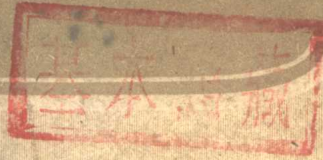


312

234979



空間向量心电图学

刘梓荣 译



11
/4615

科技卫生出版社

空間向量心电图学

刘梓荣译

科技卫生出版社

一九五九年

內 容 提 要

空間向量心电图学在研究心脏病的临床及实验方面是一門比較新兴的学科,具有实际价值。本書內容主要是簡明扼要的敘述了空間向量心电图的理論根据、記錄方法、仪器构造、研究材料及研究方法,以及空間向量心电图与心电图的关系,正常空間向量心电图的图形及变异等,通过这本书可使讀者对空間向量心电图学有一初步概念。一般临床医师,尤以内科医师研究心脏病学者,均可以此書作参考。

SPATIAL VECTORCARDIOGRAPHY

by

George E. Burch; J. A. Abildskov

James A. Cronvich

Henry Kimpton (London) 1953

空間向量心电图学

刘梓荣 譯

*

科技卫生出版社出版

(上海南京西路2004号)

上海市書刊出版业营业許可証出093号

上海新华印刷厂印刷 新华書店上海发行所总經售

*

开本 787×1092 耗 1/27 印張 4 16/27 字數 105,000

1959年2月第1版 1959年2月第1次印刷

印數 1-3,500

統一書号 14119·689

定价(十二) 0.56元

譯 者 序

空間向量心电图学在研究心脏病的临床及实验方面是一门比较新发展起来的学科，也是有实际价值的学科。特别是最近几年在苏联、人民民主国家以及英、美等国均集积了許多經驗及理論知識。1956年底，波兰人民共和国政府曾派华沙医师进修学院心脏病学副教授 Jan. K. Kwoczynski 及华沙技术学院无线电工程师 Leonard Korczak 二同志来华为我們进行装配及講学。目前在首都已有北京医院及中国协和医学院在初步开展此門学科的研究工作，而全国各地高等医学院校也在准备开展該項工作，为此将本書譯出以供同道参考。由于譯者水平的限制，而且譯名也无統一标准，故缺点及錯誤在所难免，尚希讀者們加以指教及批評。

書中內容主要是簡明扼要的敘述了空間向量心电图的理論根据、記錄方法、儀器的构造、研究材料及研究方法，并分別列举出它們的优缺点。也敘述了空間向量心电图与心电图的关系，正常空間向量心电图的图形及变异。最后列举在利用心电图作診斷时常感到有困难的几种心脏病的空間向量心电图的实际材料。通过这本書可使讀者对空間向量心电图学有一初步的概念。

譯 者 識

1958年8月

目 次

第一章	向量心电图学的概念	1
第二章	记录的方法	8
第三章	空间向量心电图及几何座标体系	23
第四章	等边四面体	31
第五章	立体向量心电图	38
第六章	定标准的因素	44
第七章	向量心电图与心电图的关系	49
第八章	材料及方法	57
第九章	正常的空间向量心电图	67
第十章	妊娠期的空间向量心电图	76
第十一章	左心室肥厚的空间向量心电图	83
第十二章	完全性左侧束枝传导阻滞的空间向量心电图	91
第十三章	右侧束枝传导阻滞的空间向量心电图	100
第十四章	前壁心肌梗死的空间向量心电图	107
第十五章	后壁心肌梗死的空间向量心电图	114
第十六章	总结	119

第一章 向量心电图学的概念

向量心电图的概念并不新颖，早在1920年，紐約的 H. Mann 曾采用一种方法来分析标准导程心电图的图形结构，并曾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乏味又浪费时间，所以没有即时得到重视，也没有被广泛利用。

在德国，1936年有 F. Shellong，1937年有 W. Hollmann 及 H. E. Hollmann；在美国，1937年有 F. N. Wilson 及 F. D. Johnston 曾报告利用阴极射线示波器记录出此种相似的图形。Wilson 及 Johnston 并命名为向量心电图。此种命名实较 Mann 的命名更有意义。

以后在比利时有 Vastesaeager 及 Rochet，在瑞士有 Duchosal 及 Sulzer，在法国 有 Milovanovich，以及在美国，均有应用此种方法的报告。由于为了研究此种学問所需要的电子装备成为普遍有利条件，而且研究兴趣也有增长，因而在近三年来有更多的人从事向量心电图的研究。

他們研究的重点主要是：方法学，基本理论和临床应用。

定 义

向量心电图乃是按着时间的顺序，记录心脏瞬间所发生的电力的空间向量。

解 释

在心脏机械性收缩动作之前，首先发生电的活动的现象。心脏的某些部分在同一时间产生电的活动，而在另外时间其他部位又产生电的活动，并且有不同的强度。例如图1所示心室的除极作用首先在室中隔左侧的后上部分开始。心室除极作用最初范围很

小,因此其电动力也小,其方向为向前、向下并向右进行,如图2。随后除极作用即在心室的其他部位进行,因此产生多数的空间向量。图3所示为在同一瞬间内有三处心室肌肉进行除极,其产生的力量用 a, b, c 三个箭头来代表。因为它们同时产生的力量,因此根据向量的合力的原则可以得出一个瞬间平均向量。

根据力学中平行四边形的定律,向量 a 与向量 b 相加即得出向量 d,如图4。另外向量 c 与向量 d 相加即得出向量 V^I ,如图5,它即代表瞬间平均向量。此向量即表示在此特殊的瞬间平均电动力的方向及大小。

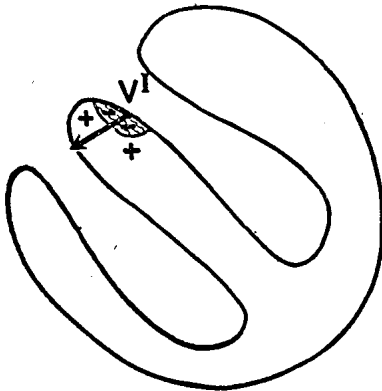


图1

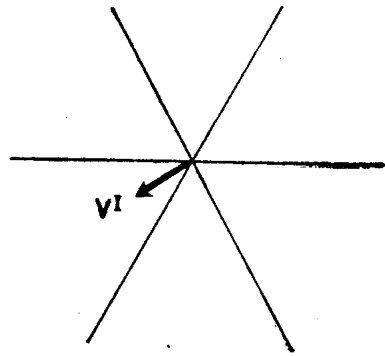


图2

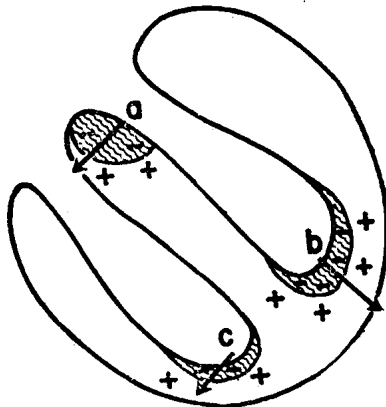


图3

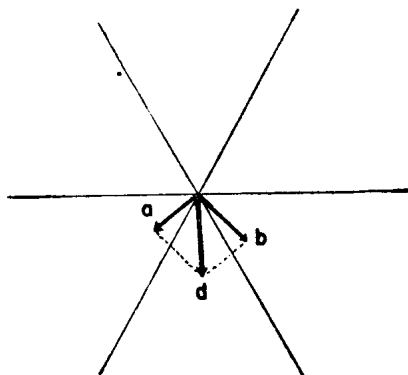


图 4

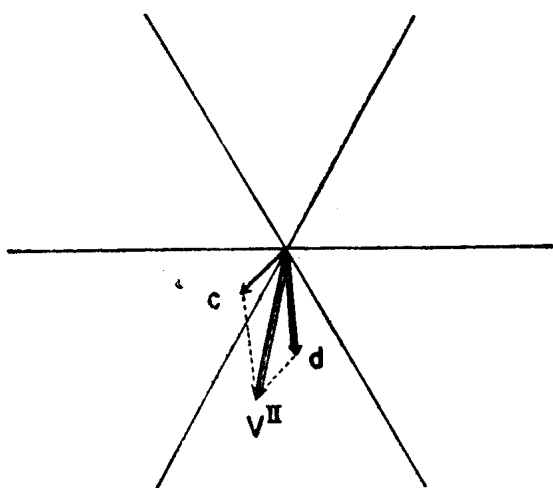


图 5

随着时间的进行此种瞬间平均向量也在变化中，如图 6~9 所示。

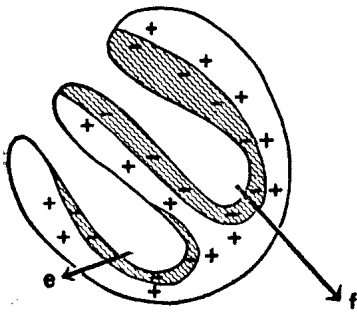


图 6

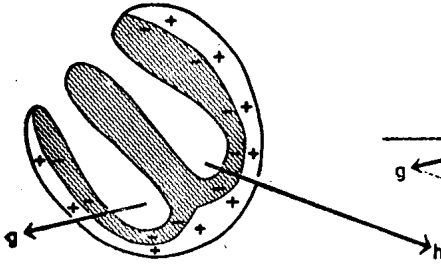
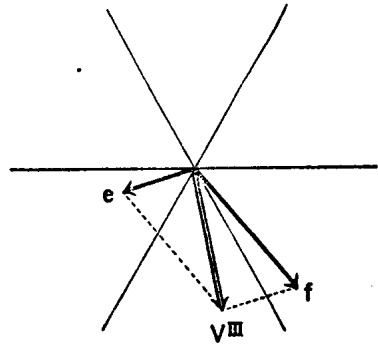


图 7

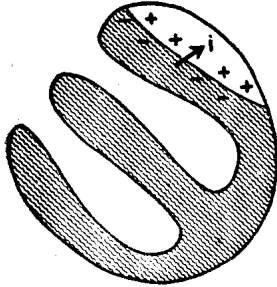
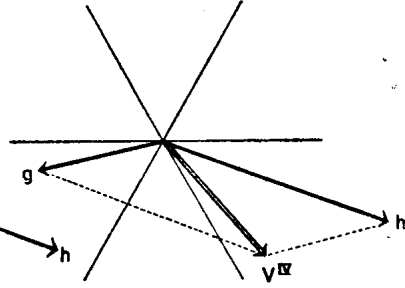
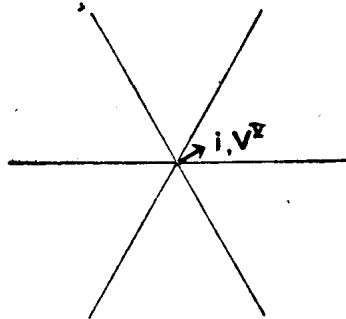


图 8



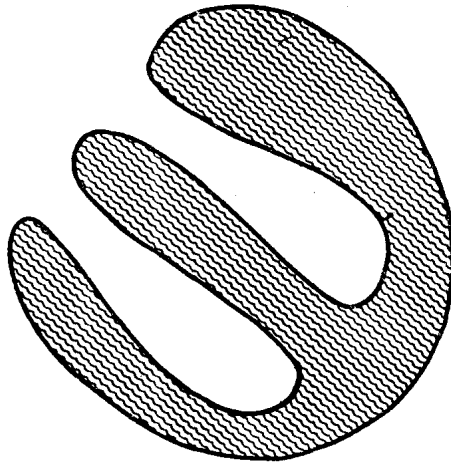


图9 除极作用已完成

将此一系列的瞬间向量由 V^I 到 V^V (图10) 恰当地放在三轴几何坐标体系中,将各向量之末端以一綫相联,即成为向量心电图上的QRS向量环。根据时间的先后顺序由 V^I 連 V^{II} 再 V^{III}所成的联綫即是按逆时针方向进行。

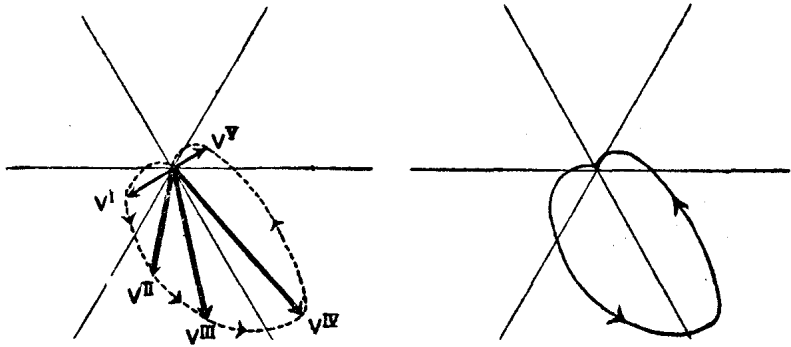


图10

以上说明了在心室除极时由于无数的瞬间平均向量构成了QRS向量环。在心房除极及心室复极时有同样的现象发生(图11, 12)。图13所示为心脏电动周期中将所有的向量环均包括其中的向量心电图。

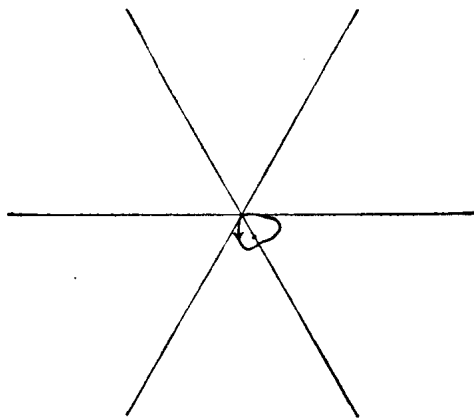


图 11 心房除极时所产生的 P 向量环

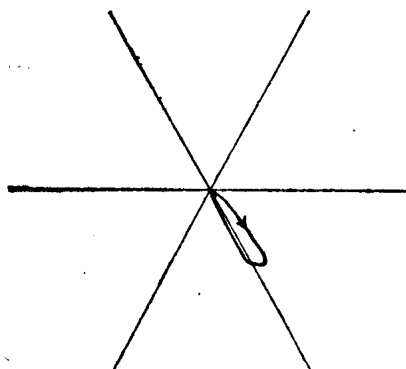


图 12 心室复极时所产生的 T 向量环

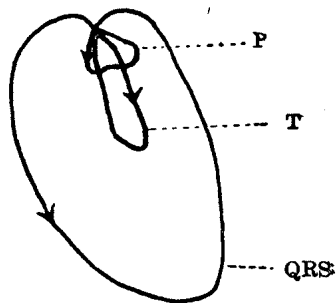


图 13

空間向量心电图

事实上,心脏是以一个立体物存在于容积导体内(体腔),因此心脏搏动的电动力在空间中是有方向及大小的。本书内所指之向量即属于空间的。向量心电图其方向也有三个面,如图 14。此种概念将在下列数章内进一步讨论。

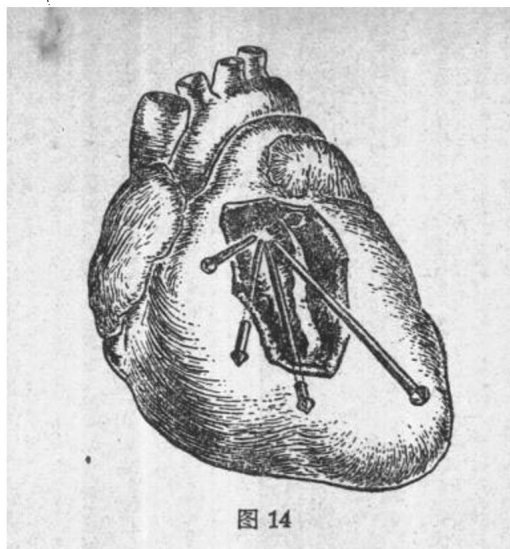


图 14

向量心电图的重要性

向量心电图的所以重要是因为它记录了比一般心电图更多的心脏搏动时所产生的瞬间平均电动力，根据它可以研究立体向量的大小、方向及时间变化。

向量心电图的优点

在研究心脏搏动周期中电的活动方面利用阴极射线示波器所作的向量心电图，比利用绘图法所作的向量心电图及一般的心电图有下列的优点：

1. 它是直接记录电动的向量。
2. 记录方法简单。
3. 准确。
4. 可以作精细的研究。
5. 可以省略乏味的构图方法。
6. 可以得到非一般心电图所能供给的材料。
7. 可以表示更近于实际上电动现象的研究，不同于一般心电图。

向量心电图的缺点

1. 应用现在的方法尚不能满足于对某些时期性现象的研究，如：P-R 间期；T-P 间期；Q-T 间期；QRS 间期心律。
2. 必须有精制的仪器，而且很昂贵。
3. 与心电图相似，作此种记录的电极实际上并非是“远距”的。

第二章 记录的方法

向量心电图可利用下列方法记录：

1. 图形结构测画法：(1) 计算法；(2) 利用特殊仪器。
2. 直接自动记录法：(1) 特殊电流计；(2) 阴极射线示波器。

图形结构测画法

计算法 此法最初是由 Mann 所用，并介绍了向量心电图的概念，利用同时所作心电图各导程的许多瞬间心电轴来测画构图。

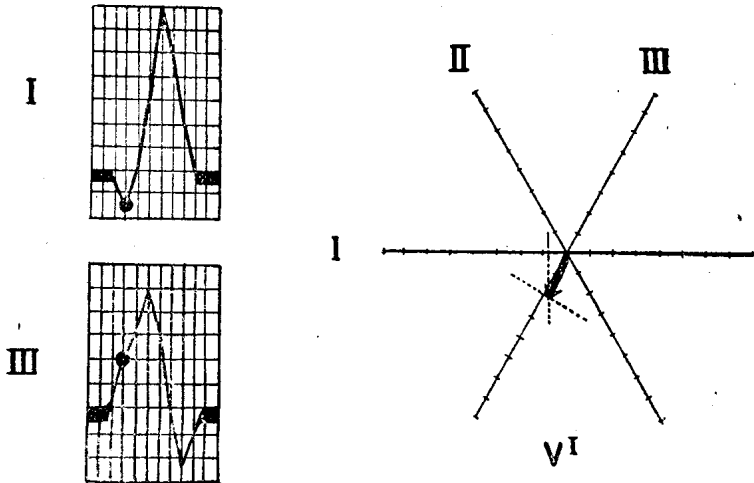


图 15

如图 15~20。图 15 向量 V^I 是由 I 导程及 III 导程同时时间的两点绘图而成。

图 16 是相似的向量 V^{II} 在前者之后 0.01 秒时所作。

图 17 向量 V^{III} 是在向量 V^I 后 0.02 秒时所作。

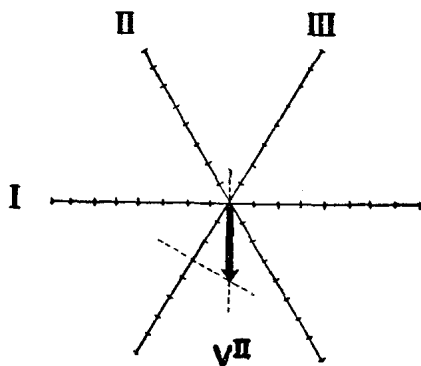
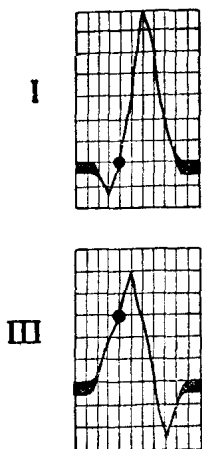


图 16

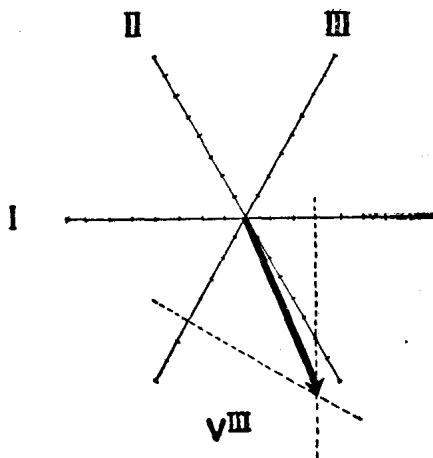
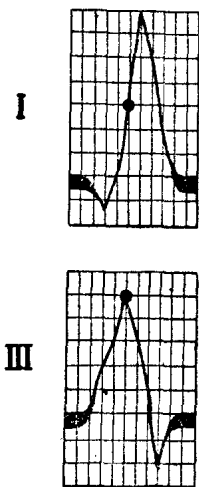


图 17

图 18, 19, 20 根据同样方法作出向量 V^{IV} 及 V^{VI} , 其时间为在向量 V^I 后 0.03 秒、0.04 秒及 0.05 秒。

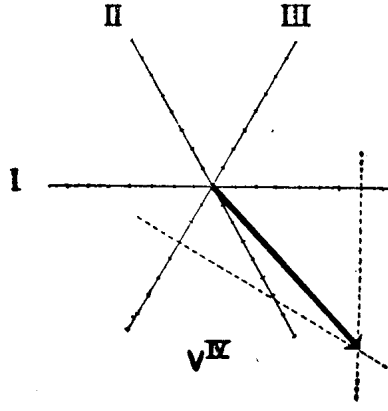
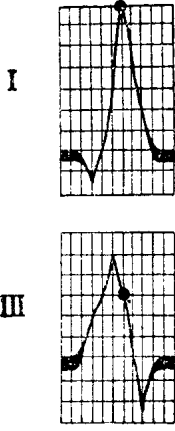


图 18

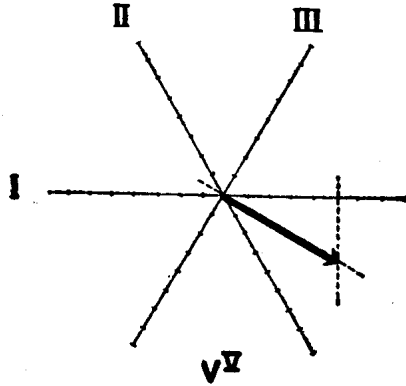
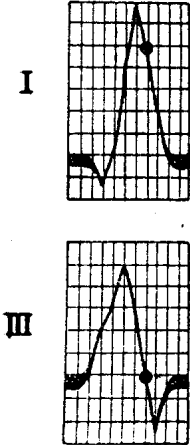


图 19

最后将这些向量的末端依着时间的顺序联繪成一曲线，如图 21，即表示为立体向量心电图 QRS 向量环在前额面的投影。

利用特殊仪器 Shillingford 及 Brigden 曾經利用“向量繪图器”来繪出向量心电图的平面投影。在两个心电图的导程上同时時間的小点，它們的合力可由反光鏡系統表示出来。其方法为半自动化，結果与計算法相同。

缺点 利用图形結構測繪法有下列缺点：

1. 心电图的导程必須能同时作。非同时作的导程虽然也有人利用，但是有相当的誤差。

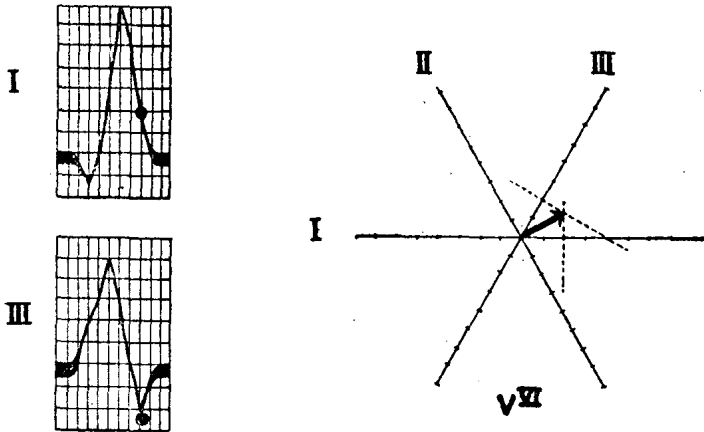


图 20

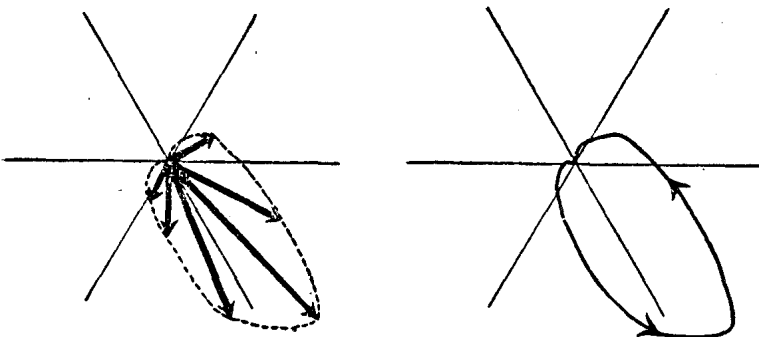


图 21

2. 在心电图上可以利用的同一時間的小点必然是有限制的,因此在此討論向量心电图图形时不很明确。

3. 此方法既費力又費時間。

直接自动記錄法

机械的及电动的条件 自动記錄向量心电图所采用的任何仪器必須符合下列条件:

(1) 使用简单。(2) 坚固。(3) 准确。

为了滿足于实验室及临床常规应用,此种仪器必須使用起来感到很少困难。最主要的还是准确性,因此对于向量心电图記錄器的要求要比一般心电图記錄器更为严格。为了得到准确的記錄向量心电图器就必须能記錄电极間各种频率的电位差,包括:(1) 校正相对的振幅。(2) 校正一时性的图形。因此,理想的記錄器应具备下列机械的及电的性能:

1. 能恒定的反应各种频率每秒钟周期由零到无限大。
2. 使电极的电压与記錄的振幅保持一定的比例。
3. 对各种频率有相等的时间延緩。

由于此种理想的性能不可能得到,因此在实用的記錄器上至少应该具备下列的性能:

1. 频率反应恒定于从每秒 0.5~100 周期,在 10% 以内。
2. 記錄振幅与电极、电压的比例数相差不过 5%。
3. 在频率每秒 0.5~100 周期中相等的时间延緩应在 0.001 秒之内。
4. 具有高的入路电阻 (50,000 欧姆或更多)可以减少放置电极处皮肤阻力的干扰。

特殊电流計

1938 年 H. Mann 曾設計应用一种特殊的电流計,它能同时对三个电流起反应,并且能直接記錄向量心电图。它是由真空管放大器及由三个紧束在同一平面上可动的綫圈,加上在此結構动力中心放置的万用樞軸等結構組成的。此种电流計的构造如图 22。