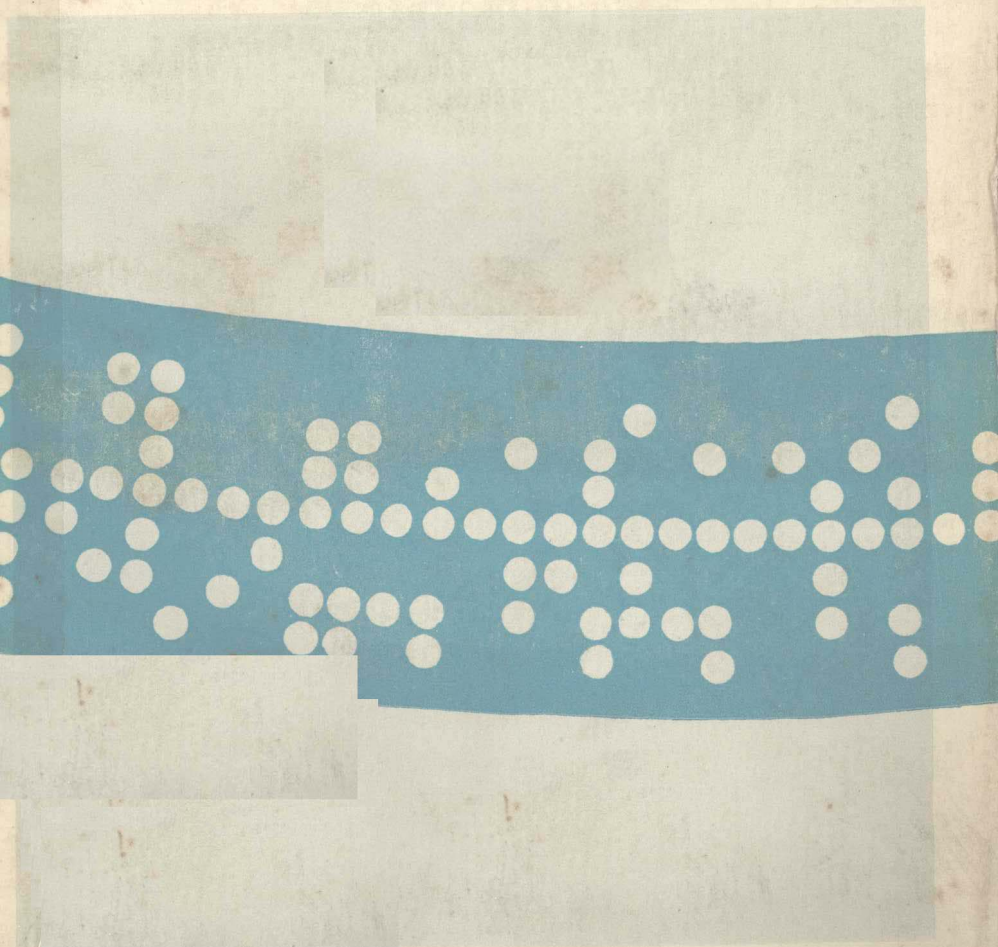


带微处理机的 医学仪器的 设计



[美] W. J. 汤普金斯 J. G. 韦勃斯特 著

人民卫生出版社



带微处理机的医学 仪器的设计

〔美〕 W. J. 汤普金斯 著
J. G. 韦勃斯特

吕维雪
高春圃 译
黄祝南

人民卫生出版社

**Design
of
Microcomputer-Based
Medical Instrumentation**

Willis J. Tompkins

And

John G. Webster, Eds.

Prentice-Hall, Inc, Englewood
Cliffs, New Jersey, 1981

带微处理机的医学仪器的设计

W. J. 汤普金斯

[美] J. G. 韦勃斯特 著

吕维雪 等译

人民卫生出版社出版

(北京市崇文区天坛西里10号)

北京通县印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行

850×1168毫米32开本 16 $\frac{1}{2}$ 印张 4插页 452千字
1986年5月第1版 1986年5月第1版第1次印刷

印数: 00,001—3800

统一书号: 14048·5046 定价: 4.65元

【科技新书目103-78】

前 言

本书将帮助读者设计用微计算机的医学仪器。它将帮助读者评价每种医学仪器并决定它是否适宜采用微计算机，也帮助读者选择完成任务的合适微计算机及必需的存贮器容量和外部设备。本书阐明了各硬件及软件方案所需的成本及时间；指出了采用各种软件开发手段的成本及优点；最后，一步步地引导读者了解包括模拟线路以及微计算机硬件和软件的复杂医学仪器的设计细节。

第一章提供各种医学仪器的信号特点。以心电图为例告诉读者如何正确地使用模拟元件，如电极及放大器，和数字式单元，如心率计及非渐隐式显示。介绍给读者有可能采用微计算机的肺部仪器设备，如窒息监视及呼吸机。亦提供了麻醉机，手术监视，脑电图监视，血压，以及临床化验方面的有用的材料。微计算机在这些领域都得到了应用。

一旦有了模拟信号，就必须将其转换成数字形式。第二章告诉读者如何把模拟信号变换到适合模—数转换器工作的正确范围。解释了转换器所用的各种数制以及它们是如何工作的。指出了各种数制的优缺点以及如何将它们与微计算机接口。说明了数—模转换器如何工作以及输出平滑用的最佳滤波器。列出了可能出现的误差，从而使读者能评价制造厂的规格。

第三章介绍如何设计滤波器。除了叙述了各种模拟滤波器类型外，还提供了设计公式和表格以设计二阶有源滤波器。数字滤波器部分是考虑适于微计算机用户的，根据所提出的滤波器要求，它引导读者一步步地完成递归式和非递归式滤波器的设计。本章亦提供了微分，积分以及快速付里叶变换的应用及所用算法。

第四章叙述了实现一个微计算机系统所需的硬件和软件。解释了微计算机结构和三态逻辑。还将学到如何使用中断和堆栈。介绍了如何选择存贮器类型以及输入/输出硬件，如调制解调器，

键盘,以及显示。这一章还介绍了软件指令,使读者能使用转移、寻址以及查表技术。它帮助读者选择合适的软件开发工具,如编辑程序,汇编程序,编译程序,仿真程序以及仿效器。对低功耗的 COSMAC 作了详细介绍,因为它是唯一在便携式仪器中可以长期用电池供电工作的单片 8 位微处理机。对 Z80 亦作了较详细的介绍,因为它是功能最强的单片 8 位微处理机,并能完成很复杂的和具有智能的信号处理。熟悉了这些微计算机将使读者能适应其它微计算机。

第五章给读者提供了在医学仪器中采用微计算机的多方面的概念。举出了约 100 个例子,其中或者是产品制造厂为了促进销售而采用了微计算机,或者是研究人员表明了有这种必要。向读者介绍了微计算机如何用于重危病的监视,肺部仪器,麻醉机,临床化验实验室,感官检查,假肢,以及一些其它领域。除了提出许多潜在应用可能外,还提供了对读者的特定设计有指导意义的有价值的细节。

第六章为很少有书提供的很具体的内容。先对课题作了叙述,然后一步步地通过课题的各个阶段。读者可以学到在模拟和数字线路之间取折衷的理由以及如何设计模拟线路和微计算机硬件。也介绍了算法的开发、流程图以及软件方案。还可学到如何进行系统的试验和对整个系统的评价。

本书假设读者已具有电子学,包括运算放大器设计,数字逻辑设计以及汇编语言编程序的知识。本书的对象除了电气工程系的大学生以外,对医疗器械工业的设计工程师和医院或医学研究中心中医疗器械使用人员亦很有用。

欢迎读者提出建议以便再版时校正和改进。

Willis J. Tompkins/John G. Webster

威斯康星大学电气及计算机工程学系

目 录

前言	[5]
第一章 医学仪器	1
1.1 医学仪器系统	1
1.2 心电图描记法	5
1.3 肺部仪器	25
1.4 麻醉机与外科手术的监视	38
1.5 脑电图监视	45
1.6 血压	48
1.7 临床化验	52
参考文献	59
习题	62
第二章 模—数及数—模转换	65
2.1 转换的基础	65
2.2 数—模转换器	76
2.3 模—数转换器	79
2.4 模拟—数字系统的其它部分	90
2.5 系统及特征	93
参考文献	93
习题	94
第三章 信号处理——硬件与软件	96
3.1 滤波器	96
3.2 导数	138
3.3 积分	151
3.4 付里叶分析	159
3.5 峰值及谷值检测	165
参考文献	175
习题	179
第四章 微计算机设计	181
4.1 微计算机系统简述	181

4.2	微处理机硬件设计	185
4.3	存贮器硬件设计	202
4.4	输入/输出硬件设计	222
4.5	软件设计	256
4.6	微处理机举例	290
	参考文献	305
	习题	307
第五章	现有的应用	313
5.1	通用的信号处理器	313
5.2	ECG 采集与传输	328
5.3	生理参数监视	334
5.4	肺部仪器	346
5.5	麻醉机	351
5.6	手术室监护	354
5.7	脑电图	356
5.8	血压	360
5.9	临床化验	364
5.10	感官监视及功能辅助	369
5.11	残疾人的通信及锻炼辅助	374
5.12	诊断超声	380
5.13	起搏器	382
5.14	医学图象	384
5.15	刺激器	386
5.16	假肢	388
5.17	带微处理机的通用医学设备	394
	参考文献	401
	习题	411
第六章	非卧床病人 ECG 监视仪设计举例	414
6.1	现有监视方法——便携式心律失常监视仪简介	414
6.2	生理学问题的定义	416
6.3	仪器规格	425
6.4	非卧床病人心电监视系统	428
6.5	硬件选择	432

6.6	模拟电路研制	435
6.7	微计算机研制	443
6.8	数据压缩算法	455
6.9	软件开发	473
6.10	系统试验	478
6.11	课题的评价	481
	参考文献	484
	习题	486
	附录	490
1.	词汇	490
2.	ASCII/16 进转换	497
3.	16 进到 10 进转换	500
4.	COSMAC 与 Z80 的指令组	501
5.	带微计算机医学仪器的比较	510
6.	实验室微计算机系统	516

第一章 医学仪器

这一章介绍医学仪器领域的概况。我们先叙述不使用微计算机时医学仪器的工作方式。即使当医学仪器应用微计算机时，它仍然需要本章所叙述的许多硬件。因此在第五章中叙述微计算机在医学仪器中的应用时，将用到本章内的知识。但是，这里并不企图涉及全部仪器，仅着重于现在已采用微计算机的那些测量仪器。

1.1 医学仪器系统

今天无论到那个医院里去，讯问临床医师设想如在 24 小时的工作里不使用任何医学仪器将会发生什么。临床医师将会非常不安，因为他们的诊断和治疗的技能极依赖于从医学仪器所获得的数据。在叙述这些仪器系统和它们的设计之前，先看看医学的实际情况以及医学已经怎样地依赖于仪器了。

医学程序

可把医疗看作为一个多步的程序：由一名医师，一组医师或一个机构对一个人执行此程序，一直反复进行到症状消失为止。这些步骤是：

1. 收集数据；
2. 分析数据；
3. 作出判断；
4. 由判断做出治疗方法；
5. 重复。

医学仪器在这些步骤的某几个中起作用，它们有规律地收集信号、分析信号、显示信息和控制治疗。

在数据收集，医师尽量收集关于病人的所有事实。某些项目，例如病人的表现、皮肤的色泽、咳嗽的声音或伤口的部位等是能够很容易获得的。但是对许多其它类型信息的收集，医师的

感官就不够敏感或不够精确。例如，他不能够发现某些类型的骨折或高血压。医师可能注意到一个病人呼吸困难，但是他将需要进一步地了解在病人体内发生了什么，这就不是他的感官所能告诉他的了。

医学仪器可以帮助医师扩展他的感官，在某些情况下能提供新的感官来收集数据。简单的仪器如听诊器，或复杂的射线图象装置如 CAT（电子计算机 X 射线体层摄影）扫描仪扩展了医师本身的感官（在此情况下，是听力和视力的扩展）。检出生物电位（体内和体表的电位）的仪器和反应酸度（pH）、二氧化碳分压（PCO₂）和氧分压（PO₂）的传感器扩大了医师的感官，并提供给医师更完整的有关病人情况的描述。图 1.1 列表表示生理信号的典型值。

医学仪器亦帮助医师去分析数据。例如在第六章里叙述了一种仪器能够连续分析一个人的心脏搏动和当出现有生命威胁的异常时能作出决定。微计算机的进展大大地增加了医学仪器分析数据的能力。这些带微计算机的仪器能够对它们所收集的数据进行复杂的数学运算。另外，随着医学仪器所收集和处理的不断增加，把这些信息以清楚而直接的方式提供给医务人员使得他们可以更有效地执行他们作出决断的职责就变得重要了。

一次信号范围和特性

心血管系统

血压（直接法）

频率范围：dc 至 200Hz，通常 dc 至 60Hz 已够

压力范围，动脉：40~300mmHg，
静脉：0~15mmHg

血压（间接法）
收缩和舒张的间歇

听诊法（柯氏音）：通常 30~150Hz 已够

触诊法，0.1~60Hz 两者都需要附加表示闭塞压力的信号

脉搏波（间接法）
外周动脉

频率范围：通常 0.1~60Hz 已够。脉搏迹线类似于血压直接法，但是没有零位基线

体积描记法（容积测量法）

频率范围：dc 至 30Hz

心率

平均心率，成人：45~200次/分，
实验动物：50~600次/分

血氧定量法	频率范围: 0~60Hz, 通常0~5Hz 已够
心搏出量	频率范围: 0~60Hz, 通常0~5Hz 已够
心电图	频率范围: 0.05~100Hz, 信号范围: 10 μ V (胎儿) 至5mV (成人)
呼吸系统	
流速 (呼吸流速描记图)	频率分量到40Hz, 正常流量范围: 250~500ml/s, 最大量8l/s
由记录算出的呼吸率 (近似的 相对呼吸量)	平均速度: 成人12~40次/分, 实验 动物8~60次/分
潮气量 (测量每次呼吸或累 计以得每分容量)	典型容量: 成人: 600毫升/每次呼 吸, 6~8升/分
在呼出的空气中CO ₂ , N ₂ O 或氟氯溴乙烷浓度	正常范围: CO ₂ : 0~10% 尾气CO ₂ , 成人: 4~6%, N ₂ O: 0~100%, 氟 氯溴乙烷: 0~3%
溶解的气体 and pH	
溶解O ₂ 的分压, 在体或离体	频率范围: 通常dc至1Hz已够, 正常 测量范围: 0~800mmHg PO ₂ , 高 压的PO ₂ 范围: 800~3000mmHg
pH离体	信号范围: 0~ \pm 700mV包括了pH 的范围
溶解的CO ₂ 分压, 离体	正常信号范围: 0~ \pm 150mV包括了 范围1~1000mmHgPCO ₂
生物电位	
脑电图 (EEG)	频率范围: dc至100Hz, 诊断的主要 成分在0.5~60Hz范围, 正常信号范 围: 15~100 μ V
肌电图 (原始信号)	频率范围: 10~2000*Hz, 脉冲持续 时间: 0.6ms~20ms
肌电图 (平均值)	原始信号平均值, 在全波整流以后。
视网膜电图	频率范围: 直流电到20Hz已够, 正 常信号强度: $\frac{1}{2}$ μ V~1 μ V
心电图	参见心血管系统一项
眼球震颤电图	直接: 频率范围0~20Hz。典型信号 强度100 μ V/10°眼运动 导数或速率: 频率范围0~20Hz, 信 号由直接读数导出
物理量	
体温	20~45°C

图 1.1 生物物理信号和范围

* 原文误为200——译者注

在病人的治疗中，许多机械或电气装置所完成的治疗对赤手空拳的医师来讲是困难的或不可能做到的。用机器直接控制的治疗还不普及，因为大部分治疗尚不能够仅用机器得到有效的实现。然而，简单的工作，例如药品管理是能够处理的。

一般的医学仪器系统

图 1.2 表示一般的医学仪器的方框图。刺激器方框包括刺激源。如果仪器要检查一种特定的响应，那末由重复刺激能引发响应使之能对其进行研究。下一个方框包括传感器。在这里，特殊的传感器把图 1.1 中的各种各样的信号转换为电信号。这些信号传送到处理机方框，在那里执行如放大、滤波、抑制干扰和计算机分析的操作。然后信息流至显示器框、记录器框和分配框，分配框把信息显示给靠近仪器的其它人，记录在纸上或用另外的介质以把信息永久性地存贮起来，还可以分配到其它更远的地方。最后，处理后的数据流入控制器框去控制病人的治疗或病人的刺激。

在后面几章内，将通过叙述某些现有技术和将来的发展方向来充实这个框图的细节。

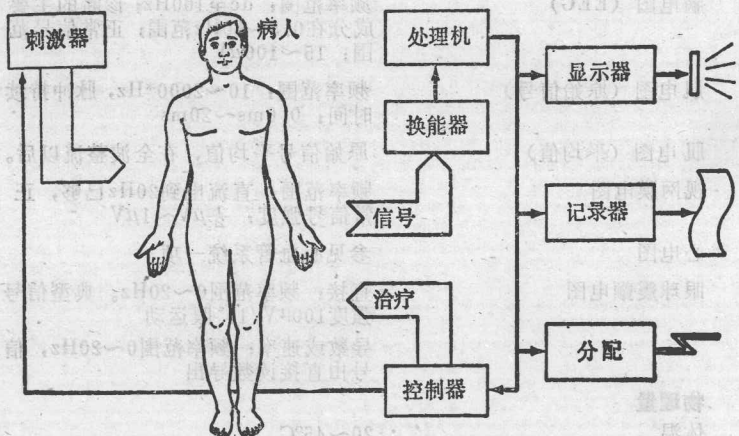


图 1.2 一般化的医学仪器或系统框图

(注意控制器框是如何闭合反馈回路的)

1.2 心电图描记法

在美国心脏病是死亡的主要原因。医师和研究人员为了更进一步地了解这种疾病，在治疗和试验方面作了大量的努力。他们的主要工具之一是心电图机 (ECG)。这机器那么有价值是因为它能够非损伤性地(不必暴露心脏)检查心脏的许多情况。例如心电图机显示出数据以确定心率——每分钟心脏搏动的次数——和任何不规则的节律。它对于确定心脏内部电传导系统中的许多缺陷是有用的。这些缺陷会导致泵功能的低效和在某些情况下泵功能的完全衰竭。心电图对于发现由于病程早期或暂时衰竭的心肌本身的缺陷或损害亦是有用的。下面通过叙述图 1.2 的不同方框如何组成心电图机，来讨论心电图机是如何完成这些功能的。

心电图机获得与心脏电活动有关的电信号。伴随着心肌收缩的电流产生一个时变电场，导致电位出现在皮肤上。放在皮肤上的电极检测到这些电位并输入到心电图机中去。

电极

为了检出身体的电位，电极必须把身体内的离子电流转变为导线内的电子电流。由电极来实现这个转变，同时要进行测量，需要用两个电极。电极可以分为可极化的和非极化的两类。一般电极的特性在这两个极端之间。可极化电极的性能好象电容。恒定电流流过它们时在它们两端发生一个连续增大的电压(偏移电位)。非极化电极的性能好象电阻。恒定电流流过它们时使它们两端产生一个不变的偏移电位。

图 1.3 表示两种最普通的电极类型，它们中的一种有一德国银的金属板，另一种是用银和镀一层氯化银薄膜的板组成的按扣板。金属板非常接近于一个可极化的电极。然而银-氯化银(Ag-AgCl)电极非常接近于一个非极化的电极。图 1.3 (c) 表示存在于金属和电解质之间的电偶层电荷。电流能容易地流过 AgCl 层，因此偏移电位是恒定的。这种凹型的电偶层电极可防止因皮肤的移动而干扰它的工作以及改变偏移电位。另一方面，皮肤移动能够干扰金属板电极的电偶层电荷，引起大的偏移电位的变化

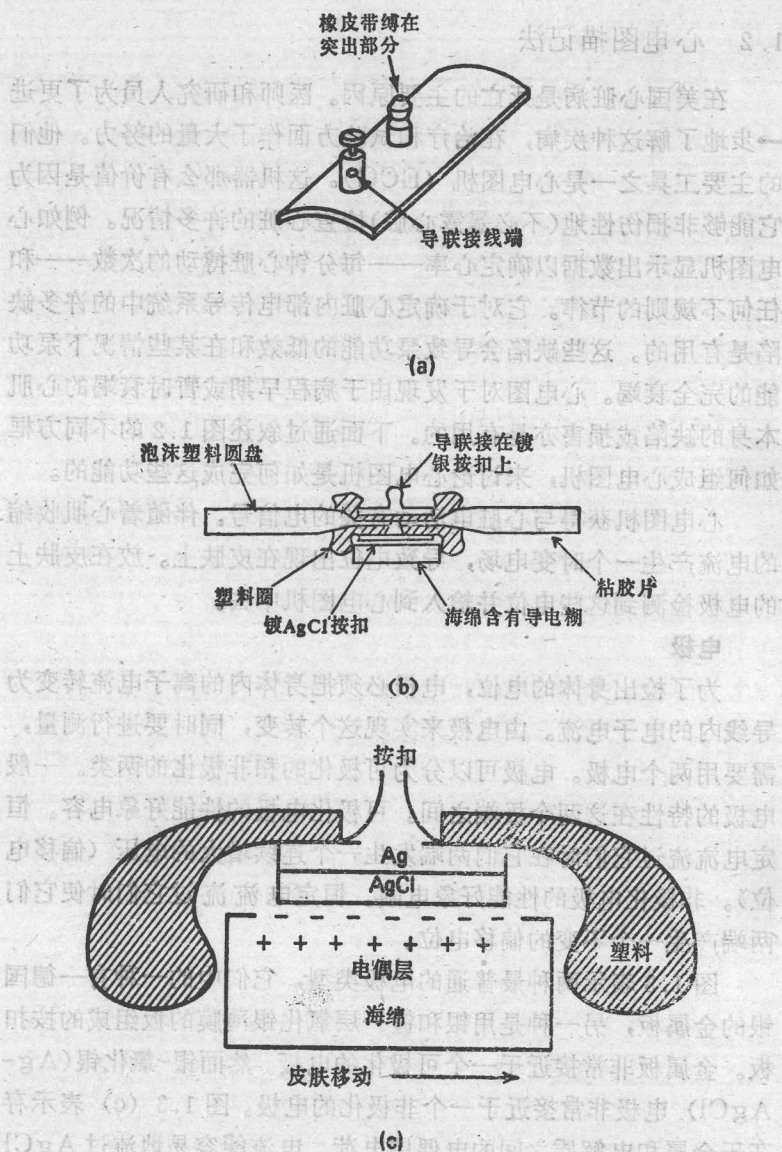


图 1.3 电极 (a) 用橡皮带缚在手腕和脚踝的金属板型电极；

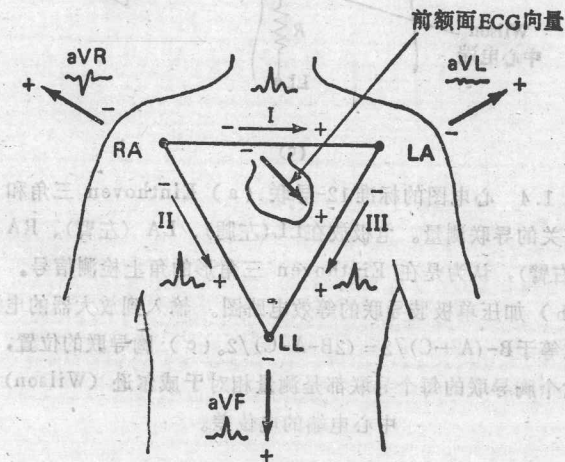
(b) 粘在胸部的泡沫圆盘型电极；(c) 凹型电偶层电极可防止移动而产生偏移电位的变化。

而淹没有用的信号。为了稳定电偶层电荷，凹型的 AgCl 电极能提供比其它电极更不受伪差影响的信号。

导联系统

前额面导联 心脏产生的电场，在数学上能够用一个有大小和方向的向量来表示它。心脏病学家（专门研究心脏及其有关系统的医师）有标准化的方法来观察这个电场。他们的方法是建立在荷兰生理学家 Willem Einthoven 的工作基础上的，他首先应用图 1.4 (a) 所示的向量概念。通过测量两臂之间和每个臂与左腿之间的电位差（即沿 Einthoven 三角形的每条边），我们能够画出心电图向量的大小和方向。沿着 Einthoven 三角形的边测量的电位通称为标准前额面（双极肢导联）测量，一般地称作为导联 I、II、III。另一组测量，叫做加压单极肢导联，测量 Einthoven 三角形的一个角的电位相对于另外两个角电位的平均值的电位差，如图 1.4 (b) 所示。

单极胸导联 对导联的叙述至今仅仅考察了在前额面内的心向量——前额面是当躺下时平行于地面的面。另六个称作为 V 导联的测量是检查在横面上的心向量，横面是当站立时平行于地的



(a)

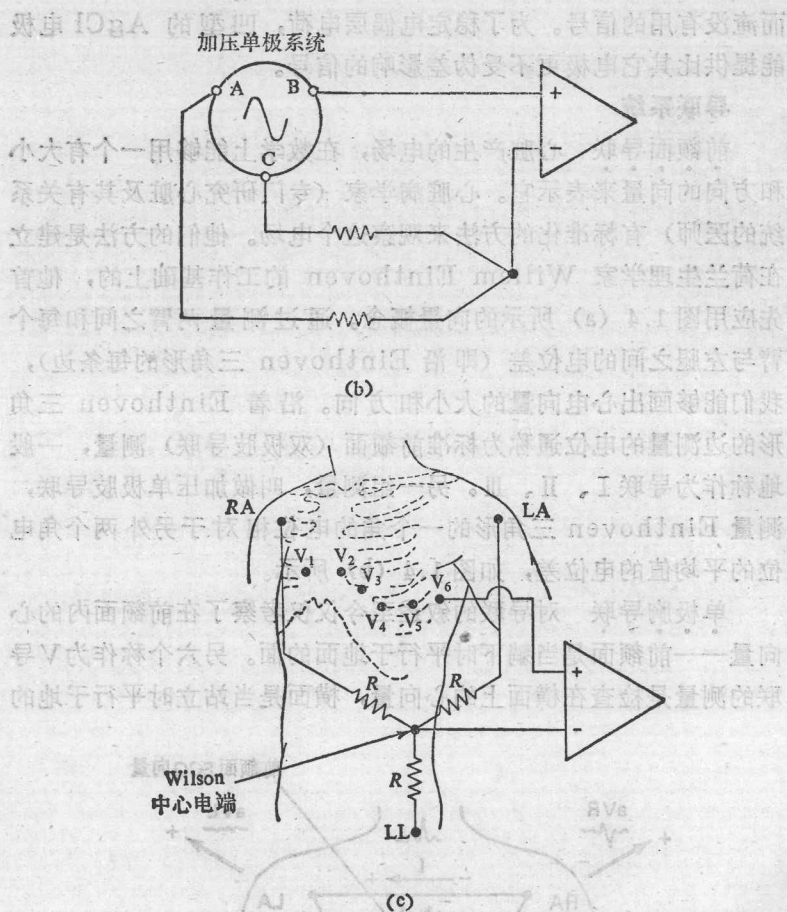


图 1.4 心电图的标准 12-导联 (a) Einthoven 三角和有关的导联测量。电极放在 LL(左腿)、LA(左臂)、RA(右臂)，认为是在 Einthoven 三角形的角上检测信号。(b) 加压单极肢导联的等效电路图。输入到放大器的电位等于 $B - (A + C) / 2 = (2B - A - C) / 2$ 。(c) 胸导联的位置，六个胸导联的每个导联都是测量相对于威尔逊 (Wilson) 中心电端的电位差。

面。图 1.4 (c) 表示 V 导联的电极位置。Wilson 中心端点是由 RA、LA 和 LL 导联取平均值得到的。一个训练有素的心

脏病学家通常做标准 12 个导联心电图，包括六个 V 导联、三个加压单极肢导联 (aVR、aVF、aVL) 和三个双极肢导联 (I、II、III)，并仔细地查阅它们的任何异常。

心电图 图 1.5 表示一个典型的心电图信号。心脏的电传导系统于心房 (心脏的顶部) 的 SA (窦房结) 处产生一个电脉冲。一个刺激波传播到心房产生 P 波并引起心房的收缩。然后刺激波在 AV (房室) 结内的延缓产生了 P-R 间期。随后刺激波传播到心室产生 QRS 综合波和引起心室收缩。心室除极化的恢复过程产生 T 波。

当窦房结起动全部上述事件时，就称为出现窦性心律。异常的心律叫心律失常，它们的检出对诊断和治疗是重要的。窦性心动过缓是一种异常缓慢的心律，而窦性心动过速是一种异常快的心律。

疾病可以引起心脏传导系统的障碍。由于在房室结的延缓使 P-R 间期延长时，出现 I 度房室传导阻滞。当某些冲动不能传导到心室同时心室以它自身较慢的节律搏动时 (间歇性脱节)，出现 II 度 (部分) 房室传导阻滞。当冲动不能传导到心室时出现 III

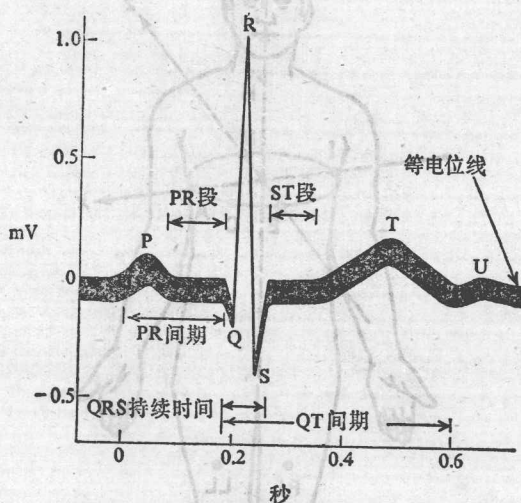


图 1.5 典型的导联 II 心电图波形 (仅仅表示一个周期波形)