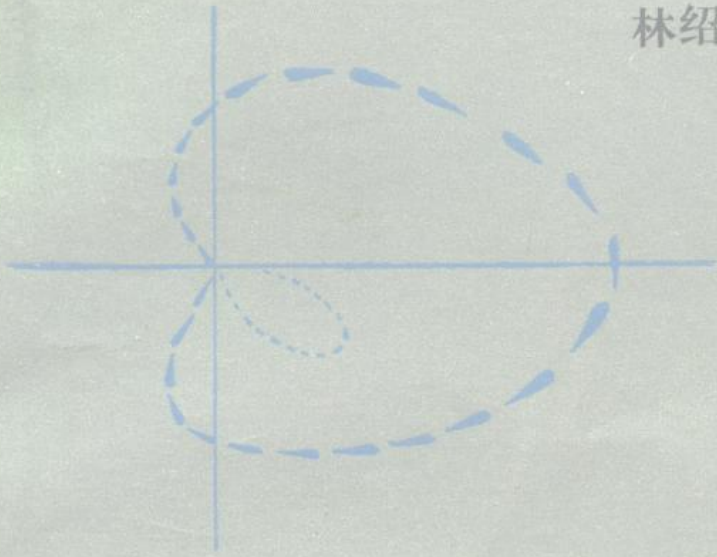


林绍芳 宋洪发 曹 钧 编



心电图向量图学



心电向量图学

林 绍 芳
宋 洪 发 编
曹 钧

人 民 卫 生 出 版 社

D-64/12

心电向量图学

林绍芳 宋洪发 曹 钧 编

人民卫生出版社出版
(北京市崇文区天坛西里10号)
河北省遵化县印刷厂印刷
新华书店北京发行所发行

787×1092毫米16开本 15 1/2印张 278千字

1983年1月第1版 1987年5月第1版第2次印刷

印数：12,101—13,350

ISBN 7-117-00254-9/R·255 定价：2.90元

统一书号：14048·4278

【科技新书目 141—87】

前 言

心电向量图学是一门较为年轻的学科，它能较准确地反映心脏的电活动现象。虽然临床应用的时间比较短，经验少，但对某些心脏疾病的诊断，确有独特之处，而为心电图所不及。故国内外对此门学科的研究和应用日趋广泛和深入，并不断取得进展。我国自1956年开始开展此项工作以来，有了一定进展，取得了一些经验，从事此项工作的专业人员日渐增多，我国自行研制和生产的心电向量图仪，已在临床上广泛采用，但本学科的临床和研究资料交流较少，为此，我们在人民卫生出版社帮助和支持下，编写了本书，以供临床医生和从事心电向量工作者参考。

本书在编写过程中除得到了许多领导的大力支持外，还有武汉中原机械厂许其贞工程师和上海医用电子仪器厂黄启寅工程师为本书编写了第十七章；山东省济宁医学专科学校叶珠萍同志、山东农学院王永芳同志、山东省泰山疗养院丁平同志、山东省千佛山医院王化南同志共同协助绘制了插图，山东省泰安卫校唐恩霖同志协助摄制了图片。武汉医学院王兆椿教授、山东医学院王培仁教授、上海市第一人民医院颜和昌主任、山东医学院高德恩副教授，都在百忙中对本书作了审阅指正，在此一并表示深切感谢。

由于我们水平有限和经验不足，本书缺点和错误在所难免，恳请读者批评指正。

编 者

1982年2月

目 录

第一章 概述	1
第二章 导联体系	3
一、立方体导联体系	3
二、四面体导联体系	4
三、佛兰克导联体系	4
四、Mc Fee 和 Parungao 导联体系	7
五、Schmitt 和 Simonson 导联体系	7
第三章 心电向量的概念和心电向量环的形成	11
一、心电向量的概念	11
二、心脏除极与心电向量环的形成	13
三、心电图与心电向量图的关系	18
第四章 心电向量图的分析方法	23
一、E点	23
二、时间标记	23
三、振幅标记	23
四、P向量环	24
五、P-R 间期	24
六、QRS 向量环	24
七、S-T 向量	25
八、T向量环	26
九、QRS-T 角度	26
十、U环	26
第五章 正常心电向量图	27
一、P环	27
二、QRS环	33
三、ST向量	36
四、T向量环	37
五、QRS-T角	39
六、U环	39
七、心电向量图的生理变异	39
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	49
第七章 左心室肥大	51
一、心室肥大	51
二、左心室肥大概述	51

三、左心室肥大分类·····	54
四、左心室病理性肥大分型·····	61
五、左心室劳损·····	68
六、左心室肥大诊断条件·····	70
七、鉴别诊断·····	71
第八章 右心室肥大·····	73
一、右心室肥大概述·····	73
二、右心室肥大分型·····	75
三、右心室劳损·····	91
四、右心室肥大诊断条件·····	91
五、鉴别诊断·····	93
六、双侧心室肥大·····	94
第九章 束支传导阻滞·····	99
一、右束支传导阻滞·····	99
二、不完全性右束支传导阻滞·····	108
三、左束支传导阻滞·····	112
四、不完全性左束支传导阻滞·····	115
第十章 左束支半支阻滞·····	119
一、左前半阻滞·····	120
二、左后半阻滞·····	127
三、左间隔分支阻滞·····	131
四、双支阻滞·····	133
五、分支传导阻滞的病因·····	139
第十一章 心肌梗塞·····	141
一、下壁心肌梗塞·····	142
二、室间隔心肌梗塞与纤维化·····	147
三、局限性前壁心肌梗塞·····	148
四、前间壁心肌梗塞·····	149
五、侧壁心肌梗塞·····	152
六、前侧壁心肌梗塞·····	154
七、广泛前壁心肌梗塞·····	156
八、下侧壁心肌梗塞·····	158
九、高侧壁心肌梗塞·····	159
十、后壁心肌梗塞·····	161
十一、后侧壁心肌梗塞·····	164
十二、后下壁心肌梗塞·····	166
十三、后前壁心肌梗塞·····	166
十四、心内膜下心肌梗塞·····	167
十五、小灶心肌梗塞·····	168
十六、心肌梗塞合并心室内传导阻滞·····	173
第十二章 心肌损伤和缺血·····	184
一、心肌损伤·····	184

二、心肌缺血·····	188
第十三章 预激综合征·····	192
一、A型预激综合征·····	194
二、B型预激综合征·····	196
三、中间型预激综合征·····	197
第十四章 肺原性心脏病·····	201
一、急性肺原性心脏病·····	201
二、慢性肺原性心脏病·····	204
第十五章 时间心电向量图·····	218
第十六章 正常小儿心电向量图·····	222
第十七章 心电向量图机的构造与原理·····	225
一、概述·····	225
二、心电向量图机的工作原理·····	226
三、我国的心电向量图机·····	228
四、直接描记心电向量图机·····	230
五、心电向量图机的使用·····	232
第十八章 心电向量图机操作规程·····	235
一、病人的准备·····	235
二、仪器的准备·····	235
三、摄影·····	236
第十九章 胶卷的冲洗和照片印制与放大·····	238
一、冲洗胶卷的方法和步骤·····	239
二、照片的印制与放大·····	240

第一章 概 述

自1903年 Einthoven 对心电图开始研究以来,至今已近80年,当时是采用弦线电流计和光学方法记录出每个心动周期的心脏电位变化曲线,将其命名为心电图。1904年 Einthoven、Fahr、de Woart 等提出了心电图发生的原理,称为“爱氏原理”。实际上 Einthoven 以等边三角形确定电轴时就已经应用了心电向量的概念来分析心脏的电激动过程。

心电向量图 (vectorcardiogram) 的研究,开始于本世纪20年代。1920年纽约的 Mann 氏采用一种方法将两个导联心电图合并,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可以将两个导联上所发生的电压,描绘于一个平面,显示出一个环,然后再把这个环摄影记录。但此种操作在当时亦未被多数研究者采用。

在德国1936年 F. Shellong, 1937年 W. Hollmann 及 H. E. Hollmann; 在美国1937年有 F. N. Wilson 及 F. D. Johnston 等人,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 氏命名为心电向量图。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、法国等地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,故其发展并不迅速,直到本世纪五十年代中叶,研究者才日益增多。1959年国外由 Kowarzyk 等创立了心电向量图的国际性专业会议,每隔1~2年进行一次会议,至今已先后于1966、1971及1976年编写和出版了三次有关心电向量图的专辑。从心电的理论以至心电向量图的设计和应用,均作了较详细的描述。

近几年来,世界各国对此学科都很重视,已逐渐应用于临床而且取得了较高的评价。国外心电向量专著颇多,直描心电向量图机已广泛应用,彩色心电向量图也已开始应用于临床,而且,目前心电向量图机已为心脏综合检查仪中的组成部分。心电向量图负荷试验也有报导。

我国自1956年开始此门学科的研究工作,其发展亦较快。国产心电向量图机已制出三代——全电子管 (上海、山东)、电子管晶体管 (上海) 和全晶体管 (武汉)。直描机正在研制中,可望不久即可供临床使用。许多教学、科研及医疗单位已配有此种设备,并逐渐推广应用,从而提高了对心脏疾病的诊断水平。有关心电向量图的论著国内也日渐增多,广州、新疆、山东、武汉、河南等地均有这方面的专著出版。更可喜的是,现在几乎所有心电图著作均趋向用向量理论进行阐述。正如黄宛教授所说,只有正确地理解立体心电向量环,才能说明习用的临床心电图是如何形成的。

由于心电向量图的出现,使心电理论有了迅速的发展。目前认为心电向量能更完整更科学地解释心电图的产生,在某些心脏疾病的诊断中是心电图所不及的。如1967年 Gunnar 分析了一组尸检病例的心电图及心电向量图,在尸检证实有明显心肌梗塞的53

例中，死前心电图的诊断率为 55%，而心电向量图则为 92%。对诊断梗塞部位的符合率，心电图为 31%，而心电向量图则为 74%。由于心电向量的优越性，越来越多的心电图工作者对传统的心电图检查及“单极”观念等理论感到不能满足，不甘心于将心电学停留在“经验科学”的水平，而致力于心电向量的研究。

心电向量图和心电图一样，是记录心脏生物电的一种表现形式，两者都是从心电活动这一角度来反映心脏的生理和病理状态。但心电向量图是记录心脏活动各瞬间所产生的电动力在空间的方向及大小，故能够形成较心电图更全面地反映心房心室的除极及复极过程的立体图形，而心电图只不过是这个心电向量图在其不同导联上的“第二次投影”。心电向量图对某些心脏疾病具有特殊的诊断价值，为心电图所不及，从而弥补了心电图之不足。自威尔逊氏（Wilson）倡用单极概念以来，已有数十年的历史，经多年来的实践证明，单极概念与实际出入较大。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型的发生机制和变异，这点已为医学界普遍接受和日益推广。实际上心电向量的应用对心电图的发展和提高起了推动作用。

目前多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（timed Vectorcardiography—动片拍摄，把心电向量环展开）对 U 环、ST 及 Ta 向量的分析亦有一定临床价值。1975 年 Benchimol 根据其在 10 余年中累积的 5,000 多例曾经心导管检查及选择性冠状动脉造影并进行了心电向量图检查的资料分析中高度评价和肯定了心电向量图的临床应用，认为心电向量图应列为心血管患者的非损伤性检查的常规。

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，尚未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。同时心电向量图机造价昂贵，机体笨重，导联线多，以及操作复杂繁琐等，这些问题都有待于今后改进。Katz 氏认为，心电向量图于克服若干不足之后，将主要通过其相位关系的图形显示，立即会成为临床心电图的宝贵补充资料。他甚至预计：“将来由于直交正角座标体系的简便性，以及通过电子计标机技术使参数减少等而发挥的优越性，或由于判定时采用了通用的显示为数量值的方式，心电向量图很可能会被广为应用于常规的临床工作中。到那时，当医生十分赏识其优越性并获得了必要的仪器设备条件时，心电向量图学将会在临床上发挥更大的作用。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逐日增长，并不是心电图、超声心动图等所能代替的，故心电向量的大力推广应用将是必然的趋势。

（宋洪发）

第二章 导联体系

心电向量图和心电图一样，都是从人体表面记录心脏除极和复极所产生的电活动。于是，就要有一些特定的接导联线的方法，称之为导联体系。因为心电向量环是一个空间立体向量环，所以导联体系应以能获得三个相互垂直的面为设计目的。完整的导联体系应该具有以下三个特点：①三个导联应相互垂直，并且各个导联均与身体直线坐标轴相平行。如横轴或称X轴（左右轴），纵轴或称Y轴（上下轴），侧轴或称Z轴（前后轴）。②从向量的观点，这三个导联的幅度大小应是相等的。③三个导联的导联向量不仅必须在心脏的某一点上都相互垂直，幅度相同，而且在产生心脏电动力的各点上它们的振幅和方向都要维持不变。

心电向量图的导联若只符合一项和二项属于正角导联 (orthogonal leads)；若同时符合以上三项则称为校正正角导联 (corrected orthogonal leads)。

到目前为止，世界各地报告的心电向量图导联体系有二十余种，但都不理想。在五十年代较多采用的为立方体导联体系(Grishman)和四面体导联体系(Wilson)等。这些导联体系主要是根据解剖概念所设计，仅大致符合正角导联。正因为这些导联体系不是应用 Burger 氏等的导联向量概念，所以在电学概念上必然地不符合正角连接。为了纠正这种缺点，应尽量减少心脏周围导电性能不均匀和心脏并非居于胸腔的中央所造成的影响，近十余年来又有多种较健全的具有物理学基础和经过生物实验校正的导联体系出现，如 Frank、Schmitt 和 Simonson、McFee 和 Parungao 等导联体系。

一、立方体导联体系(Grishman 导联体系)

是由 Grishman 氏等从 Duchosal 体系演变而来的。图 2-1 表示其电极的安放位

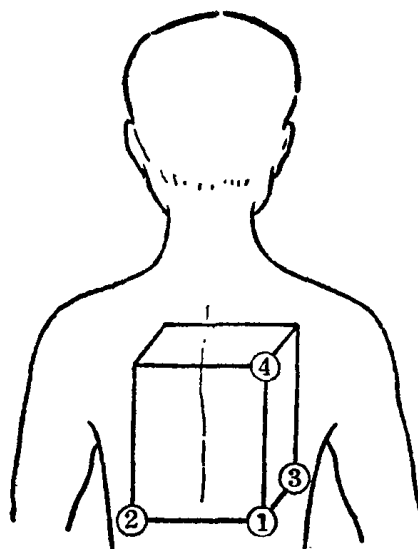


图 2-1 立方体导联体系图
(Grishman)

置：①右侧腋后线相当于第二腰椎水平；②左侧腋后线相当于第二腰椎水平；③右侧腋前线相当于第二腰椎水平；④右侧肩胛骨之上。

此导联体系电极数目较少，操作方便，与心前导联心电图对照有较好的关系，但对肢体导联的心电图关系却较难确定，因此爱氏三角学说过去所得到的有益经验，不能完全利用；三个面在解剖位置上虽相互垂直，但亦非为正方形（前后轴往往较小），同时根据 Frank 氏的数据在电学上仍有很多不吻合之处。

二、四面体导联体系 (Wilson 导联体系)

四面体导联体系是 Wilson 氏等根据爱氏额面等边三角形进一步发展而成的 (图 2-2)。其电极除左、右臂及左腿三个电极之外，第四个电极 B 位于背部第七胸椎棘突水平，距中线左旁 2 厘米处。此四个电极连接成 I、aVF (VF) 和 VB。前两个导联的连接与心电图 I 和 aVF 导联相同，VB 导联代表背部电极 B 与 Wilson 中心电站之间的电位差。等边四面体是由完全相等的四个等边三角形所构成，以爱氏三角作底，以 B 点作顶的四面体，底在胸顶在背。假定心脏居于四面体的中心，且距各顶点的距离相等，为完成此结构则 aVF 导联应乘以 $\frac{2}{3}\sqrt{3}$ 或 1.154，VB 导联应乘以 $\sqrt{3/2}$ 或 1.225，I 导联乘一个单位，这样四面体的三个解剖导联便可以得到适当的标准化。

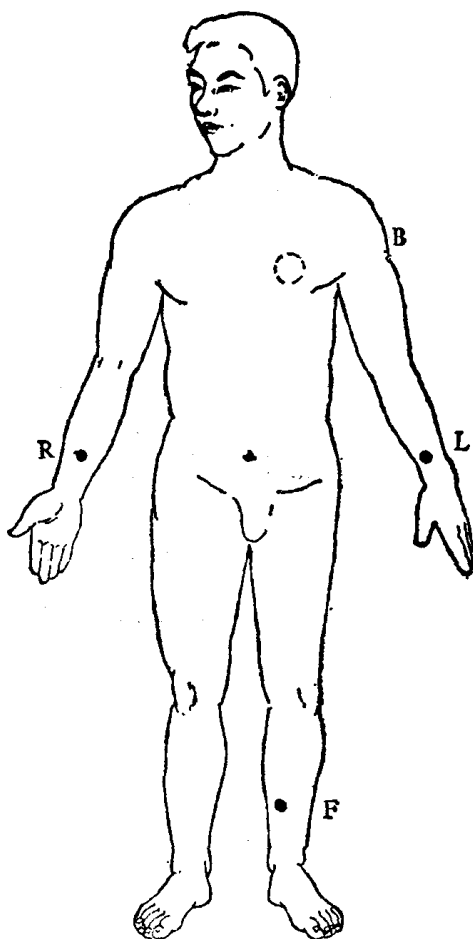


图 2-2 四面体导联体系图 (Wilson)

三、弗兰克导联体系 (Frank 导联体系)

由于解剖和电学导联轴之间存在许多矛盾，因此，有许多设计从电学上要求不仅适合于一个电偶，而且对一群电偶也接近正角结构。Frank 氏校正导联体系 (1956) 便是其中之一，现今多采用此法。本导联体系共有七个电极。其装置既 not 复杂，又尽量减少了由于身材不同，左臂电位差大，心脏电偶位置个体变异及体内介质不均匀性等因素所产生的影响。

Frank 氏假设的心脏电偶位置是处在相当于胸骨旁的第五肋间水平，所以把五个胸电极安放在此水平，记录心电图时受检查者取坐位。另有学者如 Pipberger 氏认为如受检者取仰卧位时，应将胸电极安放在第四肋间水平，以校正因体位变动所致电偶位置改变的影响。我国学者龚兰生氏和陶清氏等采用 Mc Call 氏等的方法，使受检者取仰卧位，而胸电极却是在沿胸骨旁第五肋间水平安放。为了对比 Mc Call 氏等的方法与 Frank 氏以及 Pipberger 氏法不同，龚兰生氏等曾描述了 10 名正常人的坐位及仰卧位，胸电极放在第五肋间水平，和仰卧位胸电极放在第四肋间水平的心电图向量图，互相

比较,结果显示除了个别图形中 QRS 环形态及大小有轻度变异外,所有各个分析图形常用的角度、振幅均无明显差别。此与 Mc Call 氏等的观察甚为符合。笔者亦曾作过以上的比较,发现其图形的改变比受呼吸所影响的程度还小,并不妨碍诊断的准确性。所以在使用 Frank 氏导联体系时,受检者取坐位或仰卧位均可,胸电极放置在胸骨旁第四或第五肋间水平,均不致影响心电向量图的特征。然而取坐位时,受检查者全身肌肉不易放松,心电向量图之原点常因肌肉颤动干扰而粗糙致使 T 环在底片上无法分辨其转向,而在女性中选择第五肋间水平安放 C 点电极较第四肋间水平更为方便。故我们多取仰卧位而胸电极安放在第五肋间水平。本导联体系的七个电极,有五个在胸部(图 2-3),其安放位置是沿胸骨旁第五或第四肋间水平向左与左腋中线相交点为 A 电极位

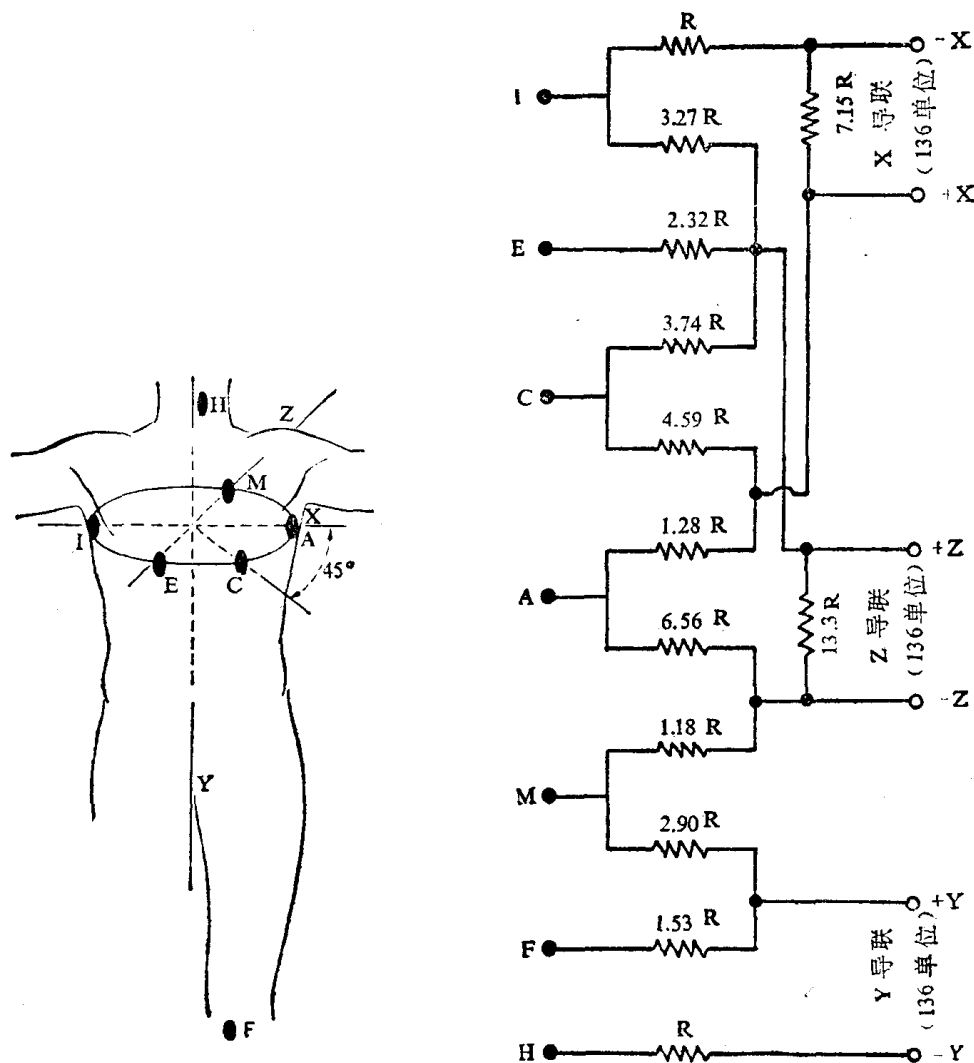


图 2-3 Frank 导联体系图

置,向右与右腋中线相交点为 I 电极位置,与前正中中线相交点为 E 电极位置,与后正中中线相交点为 M 电极位置; A、E 两点在体表连线的中点为 C (相当于从体表 A 点和正点向胸腔中心点连线所形成角的 45° 处) 电极位置。其余两个电极分别在左腿者为 F 电极,在颈背部者为 H 电极。电极连接时均通过适当的电阻以构成 X、Y 和 Z 轴(图 2-3)。(C + A)⁺与 I⁻组成 X 轴,(M + F)⁺与 H⁻组成 Y 轴,(A + C + E + I)⁺与 M⁻组成 Z 轴。X、

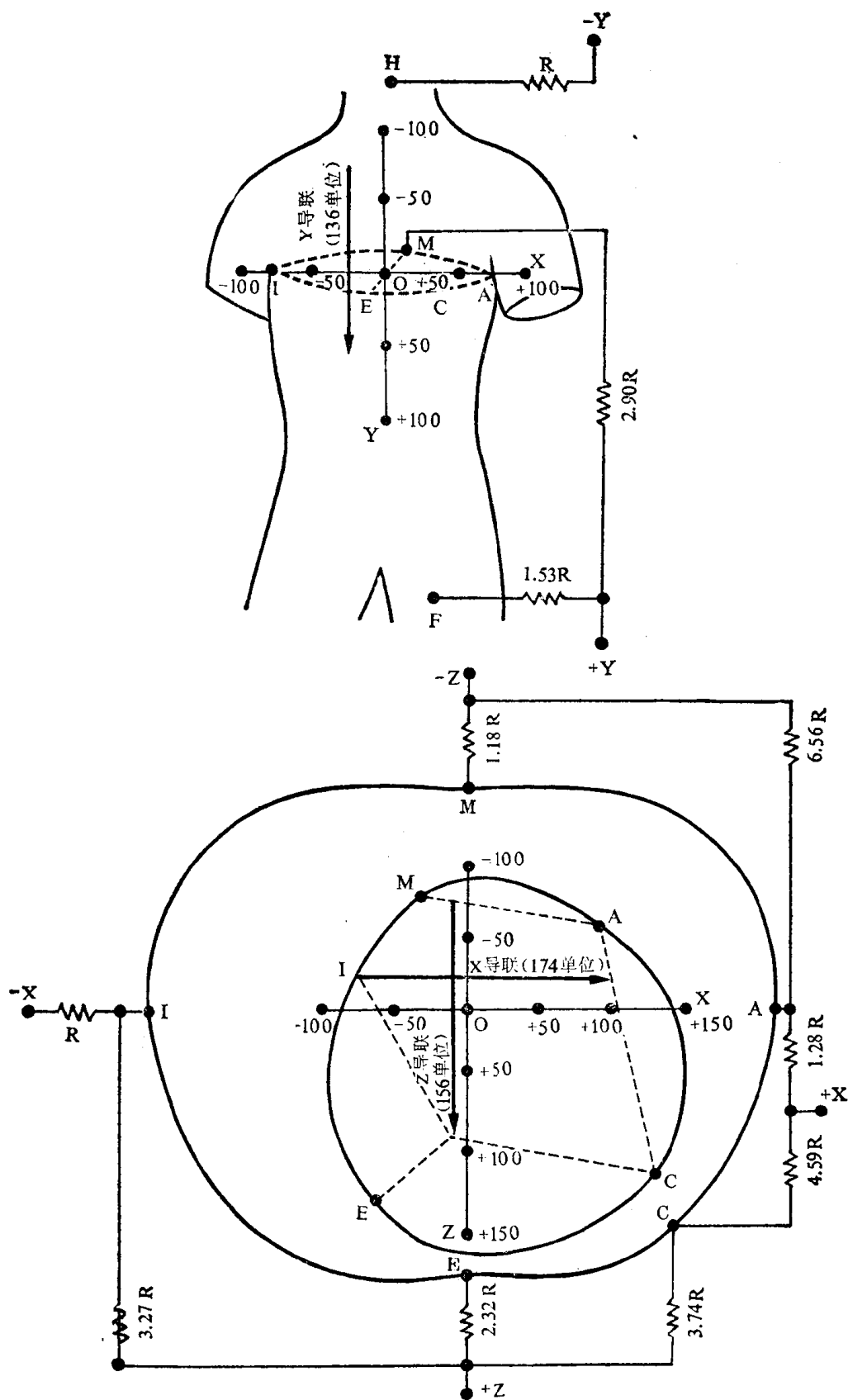


图 2-4 Frank 导联体系，横面和额面的心脏假定电中心 X、Y 和 Z 轴的导联向量。Z 轴的极性与原来 Frank 体系不同，阳极改在前端，以形成右侧面

Y及Z三个轴的自然大小各分别为174单位, 163单位和165单位, X轴和Z轴的大小可借各导联末端的分流阻力 (shunt resistance) 以与Y轴相同 (均为136单位), 其阻力X导联为 $7.15R'$, Z导联为 $13.3R$ (图2-3)。比较图2-8和2-9可以看出Z轴的前端和后端的极性与原来 Frank 氏设计的相反, 即原来 Frank 氏使用左侧面时, Z轴的前端为负, 后端为正, 现在使用右侧面改为Z轴的前端为正, 后端为负。Frank 氏导联体系的优点是电极数目少, 放置方便, 易于重复。虽妇女左胸前C电极较不易准确放置, 但其对X轴左端的作用只占22%, 对Z轴前端的作用只占27%, 因此影响不大 (图2-4)。

四、Mc Fee 和 Parungao 导联体系 (axial system)

为 Mc Fee 和 Parungao 氏用九个电极所组成的导联体系, 其接连方法如图2-5所示, Z轴的前端为①号、②号和③号三个电极联合组成, 此三个电极的位置是以A点 (第五肋间左胸骨旁线2厘米处) 为中心向外至以上三点的距离均为6厘米所构成的等边三角形的三个顶点, Z轴的背部电极④, 位置是在A点的对应部位, 其余电极位置如上图所示。³Duchosal 氏为便于女病人胸前电极的放置, 将此三角形的底转向上, 顶转向下, 并不影响其检查结果。

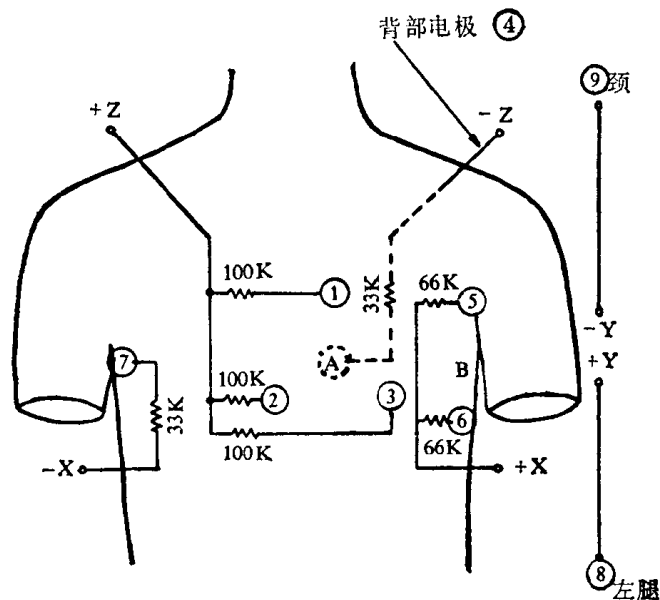


图2-5 McFee 和 Parungao 的九电极导联体系

五、Schmitt 和 Simonson 导联体系 (Stereovectocardiography lead 3 System, SVEC-III)

如图2-6所示, 共14个电极, 应用很不方便, 有人提出Z轴后端和X轴右侧均可用单一电极代替, 并不影响其检查结果。

另外尚有提出用栅形电极放置在胸部的前、后和左、右, 还有用大的盐水棉垫或纱布, 使皮肤与电极之间的电阻基本一致, 各电极之间不必再加用电阻。

心电图向量图的显示:

任何心电图向量图导联体系, 其对电位的记录都是先经过放大之后, 再显示在阴极射线示波管的荧光屏上。阴极射线示波管有两对偏转板, 这两对偏转板是相互垂直排列的, 用以控制电子束的横向与纵向偏移。当显示额面心电图向量图时, 则将横轴 (X) 的左右端, 分别连接在一对横向 (左右) 的偏转板极上, 用以控制电子束的横向移动, 并将纵轴 (Y) 的上、下端分别连接于一对纵向 (上下) 的偏转板极上, 用以控制电子束的上下移动。如此便形成空间心电图向量图在额面 (XY) 上的投影, 相当于观察者面对立位患者的正前面观察 (图 2-7)。

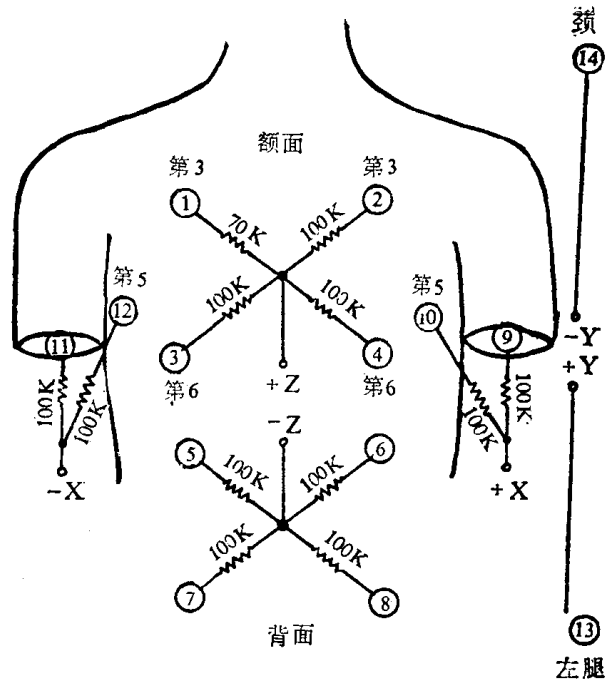


图 2-6 Schmitt 和 Simonson 的十四电极导联体系 (SVEC-Ⅱ 导联体系)

为显示空间心电图向量图在横面 (XZ) 上的投影, 将横轴 (X) 的左、右端与额面相同的分别与阴极射线示波管横向的左、右偏转板极连接, 而前后轴 (Z) 的前、后端则习惯的分别与示波管纵向的下和上偏转板极相连接, 用以控制电子束的上下移动。如此连接便形成空间心电图向量图的横面投影。相当于观察者面对俯卧患者的头部, 向足的方向观察 (见图 2-7)。

对于侧面 (YZ) 的空间心电图向量图投影, 究竟采用观察者在立位患者的右侧 (见图

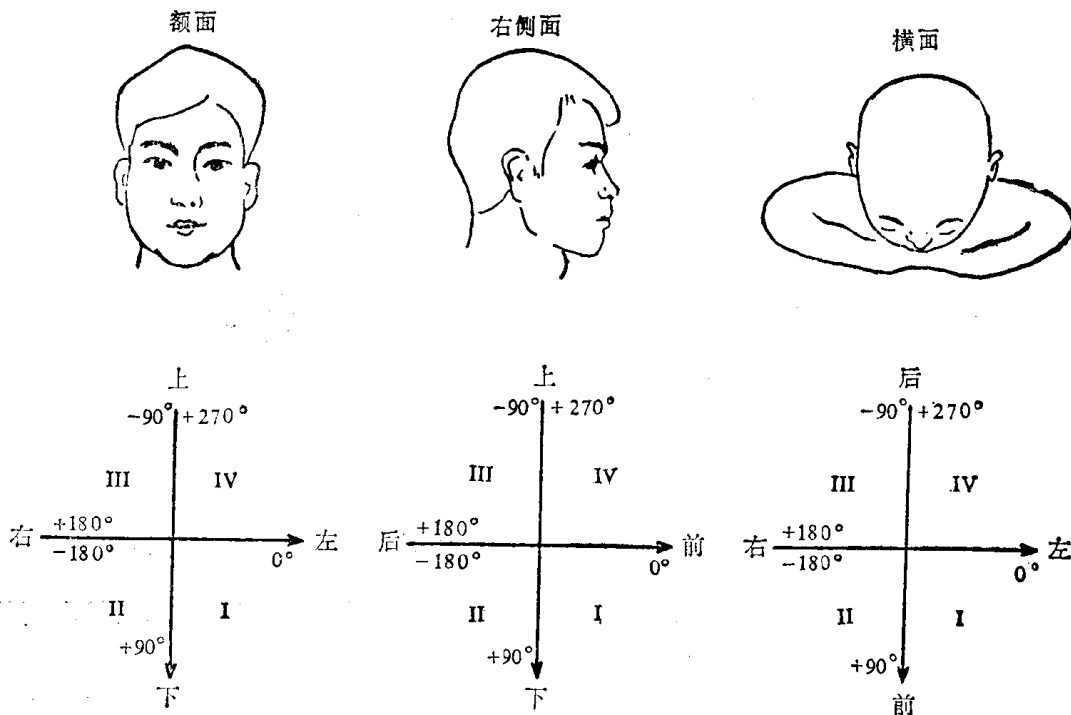


图 2-7 本书所采用的额面、右侧面和横面

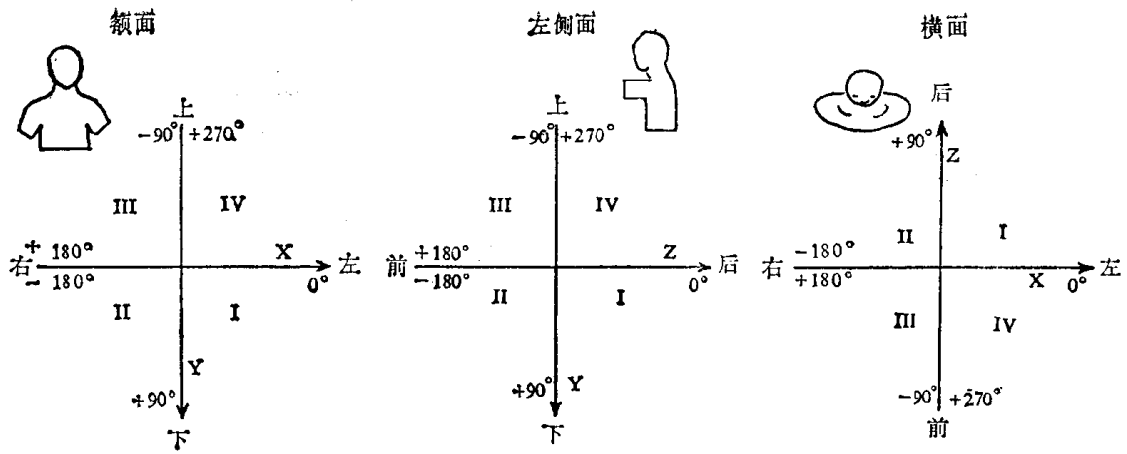


图 2-8 美国心脏学会 1967 年所推荐的额面、左侧面和横面

2-7) 还是左侧 (图 2-8) 进行观察, 意见尚未统一。1954 年美国心脏病学会心电图学会主张采用左侧面, 即在左侧观察, 如图 2-8。然而 1956 年 Helm 氏指出此种左侧面观察法妨碍三个面上测量角度的一致性, 按图 2-8 所示的方法则不论对在横面和侧面均无法保持爱氏所指出并沿用已久的额面的横轴 (X) 的左侧为 0° , 右侧为 $\pm 180^\circ$ 和按顺时针向测量角度的习惯方法。如上图 X 轴左端和 Y 轴下端构成额面的第一象限; X 轴的左端和 Z 轴的后端构成横面的第一象限, 按三角学的概念, 第一象限应是正的, 如此则 X 轴左端, Y 轴下端及 Z 轴的后端均必须为正极, 这样便形成横面的象限号, 按逆时针向计算, 而其它两个面则按顺时针向计算致造成各面之间计算象限号不相吻合的现象。虽然如此, 1967 年美国心脏学会心电图学会仍推荐此法, 并着重指出 Z 轴的后端应为正极。其原因是该会认为各轴两端极性的选择, 应根据心脏除极平均 QRS 向量的方向, 其前端为正, 后端为负。正常心脏除极的平均 QRS 向量方向主要指向左、向后并向下方, 因此前后轴 (Z) 的极性应后端为正, 前端为负; 横轴 (X) 的极性左端为正, 右端为负; 纵轴 (Y) 的极性应下端为正, 上端为负。即便如此, 但多数作者目前尚不愿接受这种横面按逆时针向计算角度, 而额面和侧面按顺时针向计算角度的方法, 故本书采用图 2-7, Z 轴前端为正极的右侧面观察方法 (读者若愿观察左侧面时, 可以翻转图片从背面看即可)。如此三个面均按顺时针向方向计算角度。以上这些讨论说明目前计算象限角度的方

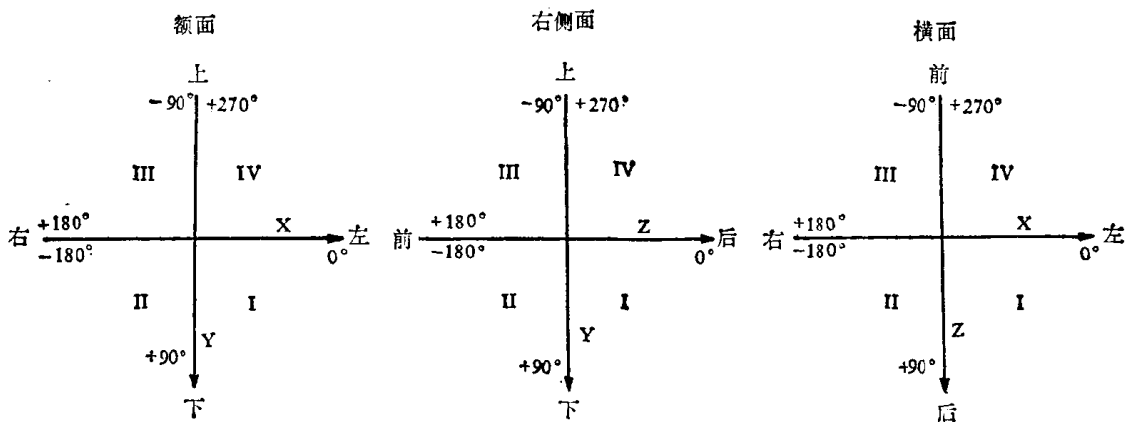


图 2-9 Chou 氏提出的额面、右侧面和横面

法尚不够满意，周氏提出另一种改进的方法，是把过去观察横面的体位改成仰卧位，自足向头的方向进行观察（图 2-9），这样正好与 1967 年美国心脏学会所推荐的前后轴（Z）的后端为正，前端为负的极性相符合，不但可使爱氏对额面测量角度的方法实用于其它两个面，并且正常心室除极向左向下向后的方向也正好与 X、Y 和 Z 三个轴的极性完全一致，值得考虑应用。

（宋洪发）