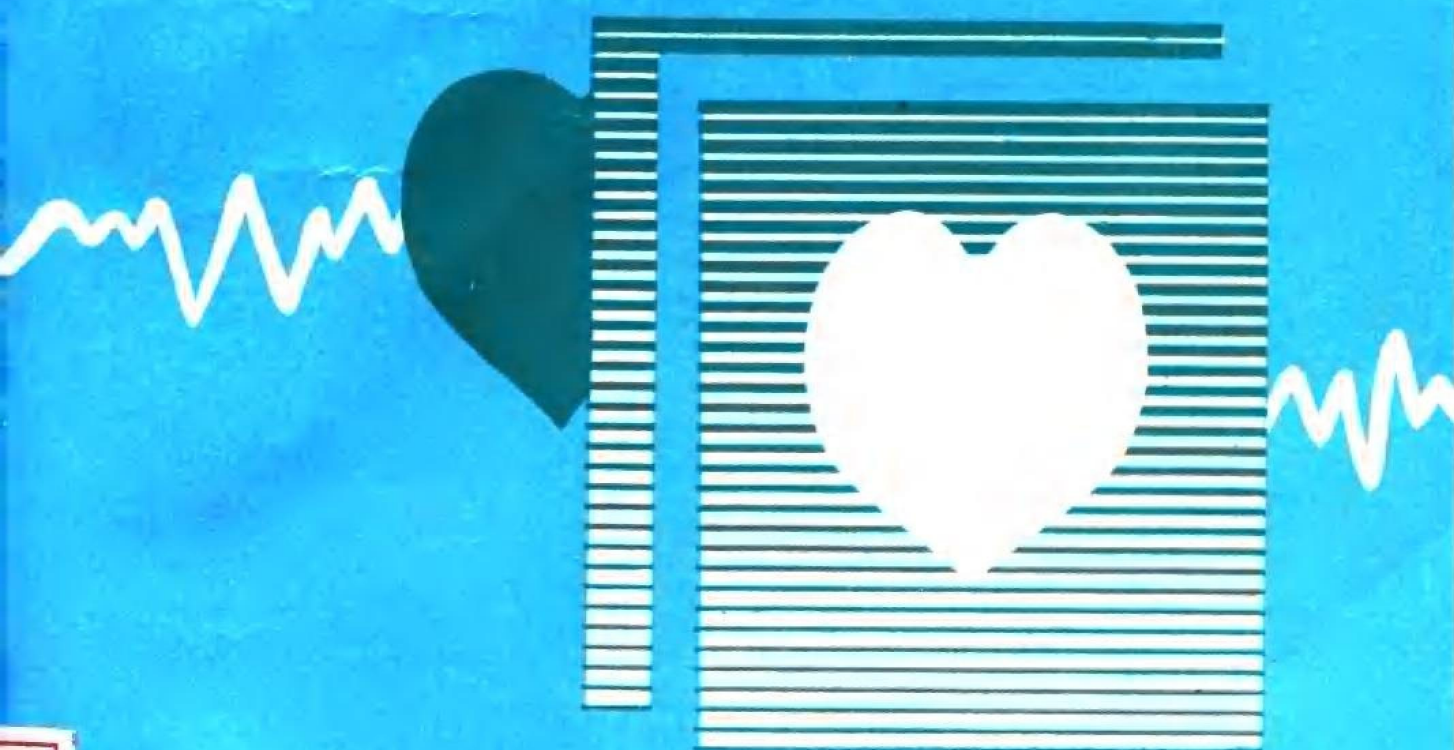


中外心电图机 实用技术

雷元义 编著



中国计量出版社

中外心电图机实用技术

雷元义 编著

中国计量出版社

图书在版编目(CIP)数据

中外心电图机实用技术/雷元义编著. —北京:中国计量出版社,1997.5

ISBN 7-5026-0761-7/TH·25

I. 中… II. 雷… III. 心电图机-使用 IV. R540.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(95)第 07200 号

中国计量出版社出版

北京和平里西街甲 2 号

邮政编码 100013

河北省永清县第一胶印厂印刷

新华书店北京发行所发行

版权所有 不得翻印

*

787×1092 毫米 16 开本 印张 21.5 字数 514 千字

1997 年 5 月第 1 版 1997 年 5 月第 1 次印刷

*

印数 1—3000 定价:30.00 元

前 言

随着心电图机在心血管疾病防治工作中的广泛应用和发展,其使用维修人员不断增加,加之各高、中等院校陆续开设有关专业,迫切需要对心电图机有比较全面地了解。为了满足广大读者的需要,作者在参考有关资料的基础上,结合自己多年来从事科研、教学与维修的实践,编著了这本《中外心电图机实用技术》,望能对各位读者有所裨益。

《中外心电图机实用技术》一书是在作者1988年编写的《心电图机原理与维修》、《单导心电图机使用维修手册》两书的基础上进行大量修改增补而成的。原书自内部出版发行后,行销全国二十多个省市的各级医院、维修站所,并被全国6所高、中等院校和国家技术监督局武汉培训中心选作医疗器械有关专业和全国心电图机计量培训班教材和教学参考用书。到目前为止,仍有部分高、中等院校等单位或个人来函来人要求购买,一时成了医疗器械专业方面的畅销书,得到了同行专家和广大读者的普遍好评与热烈欢迎。

为了感谢广大读者的厚爱,更好地为基层工作者服务,编著的这本书力求“阳春白雪”与“下里巴人”兼顾,避免了繁琐的数学分析与推导,以阐明物理概念为主、图文并茂地对十多种机型的国产、进口心电图机的线路原理进行了系统地定性分析,并分别以各种机型为例,详细地介绍了使用方法、整机调试、故障现象、检修建议近150余例。同时还根据部颁标准介绍了心电图机的技术标准与检定方法,并对各种常见因素所引起的伪差进行了分析。本书把使用与原理、调试、维修与检定融为一体,旨在帮助广大从事心电图机工作的医务人员和从事心电图机设计、安装管理、使用、维修和检定人员以及高、中等院校的“医用电子仪器”、“医疗电子技术”、“生物医学工程”、“生物医学电子仪器”、“医疗器械维修”等专业的师生对心电图机有个比较全面地了解。

在这里必须说明的有以下两点:一是第四章心电图机中有的机型已属于淘汰产品,但本书还进行了详细地介绍,其理由是它们是现代心电图机发展的基础,现仍在基层医疗单位广泛使用;二是本书第五章是以日本光电株式会社编写的随机带来的使用维修手册(英文版)为主翻译后编写的,有些说法不一定确切,仅供参考。在本书的附录中介绍了国外部分集成电路互换,进口心电图机常用符号英汉对照,常用晶体管、场效应管、集成电路的特性参数和国产、进口心电图机的主要技术指标,使本书更具有实用性。

在本书编写和出版的过程中,得到了国家人事部专家司处长侯建国,清华大学高级工程师张乃国,湖北省医疗器械维修中心高级工程师黄德义,湖北省荆沙市卫生学校讲师王佑君,武汉市计量研究所工程师詹滨等同志和中国医疗器械工业公司样本编印办公室、中国医疗器械工业公司科美思集团医用电子仪器厂、中国计量出版社等单位的大力支持与帮助,在此一并表示真诚的感谢!

本书参考、引用了大量有关资料,由于文献较多,不能一一列出,在此特向有关作者表示衷心地感谢!由于专业水平有限和时间仓促,书中肯定有不妥之处,敬请批评指正。

雷元义

1996年3月于荆州

目 录

第一章 心电图基础	(1)
第一节 心电图概念和心电图波形	(1)
第二节 心电图的测量和分析方法	(2)
一、心电图纸上的电压和时间坐标	(2)
二、心电图各波段的测量	(3)
三、心电图的分析方法	(3)
第三节 心电图导联	(3)
一、常用导联	(4)
二、福兰克 (Frank) 导联	(7)
三、威尔逊网络及网络中心与电偶中心的关系	(8)
第二章 心电图机的构造与作用	(10)
第一节 心电图机的分类	(10)
第二节 心电图机的结构与作用	(10)
一、输入电路	(12)
二、前置放大电路	(19)
三、中间放大电路	(20)
四、后置放大电路	(21)
五、记录器	(21)
六、电源电路	(21)
七、走纸稳速电路	(22)
第三章 心电图机的性能指标及检测方法	(23)
一、增益 (灵敏度)	(23)
二、噪声	(23)
三、阻尼	(23)
四、线性	(24)
五、共模抑制比	(24)
六、时间常数	(25)
七、频率响应	(25)
八、走纸速度	(25)
第四章 国产心电图机	(27)
第一节 XDH-2 型心电图机	(27)
一、输入部分	(27)
二、放大电路	(29)
三、电源电路	(37)
第二节 XQ-1A 型心电图机	(39)

一、输入部分	(39)
二、前置放大器	(41)
三、电压放大电路	(43)
四、功率放大器	(44)
五、负反馈电路	(45)
六、电子稳速调速电路	(46)
七、电源电路	(48)
第三节 XD-104 型心电图机	(51)
一、输入电路	(52)
二、放大电路	(52)
三、电源电路	(56)
四、电机控速与热笔供电电路	(58)
五、调试与调整	(58)
第四节 XDH-3B 型心电图机	(59)
一、输入回路	(60)
二、前置放大电路	(61)
三、电子封闭电路与干扰抑制电路	(63)
四、直流放大器	(64)
五、后置放大电路	(65)
六、走纸稳速电路	(69)
七、热笔加温控制电路	(70)
八、电源电路	(71)
第五节 东江牌 ECG-11 系列心电图机	(71)
一、前置放大单元	(72)
二、键控单元	(76)
三、功率放大单元	(85)
四、电源单元	(87)
第五章 进口心电图机	(90)
第一节 ECG-2101 型心电图机	(90)
一、浮动部分	(90)
二、耦合电路	(98)
三、接地部分	(101)
第二节 ECG-5151 型心电图机	(112)
一、AC-512D 放大器	(112)
二、WT-511D 记录装置	(119)
三、电源电路	(122)
四、调整	(126)
第三节 ECG-6151 型心电图机	(128)
一、浮动前置放大电路	(129)
二、自动键控电路	(133)
三、控制与主放大器	(139)
四、供电电路	(151)

五、调整	(153)
第四节 ECG-6501/6511 型心电图机	(155)
一、前置放大电路	(156)
二、键控电路	(158)
三、主放大电路	(163)
四、电源电路	(165)
五、调整	(171)
第五节 ECG-6453 型心电图机	(173)
一、系统框图和信号流程	(173)
二、电源单元 (SC-621D UT-2072)	(173)
三、前置放大单元 (UT-20631、UT-2066)	(174)
四、AG/AP 板 (UT-2081)	(176)
五、主放大单元 (UT-2067 UT-2068)	(179)
六、操作单元 (AC-0012 UT-2070 UT-2071)	(179)
七、控制单元 (UT-20693)	(179)
八、调整	(185)
九、错误信息	(188)
第六章 心电图机的安全使用	(189)
第一节 电流对人体的作用	(189)
一、电击	(189)
二、电伤	(190)
第二节 心电图机使用时产生电击的原因	(190)
一、产生电击的原因	(190)
二、普通心电图机在使用时可能发生的电击情况	(191)
第三节 安全用电的防护措施	(193)
一、基础绝缘保护	(193)
二、双重保护	(193)
三、接地保护	(193)
四、患者保护	(194)
五、隔离保护	(194)
第四节 浮地电路心电图机的临床使用	(196)
第七章 心电图机的安装和使用	(197)
第一节 心电图机的安装	(197)
一、工作环境	(197)
二、对诊断床的要求	(197)
三、接地线的要求	(197)
四、电源布线	(198)
第二节 心电图机的使用方法	(199)
一、开机前准备	(199)
二、接地线使用	(199)
三、导联线的使用	(199)
四、电极的使用	(200)

五、导电膏（或溶液）的配制	(201)
六、电极的安置	(203)
七、通用操作程序	(204)
八、灵敏度调节	(205)
九、定标高度和形状的调节	(205)
十、阻尼和热笔温度的调节	(207)
十一、基线调节的运用	(207)
十二、走纸速度的选择	(207)
第三节 心电图机的使用实例	(208)
一、XQ-1B 型心电图机的使用	(208)
二、ECG-6501/6511 型心电图机的使用	(210)
第八章 心电图机常见伪差的分析	(213)
第一节 交流电干扰	(213)
第二节 阻尼不适	(214)
一、阻尼不足	(214)
二、阻尼过度	(215)
三、阻尼不匀	(215)
第三节 导联线连接错误	(215)
一、红线 RA 与黄线 LA 连接颠倒	(216)
二、黄线 LA 与绿线 LF 连接错误	(216)
三、红线 RA 与绿线 LF 连接错误	(216)
四、上下肢导联线连接错误	(216)
第四节 基线不稳和基线漂移	(216)
一、基线不稳	(216)
二、基线漂移	(217)
第五节 高电压与低电压伪差	(217)
一、“高电压”伪差	(217)
二、“低电压”伪差	(217)
第六节 肌电干扰与噪声干扰	(217)
一、肌电干扰	(217)
二、噪声干扰	(218)
第七节 小信号失真伪差	(218)
第八节 切迹伪差和偏移伪差	(219)
一、QRS 综合波伪差	(219)
二、S-T 段偏移的伪差	(220)
第九节 其它伪差	(220)
一、心电图暂时终止的伪差	(220)
二、心电图波幅逐渐降低	(221)
三、心律不齐伪差	(221)
四、定标电压叠加伪差	(221)
五、偶然干扰伪差	(222)
六、非线性伪差	(222)

七、频率响应伪差	(222)
八、时间常数的伪差	(223)
第九章 心电图机的检定	(224)
第一节 检定前的准备	(224)
一、对工作室的要求	(224)
二、检定所需仪器、工具和元件	(224)
三、注意事项	(225)
四、一般检定条件	(225)
第二节 心电图机的技术指标	(225)
一、导联线电极、导联选择器最低限度的配置要求、记录笔偏转幅度及外接输出指标	(225)
二、技术要求	(227)
第三节 检定项目和方法	(229)
一、外观检验	(229)
二、外接输出检定	(229)
三、外接直流信号输入检定	(229)
四、输入回路检定	(229)
五、定标电压的检定	(230)
六、灵敏度的检定	(231)
七、噪声电平的检定	(232)
八、共模抑制比的检定	(232)
九、50Hz 交流干扰抑制滤波器的检定	(233)
十、频率特性的检定	(233)
十一、移位非线性的检定	(234)
十二、基线漂移的检定	(234)
十三、走纸速度的检定	(235)
十四、滞后的检定	(235)
十五、道间干扰的检定	(235)
十六、绝缘性能的检定	(235)
第四节 心电图机检定实例	(236)
一、电源部分检定	(237)
二、插座的检验	(239)
三、传动部分的检验	(239)
四、前置级及电压放大级的校正	(240)
五、阻尼校正及频率响应的检定	(241)
六、共模抑制比 (CMRR) 的检定	(242)
七、灵敏度的检定	(244)
八、时间常数和噪声及其它指标的检定	(246)
九、稳速板检定	(247)
十、电压突变及耐压试验	(248)
十一、输入阻抗校验	(249)
十二、机箱泄漏电流与输入回路电流校验	(250)
十三、模拟心电试验	(250)

第十章 心电图机的常见故障与检修方法	(253)
第一节 心电图机检修的一般原则和步骤	(253)
一、心电图机检修的一般原则	(253)
二、心电图机检修的一般步骤	(253)
第二节 常用的几种检修方法	(254)
一、心电图机常见故障产生的原因	(254)
二、寻找故障的几种方法	(255)
第三节 心电图机常见故障	(257)
一、抖动	(257)
二、漂移	(258)
三、干扰	(259)
四、无定标或定标过大	(260)
五、时间常数过小——时间常数小于 1.5s 以下	(260)
六、“封闭”失灵——闭锁 (STOP) 封闭电路在作心电记录时不能封闭	(261)
七、灵敏度过低	(261)
八、无移位——在调节基线 (调零) 移位电位器时热笔无偏移	(261)
九、热笔单偏	(261)
十、热笔移动范围小——不符合移动范围略大于 $\pm 20\text{mm}$ 的要求	(262)
十一、阻尼不正常	(262)
十二、波形失真——记录的心电波形严重变形	(263)
十三、线性不好	(263)
十四、热笔不热	(264)
十五、笔迹过粗	(264)
十六、电机不转或纸速不对	(264)
十七、电机不受控	(265)
十八、走纸轧刹	(265)
十九、蓄电池无法充电	(265)
二十、蓄电池供电不工作	(265)
二十一、烧电源保险丝	(266)
第四节 心电图机的检修实例	(266)
一、XDH-2 型心电图机故障检修	(266)
二、XDH-3 型心电图机故障检修	(270)
三、XDH-3A 型心电图机故障检修	(272)
四、XDH-3B 型心电图机故障检修	(273)
五、XQ-1A 型心电图机故障检修	(275)
附：几种心电图机各级工作参考电压	(276)
第五节 进口心电图机的故障检修	(279)
一、ECG-6151 型心电图机故障检修	(279)
二、其它型号心电图机故障检修	(285)
附录	
附录 1 XDH-3A 型心电图机	(293)
附录 2 XQ-1B 型心电图机	(297)

附录 3 CH-1 型心电图机综合测试仪简介..... (300)

附录 4 进口心电图机常用符号英汉对照说明 (305)

附录 5 国产、进口心电图机主要性能指标 (310)

附录 6 部分集成电路互换表 (321)

附录 7 常用晶体管、场效应管、集成电路特性参数 (325)

 一、常用进口晶体管主要特性及代换型号 (325)

 二、常用进口晶体管特性参数 (325)

 三、常用场效应管主要特性参数 (326)

 四、常用国产晶体管特性参数 (327)

 五、部分常用进口集成电路开关特性 (329)

 六、部分常用进口集成电路主要特性参数 (330)

第一章 心电图基础

第一节 心电图概念和心电图波形

心脏是人体中血液循环的动力装置。正常人的心脏激动起源于窦房结，即由窦房结所发生激动，沿着心脏特征传导系统作顺序传播：从窦房结→心房及结间束→房室结→左右束支→心室传导纤维→心室肌。心脏传导系统图解如图 1-1 所示。心脏每次机械性收缩之前，心肌首先发生激动，在激动过程中产生微弱的电流，自心脏流向身体的各部分，由于身体各部分组织不同，各部分与心脏间的距离也不同，使体表产生了电位差，即电压。在整个心动周期中，这电位差不断地变动着。用心电图机把这种随时间变动着的电位差经放大后记录下来的一系列波形的曲线，就叫做心电图。

正常人每次心脏搏动的心动电流波形如图 1-2 所示。

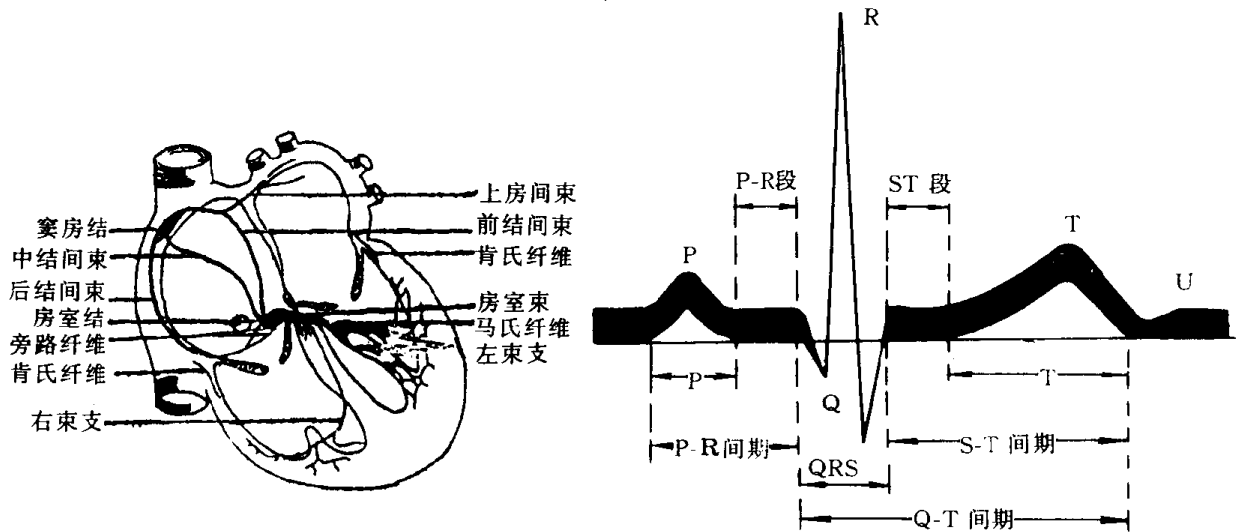


图 1-1 心脏传导系统图解

图 1-2 典型心电图波形

P 波 P 波代表心房激动过程中的电位变化，称为心房激动波。正常的 P 波形态应呈两腰对称，波顶圆滑，有的波顶可呈双峰样，但峰距应小于 0.04s。波宽不超过 0.11s，波幅在肢体导联中不超过 0.25mV，胸导联中小于 0.15mV。

P-R 间期 它是指从 P 波开始处到 QRS 波群的起点相隔的时间。P-R 间期随着年龄的增大而有加长的趋势，成人约在 0.12—0.20s 之间。

QRS 波群 它是心电图上最尖最大的波群。特点是上升、下降沿都比较陡、连续、不间断。QRS 波群中第一个向下的波称为 Q 波；Q 波之后是一个狭窄高耸的尖脉冲波形，称为 R 波；与 R 波相衔接的又是一个向下的波，称为 S 波。正常 Q 波的时间应小于 0.04s，则整个波群的宽度称为 QRS 的时限，代表全部心室激动过程所需要的时间，正常人最长不超过 0.10s，最大振幅不超过 5mV。

ST 段 它指的是 QRS 波群的终点到 T 波开始的一段。正常的 ST 段一般光滑而自然地与 T 波前枝融合，而且是接近基线的，其间距一般不超过 0.05mV。

T 波 T 波是继 ST 段之后一个波幅较小，而延续的时间较长的波，它代表心室激动后复原时所产生的电位影响，即称心室肌的复极波。它的形状较钝而宽且两腰不对称，其方向应与 QRS 波群的主波方向一致。在以 R 波为主的导联上，T 波不应低于 R 波的 1/10。

Q-T 间期 它是从 QRS 波群开始到 T 波终端的时间，代表心室肌除极和复极的全部过程。这段时间随心率而改变，心率快则 Q-T 时间短，心率慢则 Q-T 时间长。正常范围为 0.36—0.4s。

U 波 紧接 T 波后还有一个很小的波动，它代表激动的心室到静止期的过程。一般认为它是心肌激动的后电位影响。正常人体的 U 波很小，一般不超过 0.05mV。

这里必须指出的是 P 波和 QRS 波群分别反映心房及心室的电激动，而不代表心房、心室的机械性收缩的动作。实际上心肌的电激动是在机械收缩之前发生的，先有了电激动，才引起心房、心室肌的收缩。

正常人体心电图波的形态、幅值、时间间隔都有一定的范围。即电信号的电压峰值大约在 1—5mV 之间，而最大电压可达 20μV 左右。正常心电波可视为由多次正弦波组成，其频谱范围如表 1-1 所列。

表 1-1 正常心电波的频谱

名称	间隔	时间 (s)	基波频率 (Hz)	二次谐波 (Hz)	10 次谐波 (Hz)
P	1—2	0.06—0.1	8—5	16—10	80—50
QRS	3—4	0.05—0.08	10—6	20—12	100—60
T	5—6	0.2—0.3	2.5—1.3	5—2.6	25—13

频谱范围一般在 0.5—20Hz 内。其中，T 波频率最低，约 1.3Hz，QRS 波群的频率通常在 15Hz 左右，ST 段与基线距离 < 0.5mm。当 QRS 波中出现小切迹线或挫折时（早期隐伏的心脏病人常有此现象），频率范围可达 40—70Hz，偶尔可达 200Hz，而 ST 段几乎平直。从频谱分析可知，大约在 0.14—0.8Hz 之间，可见心电的谐波是很丰富的。

心电波是心肌生物电变化的记录，可作为临床检查心脏情况的重要资料。因此，作为一个心电图机的使用和维修工作者，必须掌握心电图的规律和正确使用心电图机的方法，才能有效地发挥心电图技术的作用。

第二节 心电图的测量和分析方法

一、心电图纸上的电压和时间坐标

心电图的记录纸是以毫米为分度的直角坐标纸，每 1mm 印一细线，5mm 印一粗线，构成小方格。与走纸方向平行的横轴代表时间，在走纸速度为每秒 25mm 时，横坐标上每 1mm 代表 0.04s。每两条粗纵线构成一个中格，中格宽度代表 0.2s。以 5 个中格宽度为 1 个大格，代表 1s。与走纸方向垂直的纵轴代表电波的高低，在标准灵敏度定准为 1mV=10mm 时，纵坐标上每 1mm 就是 0.1mV，两条粗横线之间的幅度代表 0.5mV。

二、心电图各波段的测量

(1) 确定基线一般以 TP 段为准, 在 2—3 个心动周期中选择水平的, 且无伪差的 TP 段, 沿其上缘或下缘作一水平线为基线。如果 TP 段不在同一水平线上, 或因心率较快使 TP 重叠时, 则选择连续的 3—4 个 QRS 开始点接近于同一水平线的波群, 把它们的开始点用一条直线连起来作为基线。

(2) 测量各波的时间由其凸出点起计算。向上的波形, 应从基线的下缘开始上升处量到顶点; 向下的波形, 应从基线的上缘开始下降处量到最低点。

(3) 测量各波的振幅(电压)。测量振幅的高度时, 应从基线的上缘垂直地量到顶点。测量振幅的深度时, 取基线的下缘为标准, 垂直地量到底部。遇到双相波时, 则以上、下波振幅相加的值为振幅。

三、心电图的分析方法

(1) 将各导联的心电图按照标准肢导联、加压单极肢导联及胸前导联的顺序排列。检查有无接错, 标准电压是否正确。

(2) 检查每个心动周期是否有 P 波, P 波与 QRS 波群的关系是否正常, 从而确定心脏的节律是否正常。

(3) 计算心率 用两脚规测量 P—P 间隔是否相等, 测定时限并计算心率。计算方法一般有以下两种: ①将 60s 除以 P—P 间隔时间, 即得每分钟心率。例如 P—P 间隔为 0.8s, 则心率为 $60 \div 0.8 = 75$ 次/分。②用两脚规测量 5 个以上的 P—P 或 R—R 间隔, 求其平均数, 用 60s 除以这个平均数。即:

$$\text{心率} = \frac{60}{\text{P—P 或 R—R 间隔平均数 (s)}}$$

(4) 检查 P 波的形态、振幅及宽度。一般在导联 II 及 V₁ 中比较明显。

(5) 测量 P—R 间隔期。在标准导联中, 选择 P 波较宽并有明显 Q 波的导联进行测量。如无 Q 波, 则在有明显 P 波及 QRS 波群最宽的导联中测量。

(6) 观察 QRS 波群的波形和振幅。

(7) 检查 S—T 段有无偏移及其偏移程度。如果有向上或向下偏移, 以升高或降低多少 mV 表示。

(8) 检查各导联 T 波的形态、方向和高度。方向以正向、倒置及双向表示。高度以正常、低平及平坦表示。

(9) 测定 Q—T 间期。在多导心电图选中 T 波较高且终点明显的导联测定, 取其平均值。

第三节 心电图导联

将两极置于人体表面不同两点, 并用导线与心电图机相连, 即可在心电图机上描得一系列心电波图形。测定心电波时, 电极安放位置及导线与放大器的连接方式, 叫做心电图的导联。临床上应用甚广的有常用导联、福兰克 (Frank) 导联和威尔逊 (Wilson) 网络作导联选择三种。

一、常用导联

常用导联分为标准导联（Ⅰ、Ⅱ、Ⅲ）、加压单极肢体导联（aVR、aVL、aVF）和胸导联（V₁、V₂、V₃、V₄、V₅、V₆）三种导联。通常用四个肢体电极和一个或三个胸电极引出心电图波，肢体电极放在小臂或小腿的内侧面，胸电极放置在胸部。

1. 标准导联

它是将两个肢体电极的电位直接加到心电图机放大器的输入端，记录电压是两个肢体电位的差，因此该导联又称作双极肢体导联。它是在1903年由Einthoven首创心电图时提出的，一直沿用至今。

(1) 标准导联连接方法 Ⅰ导联：左手臂接正极，右手臂接负极。Ⅱ导联：左腿接正极，右臂接负极；Ⅲ导联：左腿接正极，左臂接负极。图1-3表示出了三个标准导联的接法。根据平行四边形法则： $V_I + V_{II} = V_{III}$ ，即第Ⅰ导联与第Ⅱ导联电压之和等于第Ⅲ导联的电压，这个定律称之为“爱氏定律”。当输入到心电放大器正极的电位比输入到负极的电位高时，描出的波形向上；反之，波形向下。

(2) 中心电端 1934年威尔逊（Wilson）根据爱氏（Einthoven）三角学说提出把肢体上电极R_A、L_A、L_F经过三个相等的电阻R接在一起，组成一平均电位，作为中心电端V_w，后称之为“威尔逊中心端”。其作用是在一个心电周期内能获得一个比较稳定的电位，作为体表心电图的参考点。

Wilson中心电端如图1-4所示。

根据克希荷夫定律得：

$$\Sigma I = \frac{V_R - V_w}{R} + \frac{V_L - V_w}{R} + \frac{V_F - V_w}{R} = 0$$

移相后可得：

$$V_w = \frac{1}{3}(V_R + V_L + V_F) = 0$$

式中，V_w是中心端对地电位。假设R_A、L_A、L_F对中心电端的电位为V_{Rw}、V_{Lw}、V_{Fw}，从而可得：

$$V_{Rw} = V_R - \frac{1}{3}(V_R + V_L + V_F)$$

$$V_{Lw} = V_L - \frac{1}{3}(V_R + V_L + V_F)$$

$$V_{Fw} = V_F - \frac{1}{3}(V_R + V_L + V_F)$$

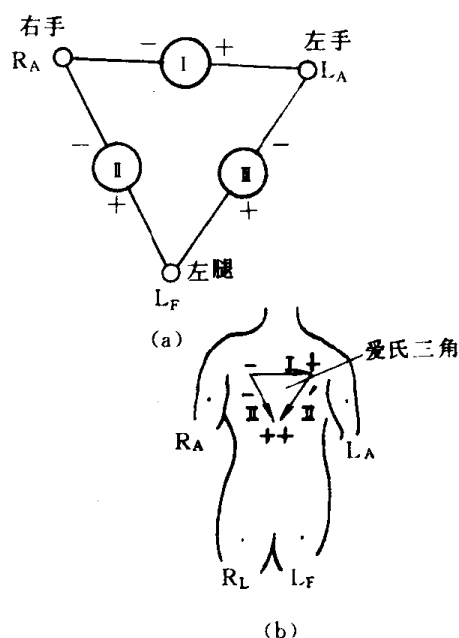


图1-3 标准导联的接法

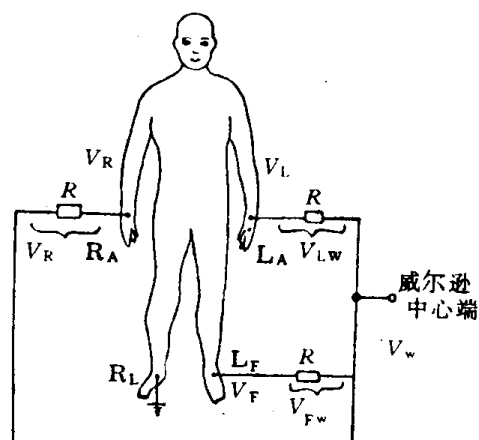


图1-4 Wilson中心电端

以上三式左右分别相加得：

$$V_{RW} + V_{LW} + V_{FW} = 0$$

2. 加压单极肢体导联

为了研究各肢体电极处在心脏激动时电位的变化，亦可采用单极肢导联，但此时所得电压较小。如果将中性电端稍加改变，可使电压波幅增大 50% 而不影响其波形的导联被叫做加压单极肢体导联。

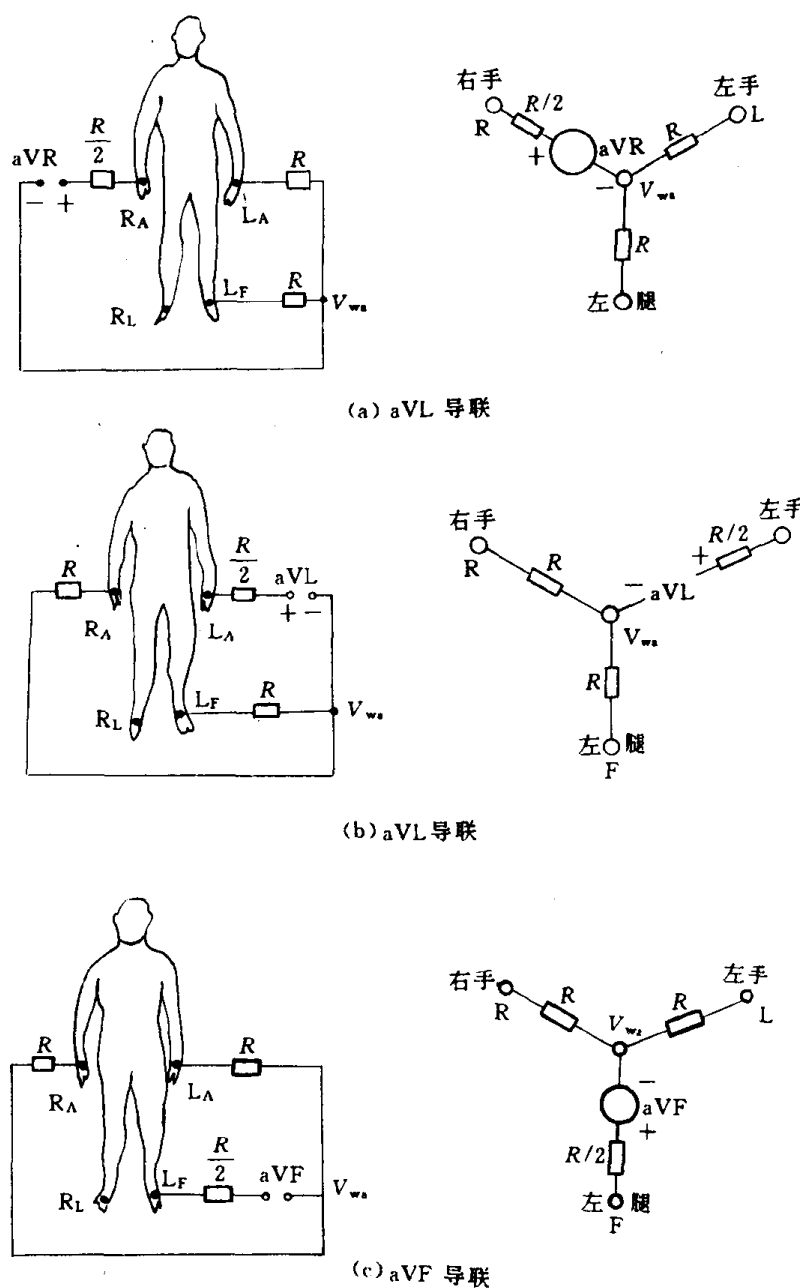


图 1-5 加压肢导联三种电极连接法

(1) 连接方法 aVR：左臂电极经电阻 ($R/2$) 接正极，改变后的中性电端接负极，此时中性电端由左臂、左腿各经 R 连接在一起而组成，如图 1-5 (a) 所示。aVL：左臂电极经电

阻 ($R/2$) 接正极, 改变后的中性电端接负极, 此时中性电端由右臂、左臂各经 R 连接在一起组成, 如图 1-5 (b) 所示。aVF: 左腿电极经电阻 ($R/2$) 接正极, 改变后的中性电端接负极, 此时中性电端由右臂、左臂各经 R 连接在一起组成, 如图 1-5 (c) 所示。

(2) 加压肢导联与单极肢导联的关系 两种连接方式的等效电路如图 1-6 所示。

图中, V_R 、 V_L 、 V_F 是 R_A 、 L_A 、 L_F 对地电位, V_w 是 Wilson 中心点对地电位, V_{wa} 是加压肢导联中两个肢端电阻 $R-R$ 的连接点 (加压肢导联的负输入端) 的对地电位。

因为心电图机输入阻抗很大, 测量电路中的电流 I 可以忽略不计, 图 1-6 (a) 中 aVR 导联有:

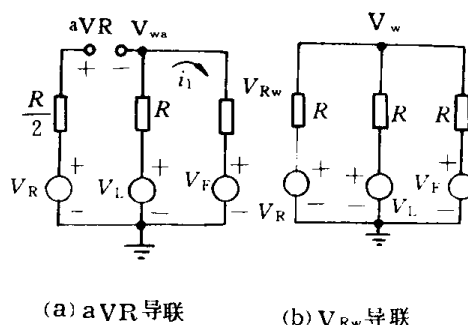


图 1-6 等效电路

$$\begin{cases} i_1 = \frac{V_L - V_F}{2R} \\ V_{wa} = i_1 R + V_F \end{cases}$$

即

$$\begin{aligned} V_{wa} &= \frac{V_L - V_F}{2R} \cdot R + V_F \\ &= \frac{V_L + V_F}{2} \end{aligned}$$

而在 aVR 导联正端的电位就是 V_R , 则:

$$\begin{aligned} V_{aVR} &= V_R - V_{wa} \\ &= V_R - \frac{V_L + V_F}{2} \\ &= \frac{2V_R - V_L - V_F}{2} \end{aligned}$$

而从上述可知, 图 1-6 (b) 中, $V_w = \frac{1}{3} (V_R + V_L + V_F)$, 而

$$\begin{aligned} V_{RW} &= V_R - V_w \\ &= \frac{2V_R - V_L - V_F}{3} \end{aligned}$$

故有

$$\frac{V_{aVR}}{V_{RW}} = \frac{3}{2}$$

所以

$$aVR = \frac{3}{2} V_{RW}$$

同理可得:

$$aVL = \frac{3}{2} V_{Lw}$$

$$aVF = \frac{3}{2} V_{FW}$$

上述数学分析告诉我们之所以称为“加压”就是这个道理。同理, 这里可推得 $aVR + aVL + aVF = 0$ 。