



新诊别圣心电图

〈美〉Arbeit S.R 等著
王永高 王振文译
候皇甫 何效文校
朱毓仁 申校



杭州市卫生局医药卫生科技情报站
中华医学会杭州市分会办公室

前 言

我们根据美国 F.A. DAVIS 公司出版的 Arbeit S.R 等著: "Differential Diagnosis of Electrocardiogram" 一书先翻译了第一卷。本卷主要以图谱示范,讲解各种心电图诊断和鉴别,内容新颖全面,叙述扼要,是一本独特的心电图诊断手册,可供内科和心血管临床医师及心电图工作者参考。

本书承杭州市市卫生局医药卫生科技情报站及中华医学会杭州市分会的大力支持,得以出版。

本书翻译曾得到周青医师不少具体帮助,朱济平副院长为封面提字,郑红同志协助设计封面,特此一并致谢。

由于水平所限,翻译有错误之处,敬请批评指正。

译 者

1980年8月

序 言

本书主要为临床内科医师的参考手册，使一般非心电图专业医师能根据心电图作出诊断，或以心电图证实原诊断。

本书以简易图解和叙述的方法来说明易于发现的心电图综合波个别组成部分的异常，并基于这些异常提出易于理解的鉴别诊断。作者认为读者借此能使在临床实践中所遇到的95%以上的心电图得到正确诊断。

本版简入了这门迅速发展学科的新进展，尽管心脏病学其他方面的诊断方法有惊人发展，但心电图描记法仍为非侵入性诊断方法中最有用而且应用最为普通的方法。由于对心电图的深入了解以及其与心脏的基础电生理学和病理学的相互关系，提高了心电图的效用。

人工起搏器的应用，给内科医生解释心电图提出了新的课题，心电图是评价起搏器固有功能和故障的基本临床工具，这版新增加了携带起搏器患者心电图鉴别诊断一节。

本卷其他新的方面包括：双束支传导阻滞，Q—T异常的鉴别诊断，并通过增加鉴别标准进一步阐明心律失常。为帮助读者认识心电图的细微异常还增加了许多新的解说。

心电图学知识的增加，使作者将本版分为两卷出版，本卷包括根据心电图综合波组成部分异常的鉴别诊断，以使临床医师能根据一份不熟悉的心电图来诊断。第二卷则对第一卷所及各点加以解释，并详细讨论其意义。同时对本卷制定的许多诊断标准给以补充，说明、图解和进一步鉴别。

第二卷还包括介绍心脏电生理学，以便内科医师能更好地理解心电图诊断的基础。该书由哥伦比亚大学医学院迈克尔·若逊（Michaelp Rosen）博士详细描述关于心律失常、传导阻滞、折返现象，希氏束电图、差异性传导和异位搏动等的电生理学。

15 Da
A 82

目 录

第一章 绪 言	(1)
心脏作为电位的起源	(1)
临床记录心脏的额面电势	(1)
临床记录心脏的水平面(胸导联 V_1-V_6)电势	(4)
基础电理论	(5)
心脏电势平均电轴的由来	(6)
平均电轴的测算方法	(7)
平均电轴测算练习	(8)
心电图描记技术	(17)
胸导联电极的正确位置	(22)
第二章 心律失常的鉴别诊断	(30)
心律失常时疑难心电图的检查方法	(30)
解答	(33)
根据P波或其它房性激动诊断	(34)
根据P—R关系诊断	(44)
根据R—R间期诊断	(50)
伴有被一个或二个不规则心搏中断规则主导节律的心律失常	(60)
伴有被一个或一个以上异常心搏中断不规则主导节律的心律失常	(66)
第三章 携带起搏器患者心电图的鉴别诊断	(68)
起搏器术语汇解释	(68)

解答	(69)
起搏器心电图	(70)
第四章 Q波的鉴别诊断	(76)
Q波	(76)
解答	(77)
波导联Q波的鉴别诊断	(78)
胸前导联Q波的鉴别诊断	(84)
第五章 QRS综合波的鉴别诊断	(98)
解答	(99)
QRS异常由于:	
左胸前导联高电压	(100)
右胸前导联高电压	(102)
所有导联低电压	(104)
QRS间期延长	(106)
平均电轴偏移	(120)
第六章 ST段的鉴别诊断	(128)
解答	(129)
ST段的异常移位	(130)
第七章 T波的鉴别诊断	(142)
解答	(143)
孤立性T波改变	(143)
第八章 Q—T间期的鉴别诊断	(152)
解答	(153)
Q—T间期延长	(154)
Q—T间期缩短	(156)
第九章 根据急性系列变化的鉴别诊断	(159)
解答	(160)

急性系列变化主要限于:

QRS 综合波	(162)
ST 段	(174)
T 波	(180)

同时发生的急性系列变化:

QRS 和 T 波	(182)
ST 段和 T 波	(188)
QRS, ST 段和 T 波	(192)
索引	(197)

第一章 绪言

心脏作为电位的起源

人类心脏由许多单细胞所组成，所有这些单细胞在电活动方面似乎相互并联，一端朝心内膜，一端朝心外膜，除极波由心内膜面开始向心外膜面扩布。除极过程形成QRS波而复极过程形成T波，两波之间的间期(ST段)无电偶存在因而记录不到电压。离体细胞发生的除极和复极程序(复极和除极极性相反)必然导致T波和QRS波方向相反。但在完整的心脏——心肌细胞一个合胞体(Syncytium)，所记录到的电压结果显示复极过程和除极过程方向相反，最迟除极部分(心外膜)最先复极，所以与离体细胞所得结果相反，复极波(人体心脏的T波)与除极波(QRS波)方向大致相同。

人体心脏在同一时间内有无数电偶作不同方向运动，相反方向移动的电偶的电压相互抵消，而相同方向移动的电偶的电压则相加。移动方向分散的电偶的电压按几何学方法相加。在心动周期中每瞬间所有这些电压的矢量(总电偶)可看作是产生心电图电压变化的单个电势(emf)。心电图是一种描记电压计，其感应单位为电流计，它测量身体周围(边缘)——皮肤电压的分布。

临床心电图中心，假定心脏位于人体中心，其周围结构是均质的电导体。

不同导联在人体不同部位记录总电偶的不同投影。在心脏整个电活动周期中，总电偶在空间不断移动。不过，不同导联均仅记录心脏唯一的电动势，这就是我们所用的临床心电图。

临床记录心脏的额面电势

可以把人体看作是一个圆柱体，其内发生的电变化的情况，被适当地位于其三个平面的任何一个平面的导联引导出来(图1-1)。常规心电图是从这三个平面的二个面(额面和水平面)所获得，导联I、II和单极肢导联组成额面导联。胸前导联(V导联)组成水平面导联。

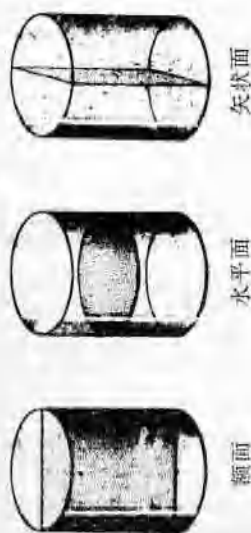


图 1—1 代表人体躯干圆柱体三个平面的图解说明

标准导联($L_1L_2L_3$)，额面导联连接四肢，左右臂和左腿。右腿导联常用作在直接描记心电图机上使身体接地，心电图上不产生任何电压。 L_1 导联测量右臂和左臂两者之间的电位差(图 1—2)，右臂接电流计的负极，左臂接正极，对向左臂的正电压在心电图上产生向上波形。

L_2 导联测量右臂与左腿两者之间的电位差(图 1—3)，右臂连接电流计负极，左腿连接正极，对向左腿的正电压在此导联产生向上波形。

以上三个导联称为标准肢导联—— $L_1L_2L_3$ 或 $S_1S_2S_3$ 或 I、II、III。可以认为当它们投射到身体形成等边三角——爱氏三角(The Einthoven triangle)，正如 Einthoven 氏人为地确定的那样，由于这些导联的极性排列，所以不管在三角形中心所产生的电动势的大小、方向及其感知， L_1 和 L_2 的总电势始终相当于 L_3 ，在数学上，这可用下列简单等式表示：

$$\begin{aligned} L_3 + L_1 &= L_2 \\ (LL - LA) + (LA - RA) &= (LL - RA) \\ LL - RA &= LL - RA \end{aligned}$$

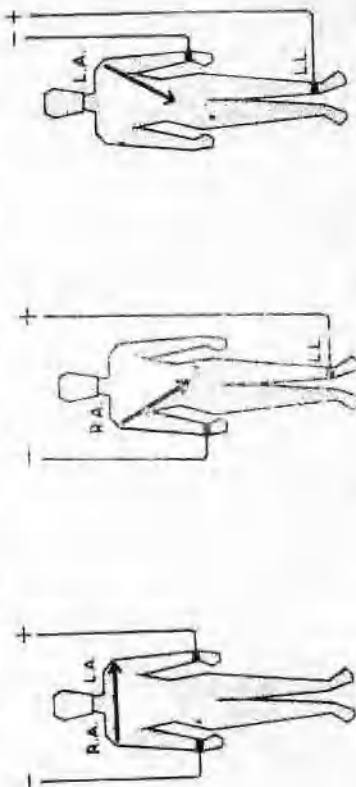


图 1—2 标准 I 导联
电连接法

图 1—3 标准 II 导联
电连接法

图 1—4 标准 III 导联
电连接法

关于此三角，临床心电图描记法提出三个假设，它们是：

1. 其导联构成一个等边三角形

2. 心脏位于此三角中心，

3. 围绕心脏并延伸至体表的介质为物质的容积导体。

诚如 Einthoven 所承认这些假设并不完全正确，但在心电图描记法中，这些假设是供实际工作之用。

单极肢体导联 (AVR、AVL、AVF)，威尔逊 (Wilson) 提出了一种记录来自额面导联的附加信息的方法。把连有电阻安放在右臂、左臂、左腿的导线连接起来，构成新的电端，即 Wilson 中心电端，并将其连接到心电图记录器的负极。在整个心脏周期中，中心电端的电压变动理论上为零，实际上是微不足道，心电图记录器的正极放置到该三个肢体的任何一个，负极连接 Wilson 中心电端，这样就获得新的导联——单极肢体导联。因为理论上 Wilson 中心电端始终保持零电位，所以探查电极或正电极将仅录得探查电极所在肢体的电位变化。探查电极按置在右臂、左臂、左腿所获得的导联，分别称为 VR 导联，VL 导联和 VF 导联。如果把连接中心电端与被探查肢体之间的导联除去，则录得的电压会增高，产生一种较大的易于阅读的综合波。用这种方式描记的导联称 Goldberger 导联或加压单极肢体导联——AVR、AVL 和 AVF。(图 1—5~1—7)。

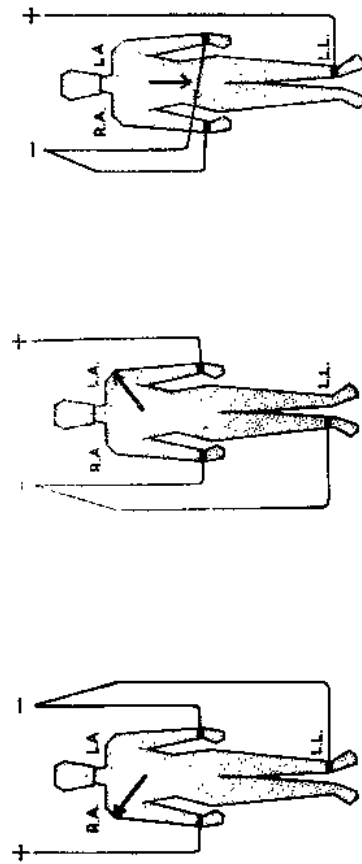


图 1—5 标准 AVR 导联

连接

图 1—6

标准 AVL 导联

电连接

图 1—7

标准 AVF 导联

连接

尽管事实上除去连接中心电端的一条导线其电压不等于零，但所得图形与“真正的”单极导联实际上相同，所以目前在实际应用中通常接受这种方法。

额面导联间的角度关系，肢导联和单极导联之间的关系是一种精确的数学关系，不过，我们将不去讨论数学关系而提出目测法座标图法来测算它们之间的关系。

三轴系统 Bayley 的三轴标测系统 (triaxial reference system) 是表示标准导联 ($L_1L_2L_3$ 导联) 录得的额面内部电势的一种简便方法。爱氏三角上端水平线代表连接右臂和左臂的 L_1 导联，它可向下移至通过心脏电场中心的位置而不影响精确性 (图 1—8)

导联 I，Einthoven 三角的左侧对角线，可以右移，而其对于导联 I 的成角关系不变。

同样，导联 II，该三角的右边，可以左移。

的。

胸导联构成如下：如前所述，中性电极即阴极为Wilson中心电端，连接心脏电流计阳极的为探查电极。可连续地移向一系列任意选定的胸部位置（即V导联）进行探查（图1--11和1--12）（胸前导联的确切定位见22页）。

现在，我们已有了一个记录心脏产生的电压的参照构架（frame of reference），有了正常人体电势来源和假设的均质容积导体。临床心电图导联排列在该容积导体的周围。可在这此不同导联点测量随着心脏活动所产生的电压，由这些测得的电压可使心脏内电压的种类及振幅具体化。

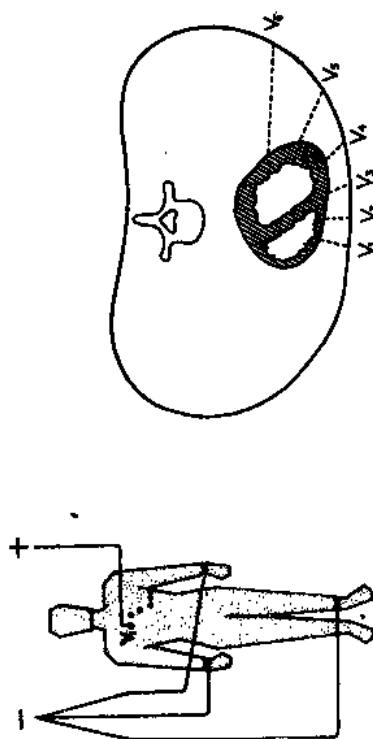


图 1--11 胸前V导联的电极连接

图 1--12 V导联与心脏的关系图介

基础电理论

如果把一个阳极和一个阴极（电源和电穴）放在容积导体内相互非常接近的位置，就构成一对电偶（图1--13）。这些电荷相反的电极之间电流形式依介质导电性而定。如果介质的导电性很强，电流以直线形式（有如通过铜丝），从一个电极流向另一个电极，从而在介质四周不存在电流或电压干扰。。如果介质均匀且有电阻，则电极间的电流就不能直接通过，而必须循一较长而复杂的途径

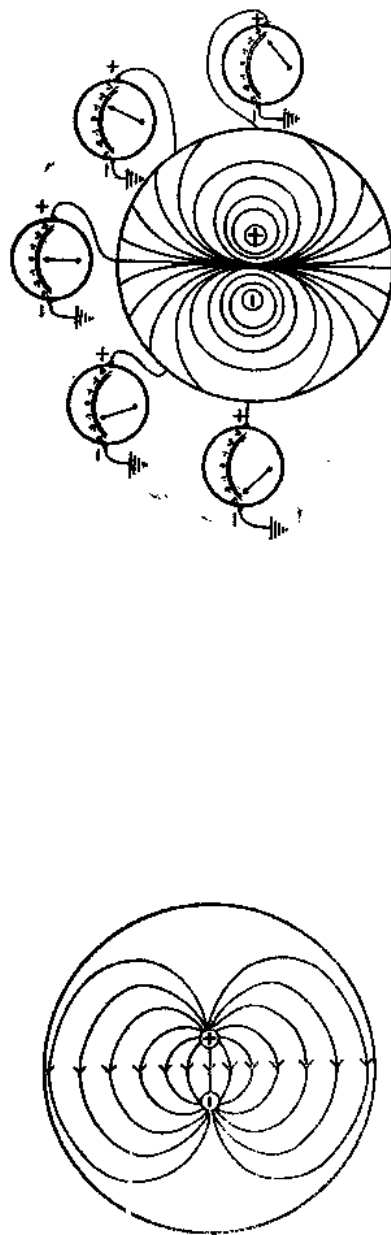


图 1--13 示某种均匀而且有电阻的导体中一对电偶的电极间的电流

图 1--14 示图 1--13 中的电流形式并存在在介质周围的电压分布

通过介质（图 1—13）。这种电流在其周围电场及其表面存在的电势的分布见图（图 1—14）。

用一电压表就能在均匀而且电阻的导体的周围录得这些电压变化。一条通过电偶两个电极的直线（电偶线）投射到介质边界的各点，录得的电压最大，两个电极中间与这线垂直的平面的电位为零，在该平面的阳极侧，录得的正电压逐渐增高，直至达到正电压

最高的电偶线。同样该平面阴极侧所录得的负电压也逐渐增加，介质边界测量到的电压强度，与离电源距离的平方（或某较高乘幂）成正比。不过，尽管录得的电压较低，但正负电压的分布情况相同。

从电学观点来看，心脏可以被看作成一个接近胸腔中央的电源，而胸腔呈立体形，可将其看作为有一定限度均质而形状相同的容积导体。人体内由于心肌细胞活动而产生的电流伴随电压变化，这种电压变化，可在体表——皮肤测量到。

心脏电势平均电轴的由来

正常心脏瞬时除极向量的振幅和方向不断变化，在除极时产生的所有瞬时电势（QRS）的综合向量为 QRS 的平均电轴（MEA）。

凡是面向平均向量点的导联将录得最大正电压，而背向此向量点的导联会记录到最大的负电压。与此平均向量呈直角的平面为零电压区，即零点或瞬时向量的过渡区（图 1—15），在此点正负电压相等，以致产生的综合波呈一条直线，或呈

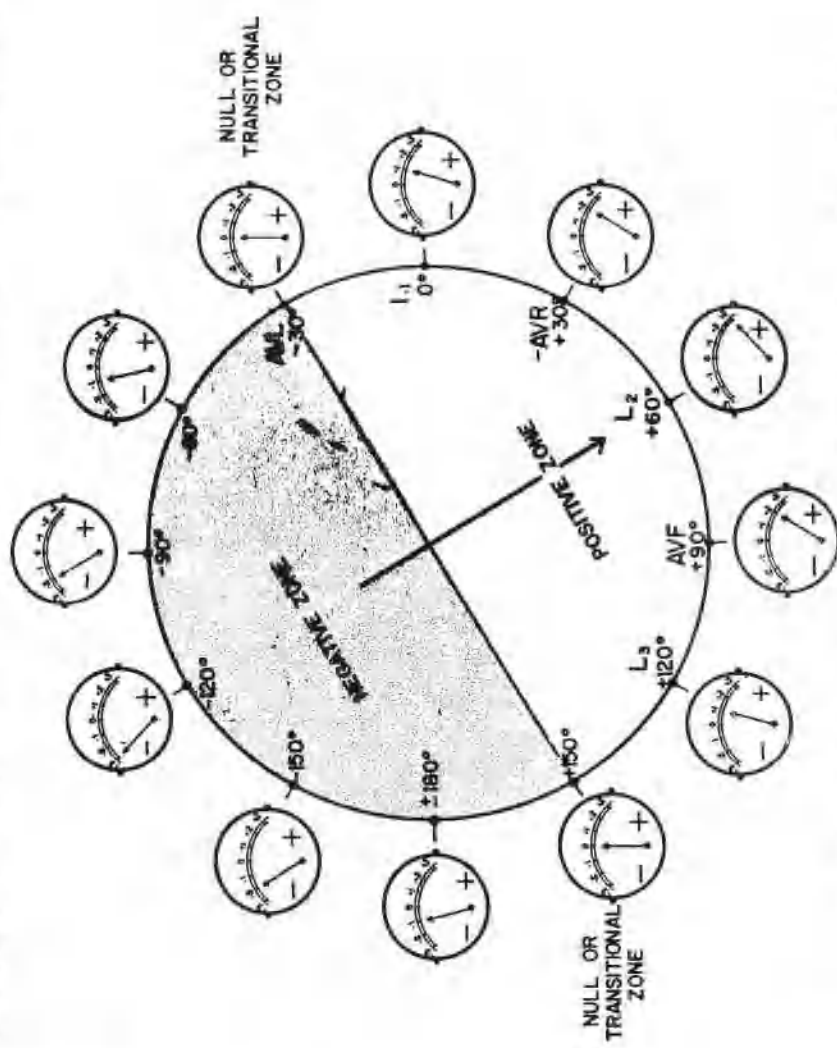


图 1—15 除极的平均向量对向 L_2 导联（正 60 度）在该导联位置录得最大电压，离该导联 180 度为最大负电压（负 120 度），垂直于该向量轴有一个零区或过渡区，在那里记录的电势为零。此图中的过渡区位于 -30 度（即 AVL）和 +150 度，在该区前面录得的电压均为正，而在其后面记录的电压均为负的。

正负电压相等的双相波型。

用于研究目的，必须精确测量综合波的面积，然而临床上，简便地目测双相波常足以判定是净正还是净负（图 1—16）。

测量 QRS 的平均电轴，尤其是额面的 QRS 平均电轴是一种有用的临床方法。它比较容易计算，又常能帮助鉴别一帧正常或异常心电图。同样也能测定复极波即 T 波的平均电轴，而测定 QRS 与 T 波平均电轴的成角关系则能提供附加而有用的临床资料。

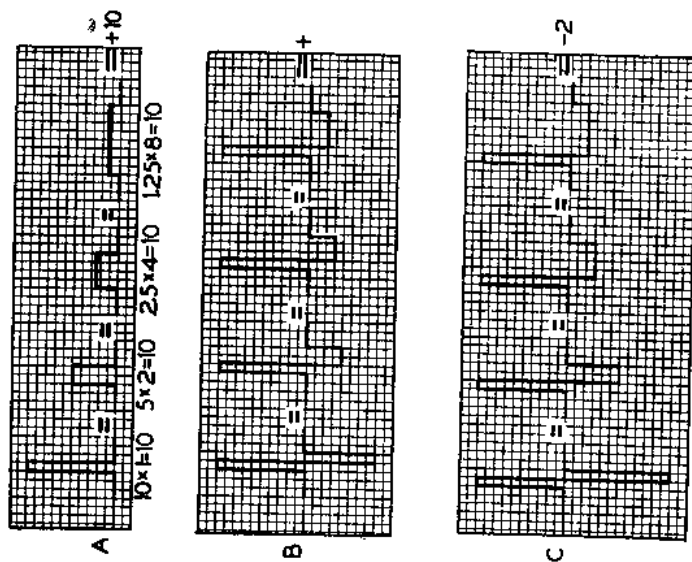


图 1—16 波型面积计算

A、形态明显不同而均为正向波的 QRS 综合波的四模式图，均含 10 小格。

B、四个模式 QRS 综合波，R 波形态，振幅和包含的方格数均相同，S 波在形态振幅各异，但所包含的总面积也相同，均为 8 小格，因此 QRS 波正 2 小格。C 与 B 类似，但 S 波面积为 12 小格，所以 QRS 综合波呈负性。

平均电轴的测算方法

额面测算平均电轴 (MEA) 的方法如下：

找到过渡型 QRS 综合波 (正负成分相等) 就能很好地测算 QRS 的平均电轴。注意在图 1—17 中 L_2 的 QRS 以负向为主，而 $-AVR$

以正向波为主，因此过渡区位于这两者之间，即在 $+30^{\circ} \sim +60^{\circ}$ 度之间，平均电轴垂直于过渡区并在其负侧*。因此测定的QRS平均电轴在 $-30^{\circ} \sim -60^{\circ}$ 度。

用同样方法计算T波平均电轴，在图1—17中，T波的最大电压见于I和AVL导联，因此T波的平均电轴显著左偏。 $-AVR$ T波低而II导联呈负向，因此T波过渡区在这两个导联之间。T平均电轴背离过渡区 90° 度，所以在 -30° 度以上。

另一种计算平均电轴的方法：

前面六个导联之间相互关系在书上的环形结构中阐述。加压肢导联的电压约为双肢导联的 $2/3$ 。加压单肢肢导联增加约 $1/3$ 电压才能获得与标准肢导联之间确切的电压关系。还要注意 $-AVR$ 是 $+AVR$ 的镜像。伴有最大正向电压的QRS波是最接近平均电轴延线的导联。检查该导联两侧的QRS综合波，确定第二大的QRS波，平均电轴位于这两个导联之间并接近较大的QRS波导联。下列心电图说明这种方法，六个额面导联相应地标在所附的环形结构中，从而画出平均电轴。

图1—17具有最大正向电压的QRS在AVL导联，第二大的QRS在 L_1 导联。由于AVL导联的QRS最大，所以平均电轴接近该导联轴，即在 -30° 度。

这两种方法求出平均电轴，其结果大致相同，而前者（即过渡区或零点方法）较精确。

平均电轴测算练习

为了能使读者熟练掌握平均电轴的测算方法，下面例举一些心电图来说明这些原理（图1—18~1—28）。

LAD MEA BEYOND -30°

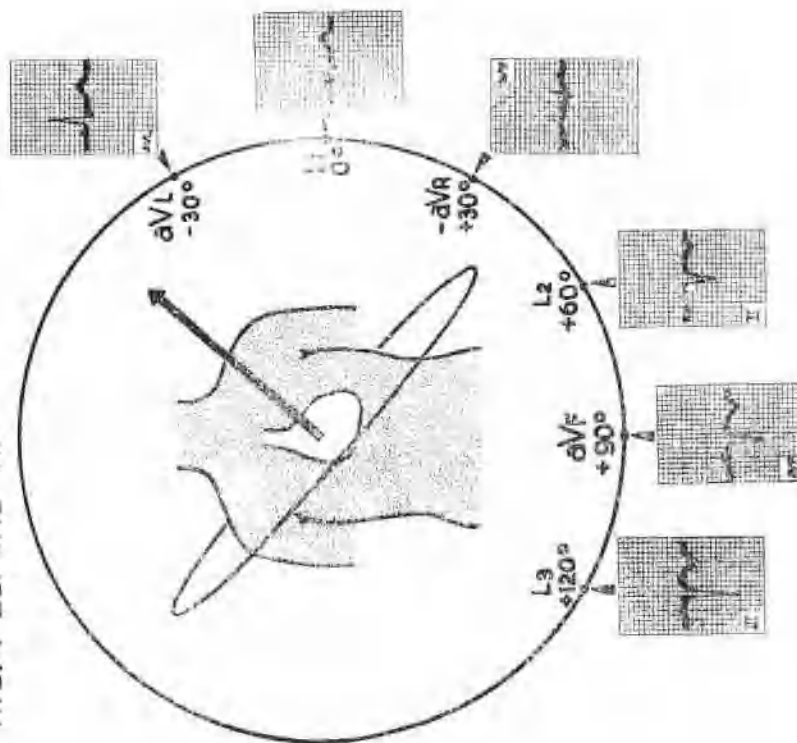


图1—17 心电图

* 原文为“正侧”有误——译者

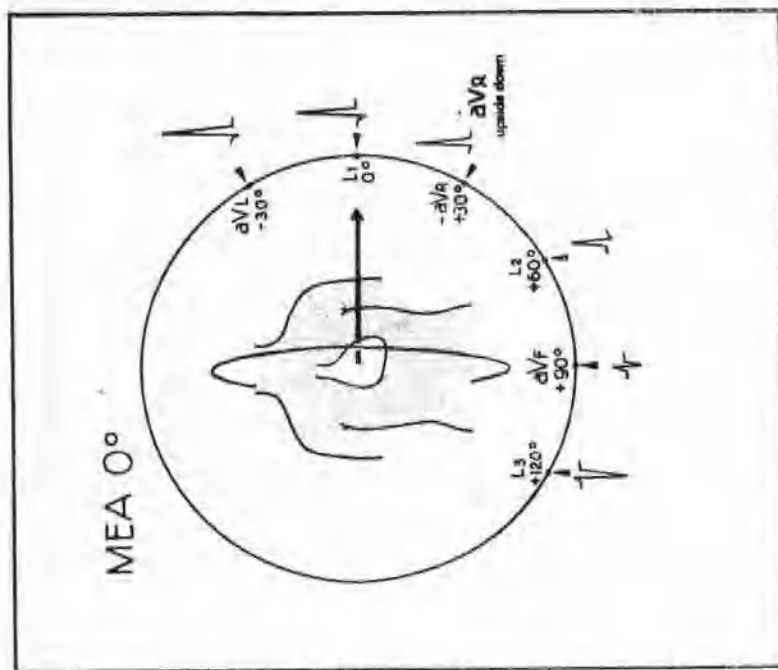


图 1—18 QRS 最大正电压见于 L_1 导联，对向 L_1 导联位置平均电轴，可由 aVF 呈现过激型 QRS 证实之，该心电图示六个肢体导联及 QRS 平均电轴大致在零度方位。

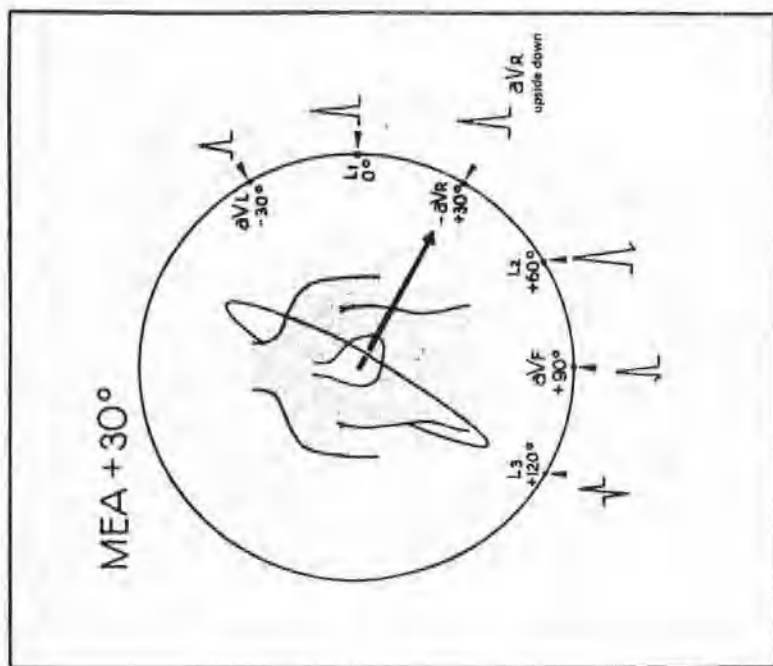


图 1—19 QRS 最大正电压位于 $-aVR$ （常规 $+aVR$ 为最大负电压）过渡区在 L_2 导联相距 90° 度，额面的所有导联均呈正向，因此平均电轴位于 $+30^\circ$ 度。该心电图示六个肢体导联及 QRS 平均电轴的大致方向。注意过渡型综合波的负向成分，可在正向成分（R 波）之前（Q 波）或其后（S 波）。

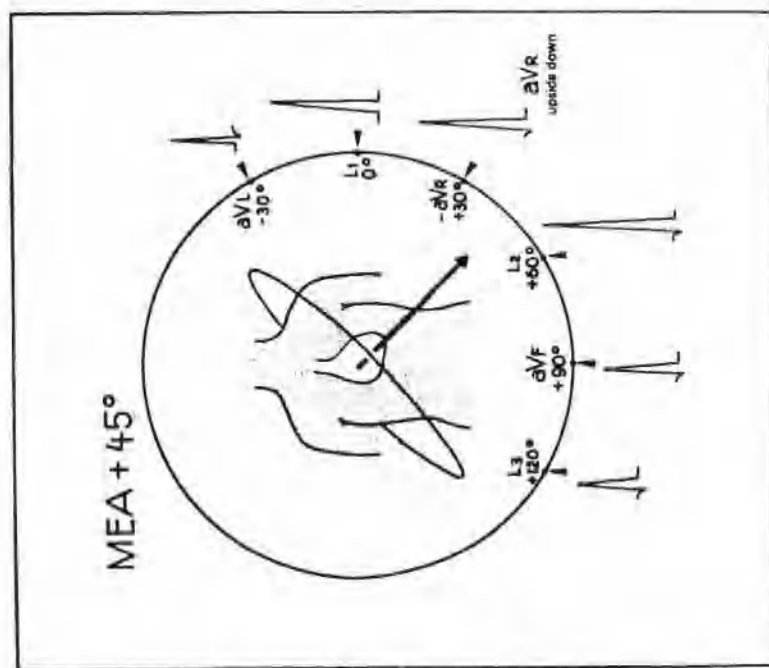


图 1—20 所有导联 (包括 -AVR) 的综合波均呈正向, 因此过渡区在 AVL (-30度) 左侧和在 L₃ 导联 (+120度) 的右侧。L₂ 导联与 -AVR 导联之间 +45度处的 R 波最高。

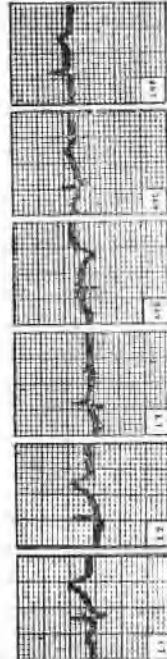
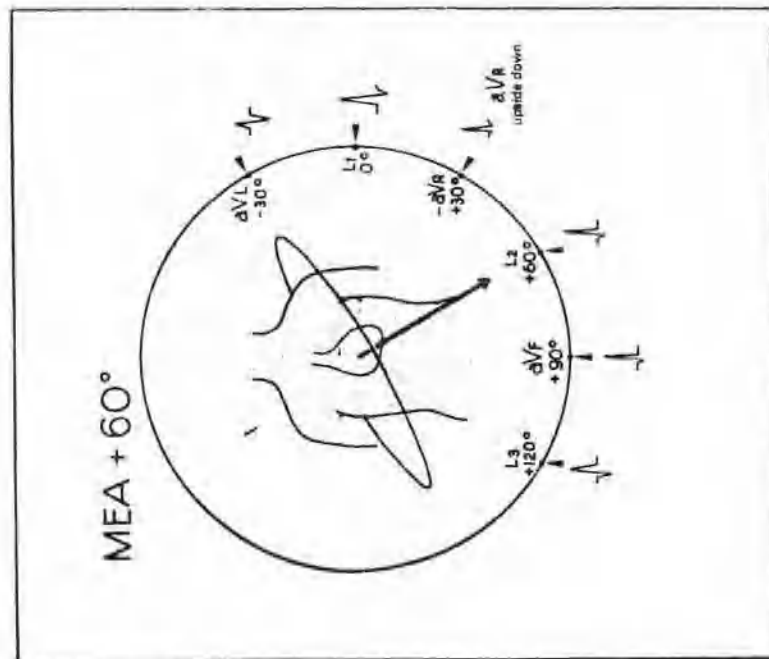


图 1—21 L₂ 导联录得的 QRS 电压最高, AVL 导联 QRS 呈过渡型。L₁, -AVR, L₂, aVF 和 L₃ 导联 QRS 均呈正向, 所以平均电轴对向 L₂ 导联即 +60度, 该心电图示六个肢体导联及平均 QRS 电轴的大致方向。

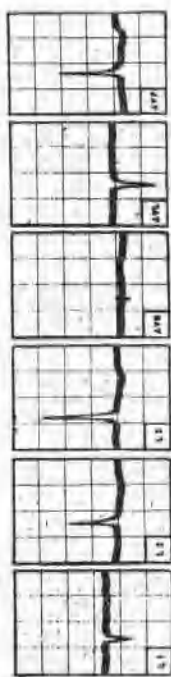
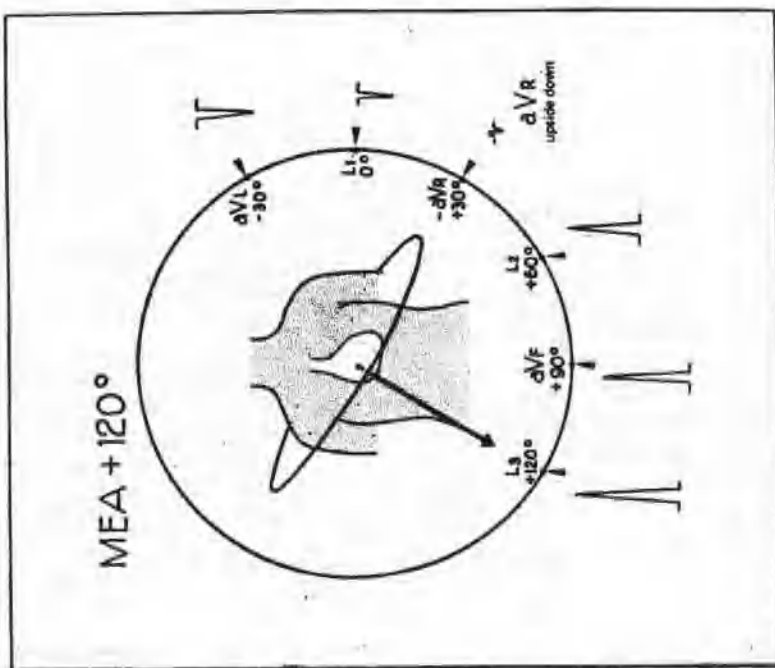


图 1—22 AVF 导联录得最大 QRS 正电压， L_2 、 L_3 导联呈正向，电压与 AVF 大致相等。 L_1 导联呈过渡型 QRS 综合波，所以平均电轴垂直对向 AVF。注意 -AVL 在过渡区之后，故综合波呈负向。心电图示六个肢体导联及 QRS 平均电轴的大致方向。

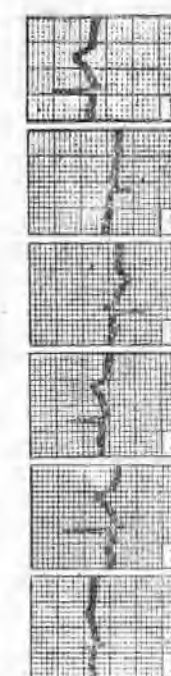
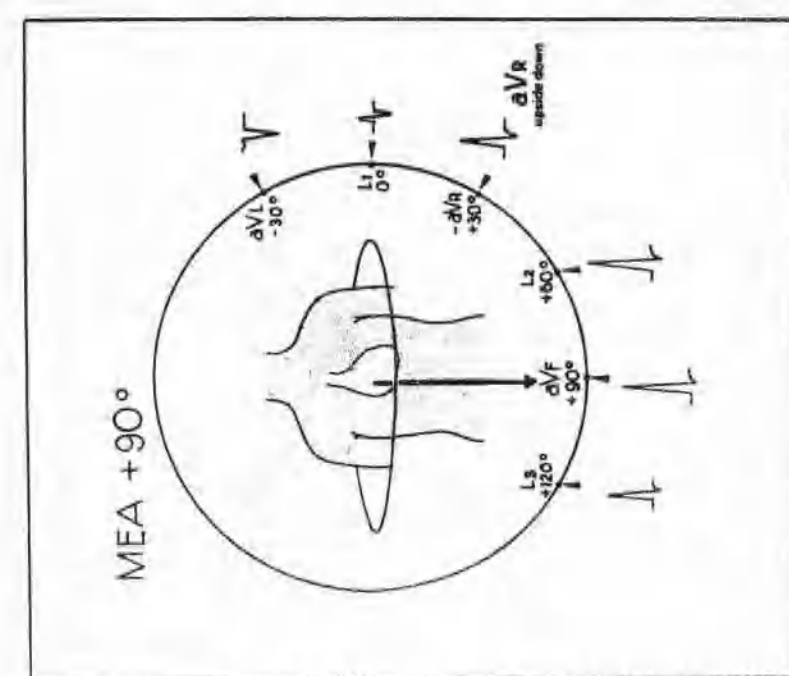


图 1—23 最大的正向 QRS 见于 L_3 导联，-AVR 为过渡区或略偏负向，AVL、 L_1 导联在过渡区之后故为负向波。因此 QRS 平均电轴对向 L_3 导联，在 $+120^\circ$ 度或更偏右。心电图示六个肢体导联及 QRS 的平均电轴。