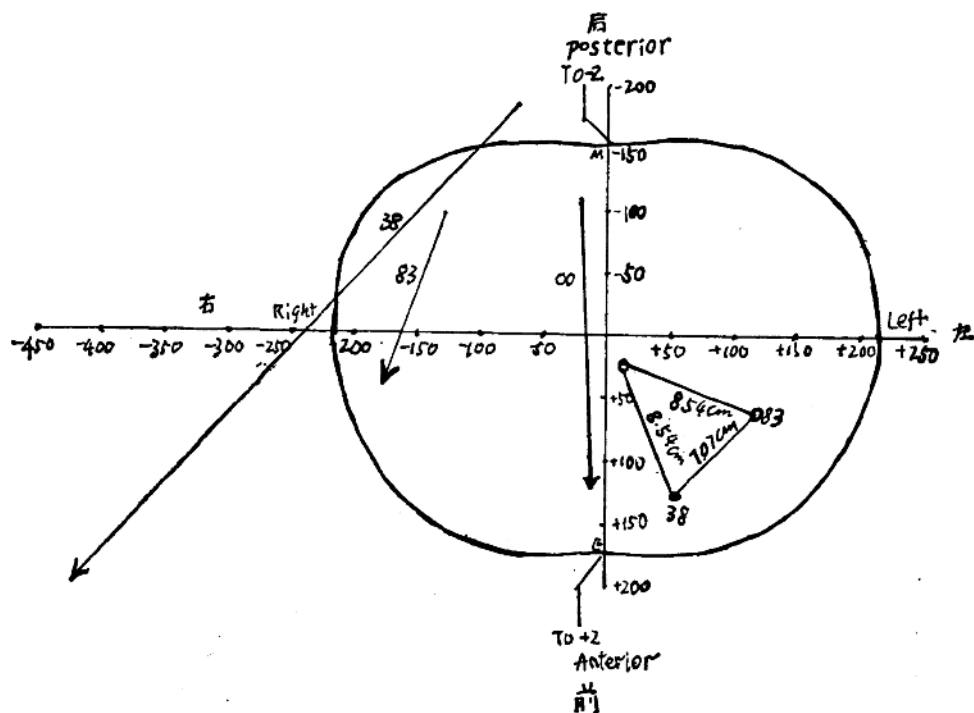
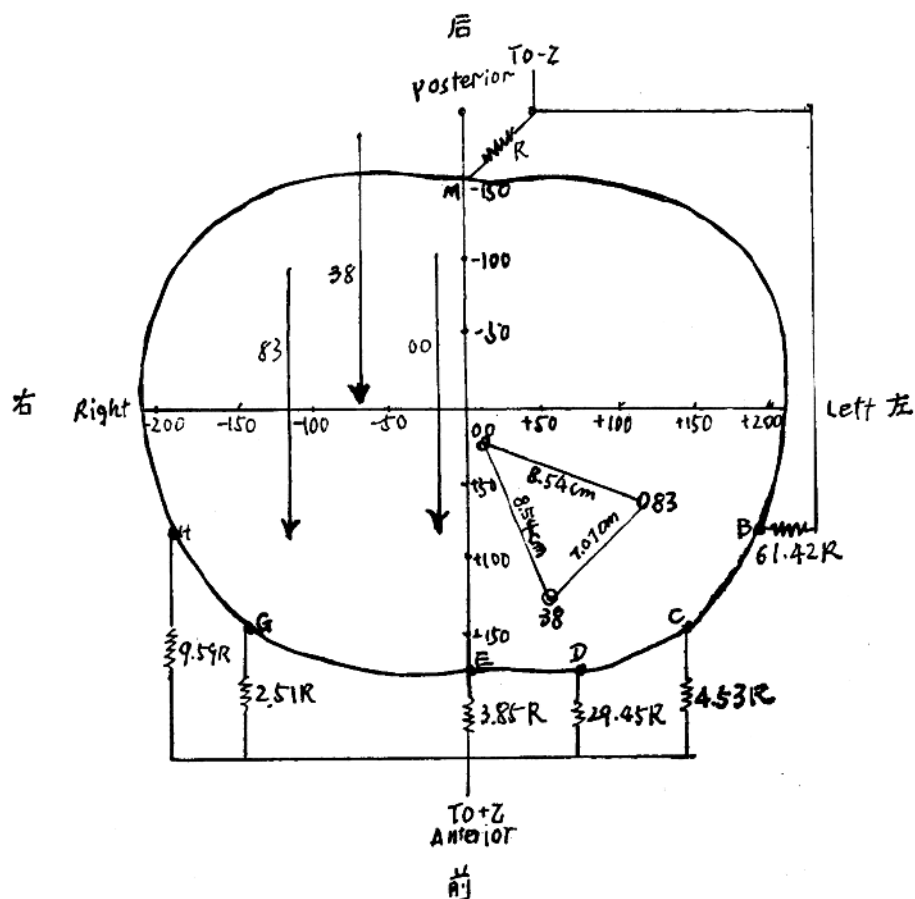


图 1.12

图1.12:3个电偶编号为00,83及38位于Frank 躯体模型的横切面上。水平宽度为 33cm, 前后宽度为25cm, 三个电偶间距离已标出。前正中点E及后正中点M组成EM导联, 导联向量用箭头表示, 每一个均标以相应的电偶部位, 图中标量是Frank所规定的任意单位。三个导联向量在振幅及方向上显著不同。电动势的位置如发生改变时, 可使导联向量明显不同。例如来自点38的电动势, 呈向前及向右指向其所产生的导联向量很大。而位于点83处的同等电动势, 由于位置改变, 距点38约7cm(7.07cm), 所产生的导联向量很小。前者约为后者的4倍。

由于部位不同, 几乎无限多的电偶向量, 对同一导联可产生几乎无限多的导联向量, 图1、12中以3个为例。Frank 针对不同部位电偶, 对某一导联其方位及电阻阻值不同, 从而造成了不同的导联向量这一情况。在实验模型的横切面上, 选择许多点, 串以不同的电阻后, 联成电阻网, 分别与E及M点相连接, 各电阻值是按实验结果经过计算而设计的, 电阻值及各点的位置见图1、13。三个电偶00, 83及38的放置位置同图1、12。经过这样联结后, 00, 83及38三个点对EM导联就产生完全相同的导联向量。

图1.13:一如在图1.12, 三个电偶00, 83及38放置于Frank 模型的横切面, 模拟正常的心脏位置。通过与各有关点联接电阻, 组成电阻网, 再与心电图机上电流计的电极相联接。由于体表上的各个点经过了适当选择, 同时从实验中计算出各个电阻的适当数值。因此导联向



量不仅在方向上是严格的前后向，在振幅上对三个电偶也是完全相同。经过这样联接后，三个电偶对 E M 导联就产生完全相同的导联向量。这就使心脏内无限多的电偶向量变成了单一的电偶向量。

第二章 心电向量图的导联体系

一、一般概念

心电向量图理想的导联体系,必须包括三个具有以下特点的导联。

1.三个导联必须互相垂直,且每一导联必须与人体上相应的轴相平行。这些轴包括横轴又称X轴或左右轴,纵轴亦称Y轴或上下轴,矢状轴亦称Z轴或前后轴。

2.心电向量在这三个导联上所显示的振幅必须相等。

3.要求三个导联的导联向量,不仅其振幅相等,且须与心脏内某一单一点互相垂直,并对心脏内所有产生电动力的各点来说,均保持相同的振幅及方向。

心电向量图导联具有以上第一条及第二条的特点称直交导联(orthogonal leads)。如果还具有第三条特点,则称校正直交导联(Corrected orthogonal leads)。

某些导联体系,例如四面体(tetrahedron)、立方体(cube)、直线三面体(rectilinear trihedron)即双立方体(double cube),从解剖意义上说是接近直交的,但在电学意义上并非直交,因此不适用Burger及van Milaan的导联向量概念。心电向量图的导联体系有二十多种,50年代多采用Grishmann立方体系,现多采用Frank 7电极体系(seven-electrode system)。现将较常用的导联体系介绍如下:

一、直交导联体系:包括等边四面体体系,立方体体系等。

二、校正直交导联体系:包括Frank导联体系,McFee及Parungao轴体系,Schmitt及Simonson导联体系等。

二、直交导联体系

1.等边四面体体系(equilateral tetrahedron system):是1947年Wilson, Johnston及Koss一mann等根据Einthoven三角形概念设计的,1953年Burch, Abildskov及Cronvich等首先用于临床。他们假定心脏位于一个四面体的中心,以Einthoven三角形作为等边四面体的底。共用四个电极,三个电极分别放在右臂、左臂及左足用R、L及F代表,第四个电极用B代表,放在背部第七胸椎水平左侧2厘米处,作为四面体的顶端(图2.1)。心脏与等边四面体各顶点之间的距离相等。用四个电极组成三个导联,在解剖上接近垂直。这三个导联为I、avF及 V_B 导联。I及avF导联与心电图相同, V_B 导联代表背部电极与Wilson中心电站之间的电位差。I和avF导联构成额面, V_B 和I导联构成横面, V_B 和avF导联构成侧面。等边四面体体系操作简便,且仍沿用心电图概念,仅多加了一个 V_B 导联,所得图形与心电图可相对照。但是这种体系是基于Einthoven三角形学说所设计的。既然Einthoven三角形学说存在着很多缺点,因此这个导联体系就失去了理论上的支持。

图2.1: 等边四面体体系电极的安放部位。

两种形式的四面体曾经应用(见图2.2及图2.3),图2.2为等边四面体,在理论上,四

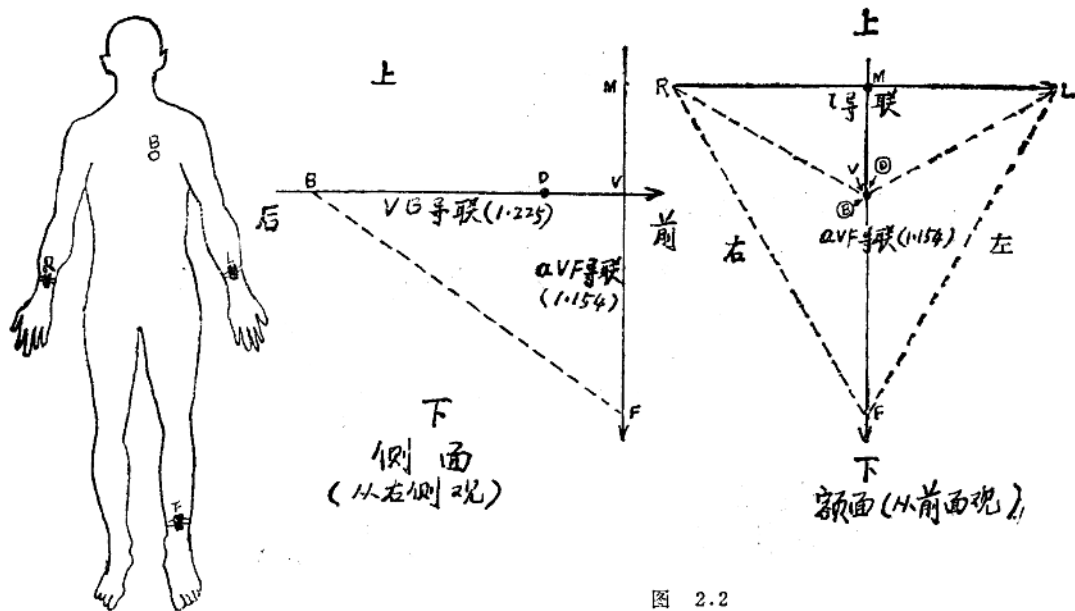


图 2.1

图 2.2

面体的四个面是相等的等边三角形。为了绘出此图， avF 导联须乘以 $\frac{2}{3}\sqrt{3}$ 或 1.154 这一校正系数， V_B 导联须乘以 $\sqrt{3/2}$ 或 1.225 这一校正系数， I 导联仍保持其原来的基数，不须校正。

图2.2: wilson等边四面体体系。心脏电偶中心(D)与等边四面体各顶点之间的距离相等，即D与R、L、F及B电极之间的距离相等。wilson中心电站(V)位于额面，与D点的位置不同。

等腰四面体在额面上，wilson中心电站(V)与四面体的四个顶点之间的距离相等。为绘出此图形， V_B 导联须乘以系数 $\sqrt{3}$ 或 1.732 校正之，而 I 及 avF 导联的校正系数则与等边四面体中相同。因此四面体体系提供了三个在解剖上互相正交的导联，采用校正系数校正后，它们是等值的。Burch等曾广泛应用了等边四面体导联体系。等腰四面体的情况详见图2.3。

图2.3: 等腰四面体。假定wilson中心电站(V)和心脏电偶中心(D)在额面上位置相同。D点及V点与四面体的顶点等距离， avF 及 V_B 导联分别乘以校正系数 1.154 及 1.732， I 导联不变，仍保持其原来的基数。

虽然四面体的三个导联在解剖上是正交的，但从电学观点来看，并非正交。在图 2.4 中引用Frank所发表的关于四面体导联向量资料，四面体的电学图形与解剖图形之间的差别很明显。

图2.4: 按照Frank所发表的资料，图示四面体电极的空间位置。实线代表 I 、 avF 及 V_B 导联，可与这些导联在图2.2及图2.3中相应的实线对比，差别是明显的。从电学意义上来看，四面体导联既不直交，也不等长。V代表中心电站，它与D点的位置不一，D代表电偶的位置，M代表 I 导联的中点。

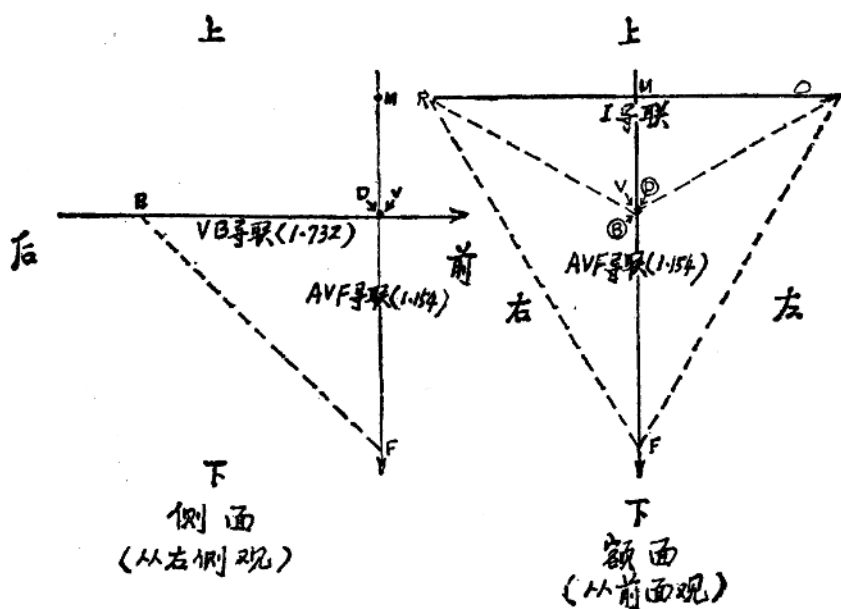


图 2.3

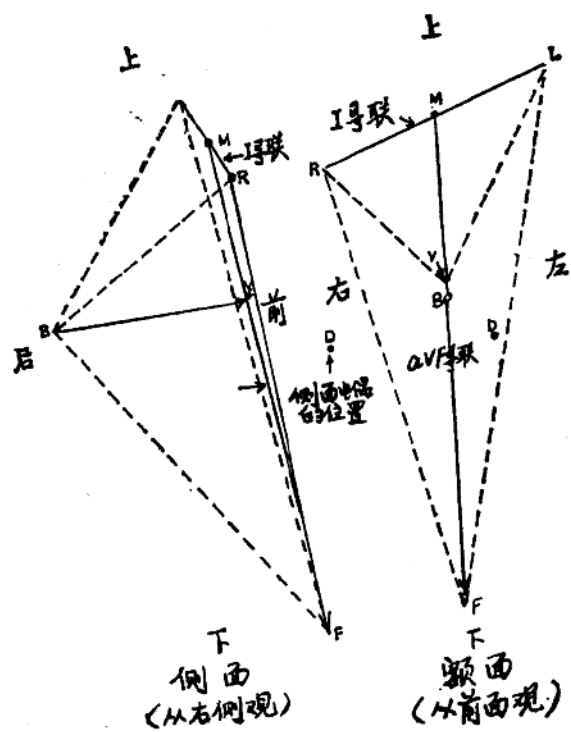


图 2.4

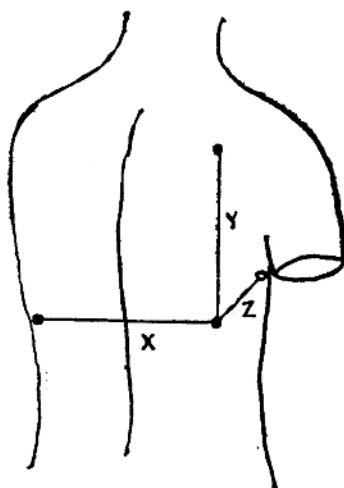


图 2.5