

常用符号表

B ——磁感应强度	N ——匝数
b ——宽度	P ——阻尼系数、辐照率
C ——电容、光速	P_e ——X射线管标称功率
E ——弹性模数、电场强度	Q ——流量
E, e ——电势	R ——电阻
F ——力	R_i ——X射线机电源内阻
f ——频率	r ——半径
G ——剪切弹性模数、电磁耦合常数	S ——灵敏度
G_x ——影像增强器的变换系数	T ——周期、温度
g ——跨导	t ——时间
H ——磁场强度	U ——电压
h ——厚度	v ——速度
I ——电流	W ——刚度、能量、功率
J ——转动惯量	Z ——阻抗
K ——电压增益	$CMRE$ ——共模抑制比
L ——电感	α ——X射线机空载管电压与满载管电压之比
l ——长度	β ——阻尼因数
M ——力矩	θ ——偏转角
m ——质量、放射源活度	

第1章 概 述

医用仪器及设备是为预防和治疗疾病的一种有效工具。由于医学和其他科学(如生物学、生理学等)的深入发展,对医用仪器及设备不断地提出新的要求,而医用仪器及设备的改进和提高,又促进了医学科学的更进一步发展。

随着生物医学和现代科学技术(如数学、物理学、化学、机械学、材料科学和计算技术等)的迅速发展,它们之间相互渗透、互相结合,现已逐渐地形成了一门新兴的边缘应用学科——生物医学工程[⊖]。它在医学领域中,主要是加强基础医学和工程原理的理论研究,并为提高临床诊断和治疗科学技术水平,深入研究人体结构、器官功能及其相互关系,解决医学中较为复杂的问题发挥作用。其中一个重要方面,就是它与医用仪器设备密切相关,互相促进。

医用仪器及设备正在越来越广泛地综合应用各种新技术。随着电子技术(如计算机、电视和录象、遥测与遥控、微型化),超声,激光,红外,放射线,核技术,医用高分子技术等的发展,大批新型的医用仪器及设备不断地出现。特别是电子与计算技术应用于医用仪器及设备,它可用来进行数值计算、数据处理以及过程控制,有效地改进和提高了仪器及设备的性能和效率。例如,X射线的计算机断层扫描机

(简称CT),综合应用了X射线、核探测技术和计算技术,并采用横断层扫描和过滤反投影法重建图象,因此能更接近于三维显示和具有较高的分辨能力,一般在人体组织对X射线的吸收变化千分之几时,即可显示出来。微型磁带心电图机,可由被检查者随身携带,用磁带将其二十四小时内的心电信号,以慢速连续记录,然后通过专用的装置快速重放,再利用计算机进行分析、诊断。这种装置易于查出早期偶发的心脏异常,使病人得到及时处理。小型计算机与各种诊断仪器组合,可以实现心电(脑电)自动诊断、X射线图象自动识别、核医学数据处理等,计算机和各种医用自动装置联用,还可实现医院自动化。如利用小型电视摄像机的人工眼;用图象信号刺激大脑视觉皮层,可使盲人产生视觉,改善或恢复视力,甚至可阅读书报等。利用肌电信号控制的假手,外形近似于真手,能完成抓、控、旋转等动作,它将能够给残废者以更大的帮助。

本篇仅选择在电子和放射线技术两个方面,以生产数量大、使用面广、在临床医学又是常用的一些诊断和治疗设备,如电疗、电生理仪器、超声诊断仪器、X射线机、核诊断治疗装置、医用加速器等予以介绍。

第2章 生理参数检测仪器

生理参数的检测,是医学测量技术的一个基本部分,广泛应用于临床检查、病人监护、生理实验及人体功能的辅助等方面。按被测参数来划分,这类仪器可分为:生物电放大记录仪和非电生理参数检测仪。

生物体活动时,会产生各种生物电,如心电、脑电、肌电、眼电、神经电和细胞电等。生物电放大记录仪,用来放大和记录这些微弱的生物电信号。从生物电信号波形的形态、大小、频率和时间间隔等,可判断生物体内各部分的生理和病理变化,从而进

行疾病的诊断和医学研究等。

常用的非电生理参数,有体温、心音、脉波、血压、血流、呼吸等。非电生理参数检测仪,通过各种医用换能器,将非电参数转变成电信号放大后,进行显示或记录。

多道生理记录仪,除用于生物电放大记录外,还能通过各种医用换能器,进行非电生理参数的测量

[⊖] 它是运用工程的方法,去了解 and 解决医学科学的基础研究、临床医学和医疗卫生系统设计等问题的一门学科。

和记录。

将生理参数检测、自动报警、自动记录等单元组合成电子监护装置,能对单个或多个病人进行监护,当病人的生理参数发生异常变化时,能自动进行声光报警和自动记录,使病人得到及时治疗和处理。电子监护装置若与电子计算机配合,能进行数据处理和对治疗装置(如起搏器、除颤器、呼吸器等)进行控制。

1 生物电放大记录仪

1.1 生物电信号的基本特点

生物电信号的参数,是设计生物电放大记录仪的基本依据,对生物电信号各种参数的检测和利用水平,与仪器的先进性和医学的发展有密切的关系。参照表 37·2-1 所列数据进行设计仪器,能够满足临床和研究的一般要求。

生物电信号由电极引出,生物体与引出电极间存在着接触电阻,其数值与皮肤性质,电极形状、大小、材料,导电糊性质及接触情况有关。

表 37·2-1 生物电信号基本参数

种类	幅值	频带 Hz	信号源阻抗 kΩ
心电图	20μV~5mV	0.05~100	1~50
脑电图	10μV~300μV	0.5~70	10~50
肌电图	20μV~15mV	10~3000	20~200
眼震电图	50μV~500μV	0.1~20	10~50
视网膜电图	50μV~1mV	0~200	~10
眼电图	50μV~1mV	0~60	10~50
皮电图	50μV~5mV	0.05~15	10~50
细胞电图	数十mV	0~10k 以上	数千

自生物体引出生物电信号时,伴随有偏移电压和交流干扰电压一起输入生物电放大器。

a. 偏移电压 当生物电放大器工作时,有输入回路的电流通过电极、电介质(导电糊剂)和皮肤,在金属电极与电介质之间会产生极化电压,而在电介质和皮肤各层组织之间会产生皮肤电压,极化电压和皮肤电压之和,即为偏移电压。

偏移电压为缓慢变化的直流电压,其大小与电极材料、导电糊剂性质、流过电极电流和接触处的皮肤性质有关。数值一般在几十毫伏与几百毫伏之间。偏移电压与信号迭加在一起引入输入端,对放大器起偏置作用。偏移电压的漂移,会引起所记录

信号基线的漂移。在改变输入导联(输入接线方式)时,偏移电压的差异,将使放大电路有一不稳定过程。这些特点必须在电路设计中予以考虑。

b. 交流干扰电压 生物体在交流环境中(如交流电源线附近),存在着分布电容(如电源线、生物体、大地之间),使生物体上得到该频率的干扰电压。由于生物体内电阻很小,可以认为体表各处的干扰电压是相同的(共模的)。交流干扰电压的幅值和频率均随环境而变,而频率主要是工频(50 赫芝)。消除干扰,是生物电放大器设计的重要问题。

1.2 主要组成部分

生物电放大记录仪的结构原理,如图 37·2-1 所示;其主要组成部分及作用,参见表 37·2-2。

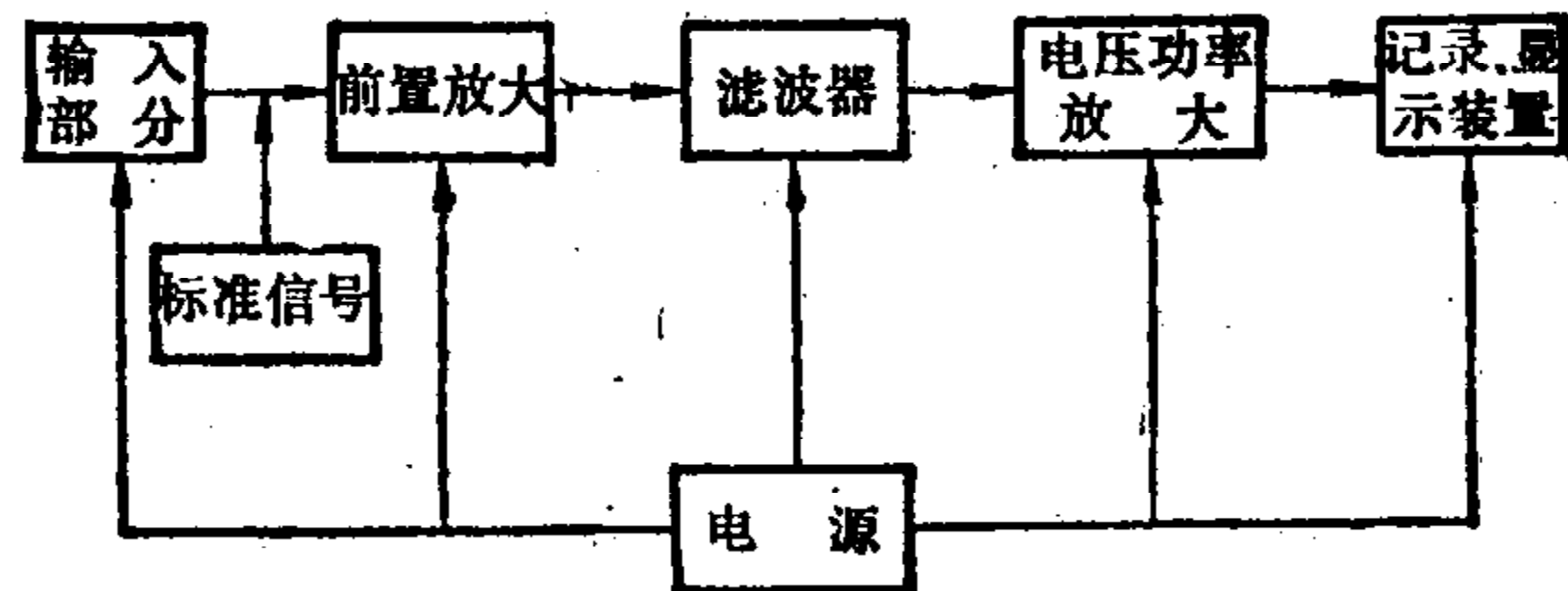


图 37·2-1 生物电放大记录仪结构方框图

表 37·2-2 生物电放大记录仪主要组成部分及作用

名称	作用	组 件
输入部分	将生物体各部分的信号电压引导到放大器的输入端	电极、输入电缆、导联选择器、高频滤波器、过电压保护和缓冲放大器等
放大部分	将微弱的输入电压放大到足够推动记录器	前置放大器、滤波器、电压放大器、功率放大器
记录部分	将放大的信号以曲线形式记录	多种方式。主要有: (1) 直接描记式,包括电流型记录器和记录纸驱动部分 (2) 照相记录式,包括示波器及照相机
电源部分	供各部分工作	两种方式: (1) 交流供电,由变压器经整流、滤波、稳压后供给。稳压器常采用一级或二级差动放大串联式稳压电路 (2) 电池供电:常采用镉镍电池组。用于全晶体管心电图机等

1.3 前置放大器

1.3.1 技术要求

对生物电信号前置放大器的技术要求与相应的解决方法, 参见表 37.2-3。

表 37.2-3 前置放大器技术要求与解决方法

技术要求	解决方法
低频率	用直流或低频放大器
低噪声	用低噪声元件(如低噪声的场效应管及电阻器等)及稳定度高、波纹系数小的电源
高输入阻抗	用高输入阻抗元件、缓冲放大器以及输入电缆的屏蔽共模自举电路等
低输入回路电流	用电压控制的或“饿”电流状态工作的晶体管作输入级元件
高共模抑制比	用有恒流源的差动放大电路, 共模负反馈电路及干扰抑制反馈电路等
耐偏移电压的输入	动态范围必须与输入偏移电压的电平相适应即电压增益不宜过大
充分考虑对人体的安全	加强电源变压器的绝缘, 减少其分布电容, 或用信号浮动输入电路

由于各电极处接触阻抗的不同, 从生物体引出的共模信号在输入放大器时有差异, 从而降低了使用中的共模抑制比。降低接触阻抗或提高输入阻抗, 均能减少此不良影响。

1.3.2 基本电路

由于结型场效应管的噪声低、输入阻抗高, 而差动放大器是取得高共模抑制比的基本方法, 所以, 生物电信号前置放大器的基本电路为场效应管差动放大器, 如图 37.2-2 所示。

图中, 相应元件均应在老化处理后挑选配对。电路的差动增益, 由下式计算:

$$K = \frac{gR_D}{1 + gR_S} \quad (37.2-1)$$

式中 $g \approx g_{m1} \approx g_{m2}$ —— 场效应管跨导 $m\Omega$

R_D —— 漏极电阻 $k\Omega$

R_S —— 源极电阻 $k\Omega$

在 $g_{m1} \neq g_{m2}$ 的电路中, 电路的共模抑制比可由下式计算:

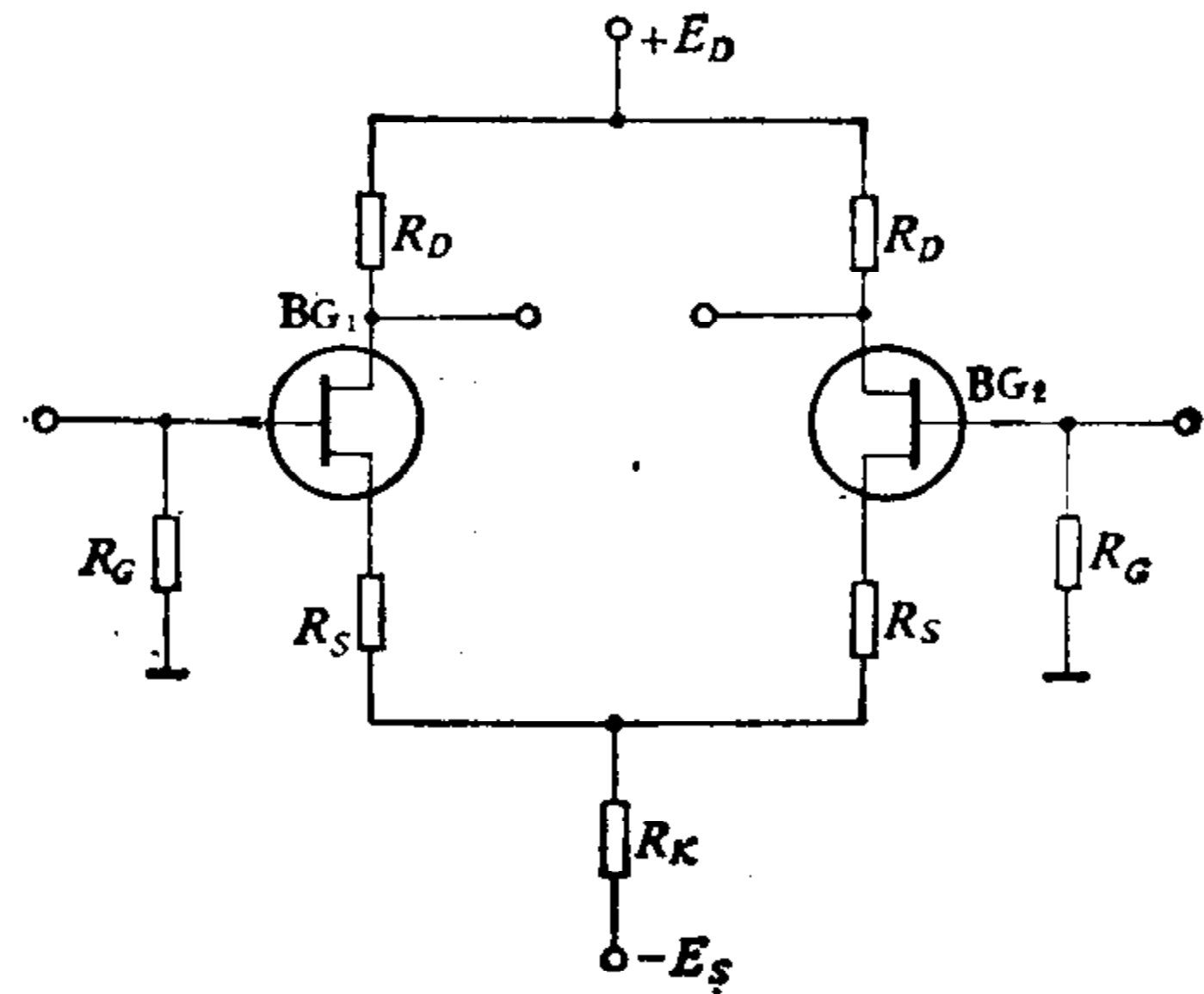


图 37.2-2 场效应管放大电路

$$CMRR = \frac{2g_{m1}g_{m2}R_K}{g_{m1}(1 + g_{m2}R_S) - g_{m2}(1 + g_{m1}R_S)} \quad (37.2-2)$$

从上式可知, 加大 R_K , 采用 g_m 大的管子或使管子配对 ($g_{m1} = g_{m2}$) 均可提高 $CMRR$ 。

前置放大器也可采用具有低噪声、高输入阻抗的电子管或线性集成电路, 作为放大元件。

加大 R_K 是提高 $CMRR$ 的常用方法, 通常用恒流源代替 R_K , 再辅以共模负反馈的方法。常用线路如图 37.2-3 所示。

采用串接式差动放大器(图 37.2-4), 可以进一步提高共模抑制比。场效应管也可以接成串接放大器。

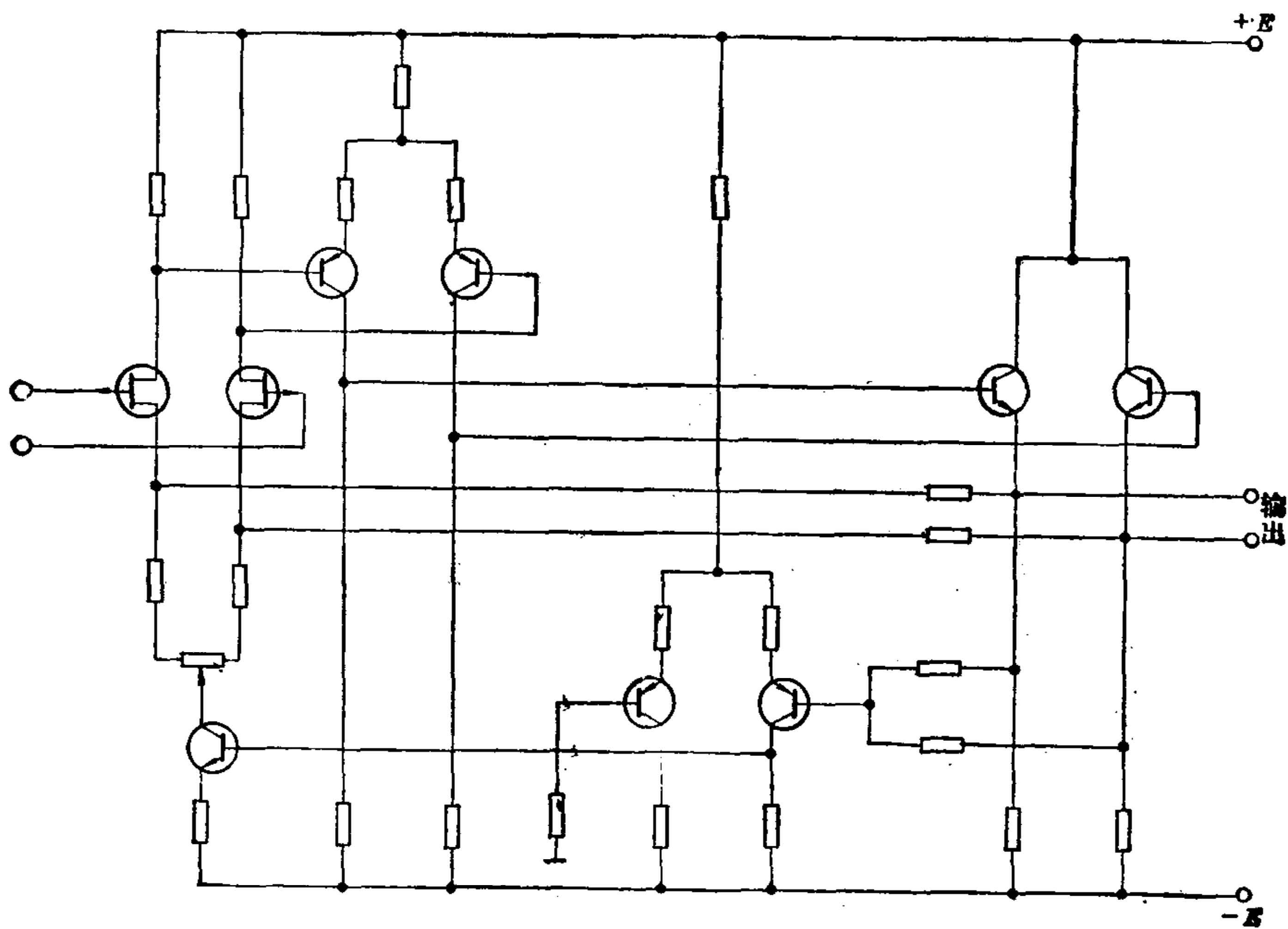
1.3.3 干扰抑制反馈电路

干扰抑制反馈电路的工作, 基于生物体上干扰电压的分配原理。

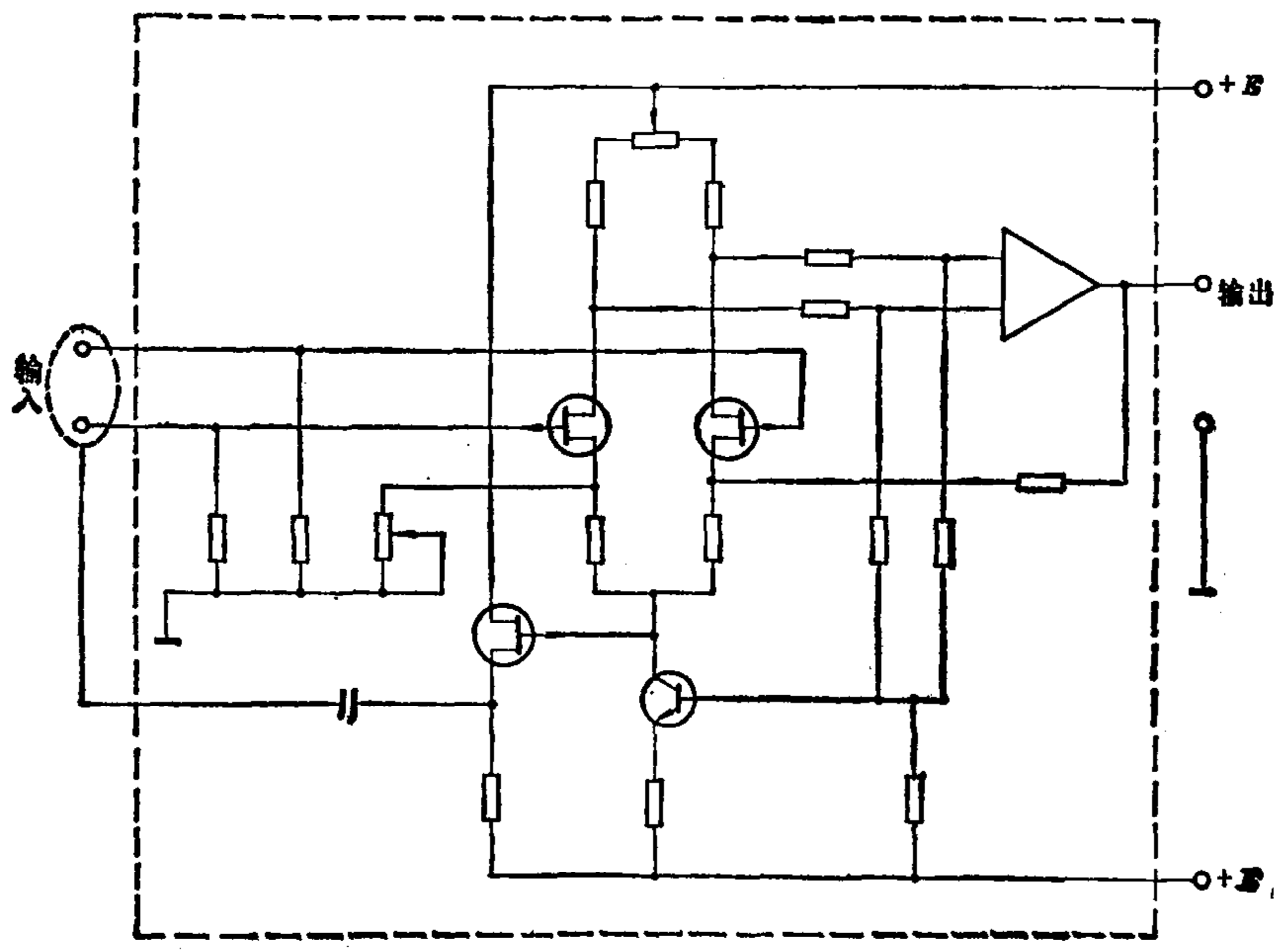
供电电网与生物体以及生物体与大地之间的分布电容及其等值电路, 如图 37.2-5 所示。图中, S 为生物体, C_1 为电网与生物体间分布电容, 约数个皮法(pF); C_2 为生物体与大地间分布电容, 约 200 皮法。

若在生物体与大地之间并联阻抗 Z (图 37.2-6), 使 Z_2 降低, 则干扰电压可降低, 这是一般生物电放大器降低干扰电压的基本方法。图中, c 点为生物电信号的参考点, Z 为接地电极的阻抗, 约为 50 千欧姆。

干扰抑制反馈电路如图 37.2-7 所示。自前置放大器取出干扰信号(共模信号), 经倒相放大后, 反馈到生物体上参考点 c, 从而抑制了生物体对地的



a) 晶体管共模反馈电路



b) 混合式共模反馈电路

图 37·2-3 共模反馈电路

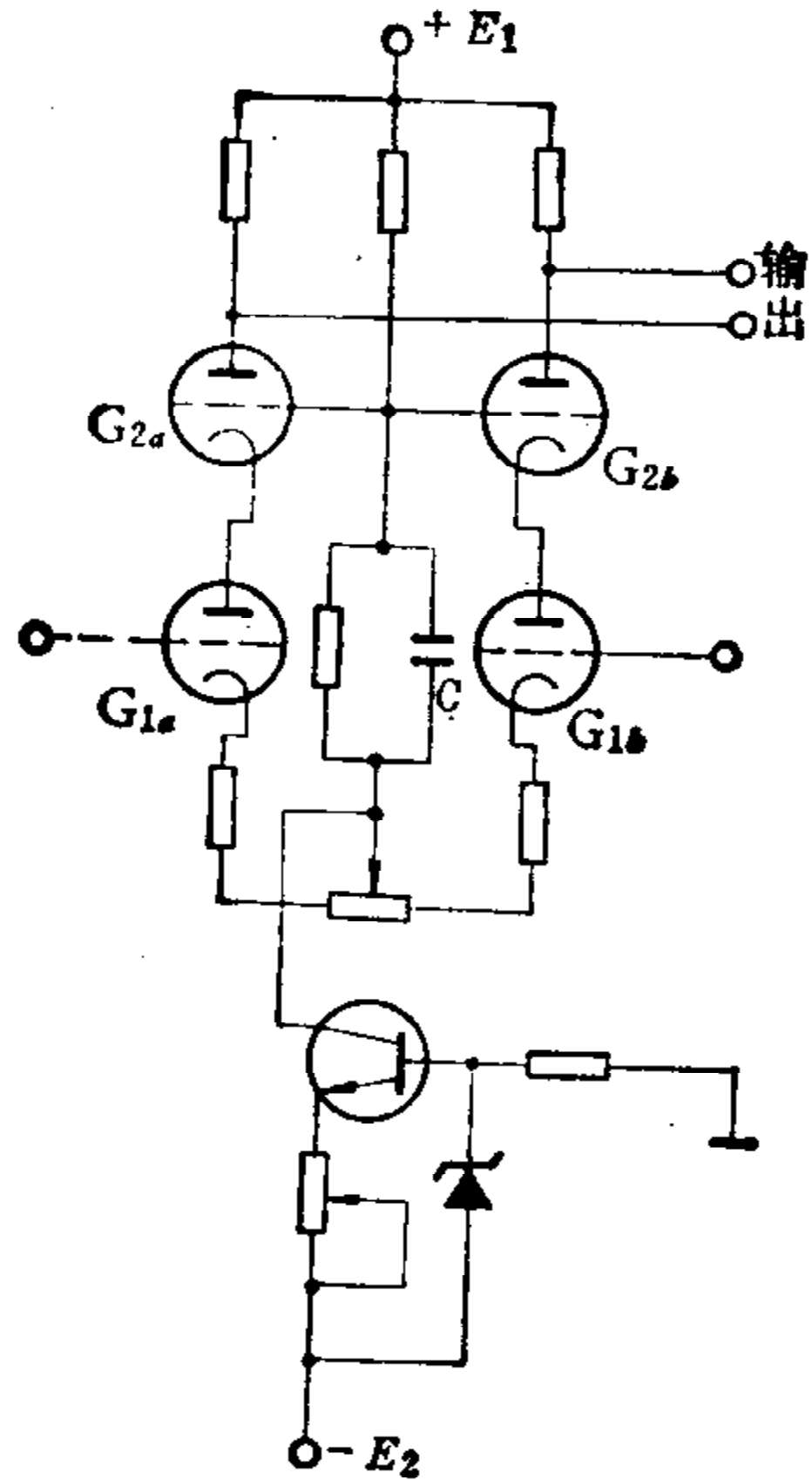
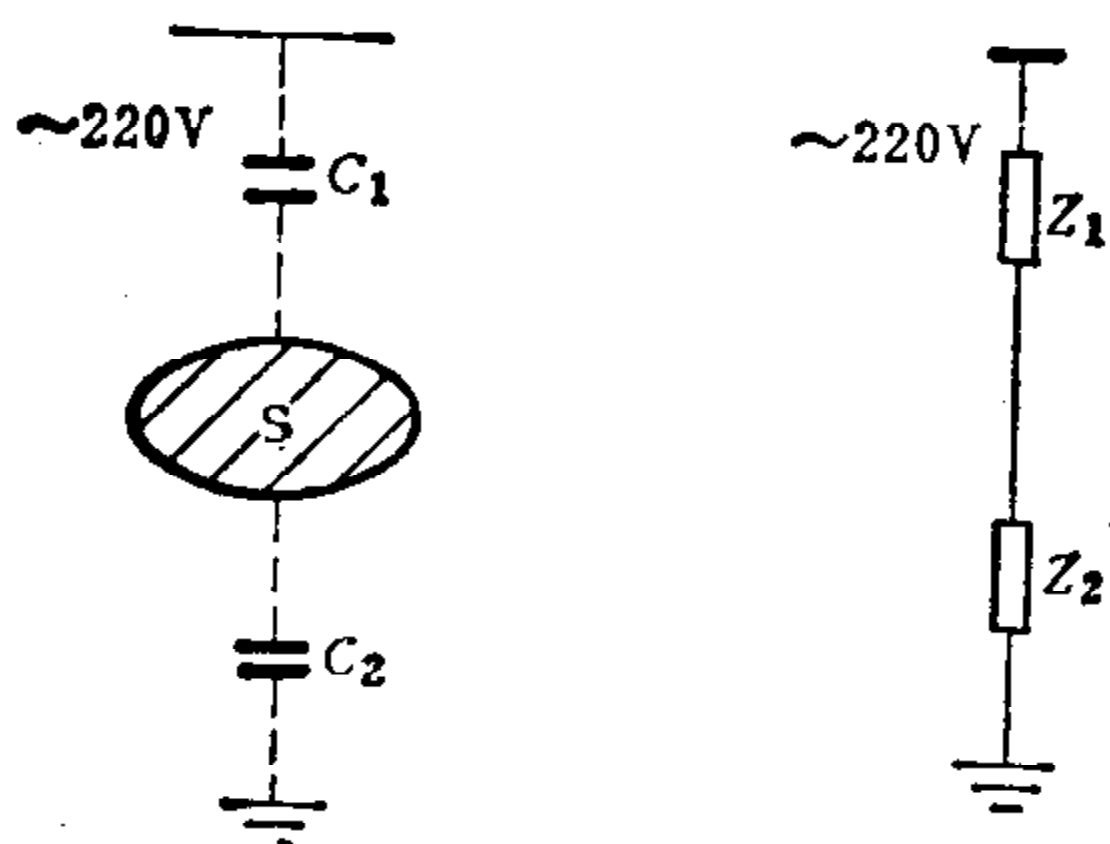


图 37·2-4 串接式差动放大电路



a) 分布电容 b) 等值电路
图 37·2-5 干扰电压的分配

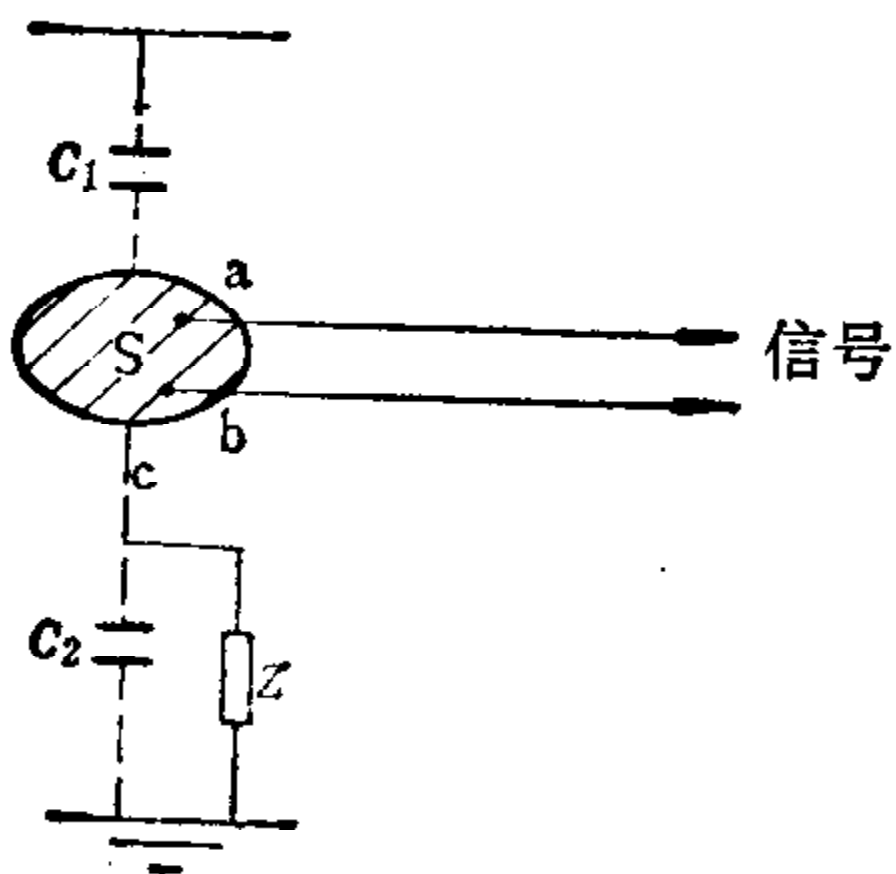


图 37·2-6 降低干扰电压的基本方法

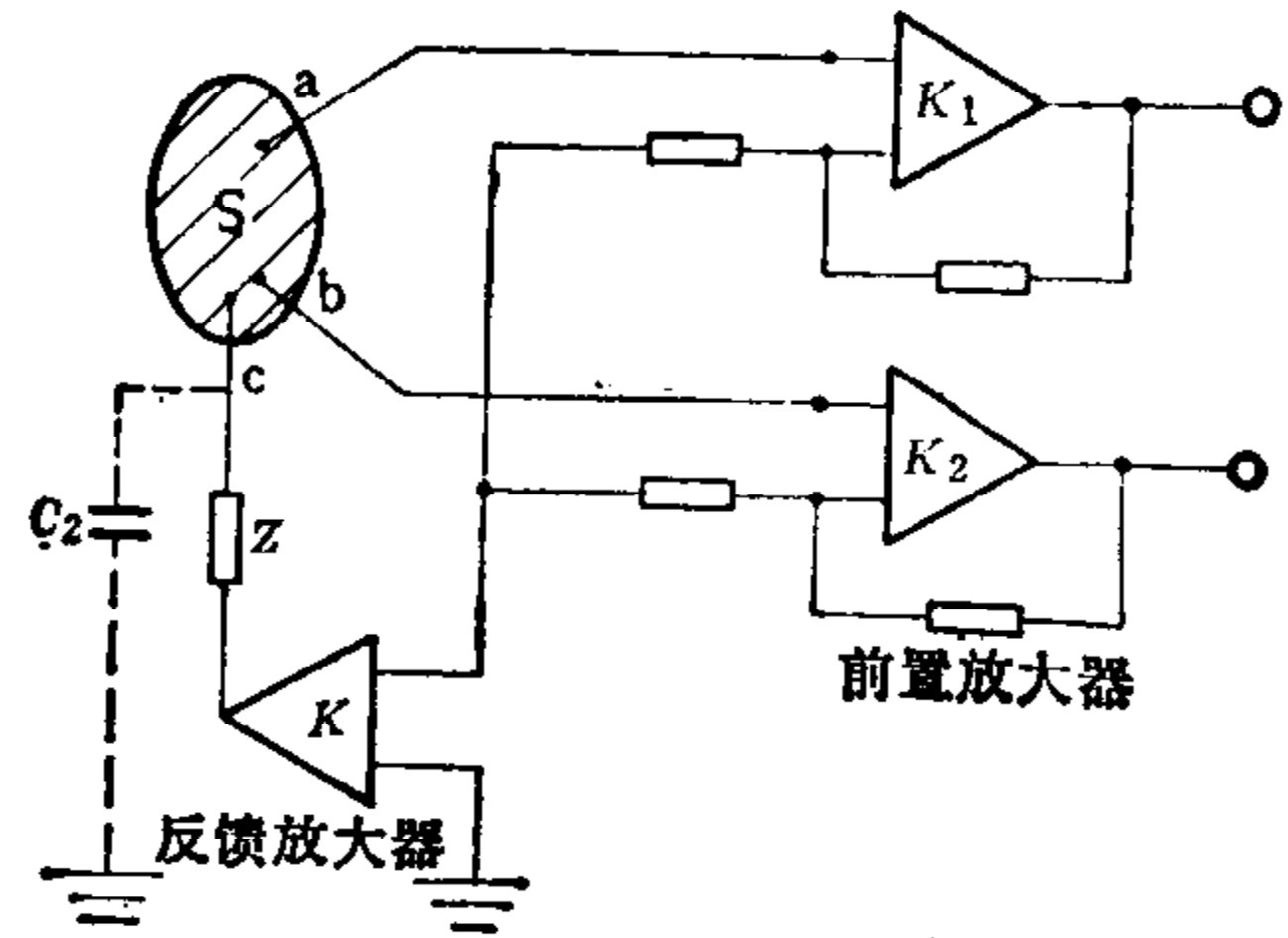


图 37·2-7 干扰抑制反馈电路

干扰电压。放大器的放大倍数 K 越大,干扰就被抑制得越小。其效果相当于将图 37·2-6 中的 Z 降低了 K 倍。这种电路是进一步消除干扰的方法,线路简单,效果好。

1.3.4 信号浮动输入电路

允许流经人体心脏的安全电流在 10 微安以下,为了保证被检者的安全,可采用信号浮动输入电路,如图 37·2-8 所示。此电路,可使生物体、输入回路、前置放大器与交流供电电源隔离,以减少泄漏电流、避免电击危险。

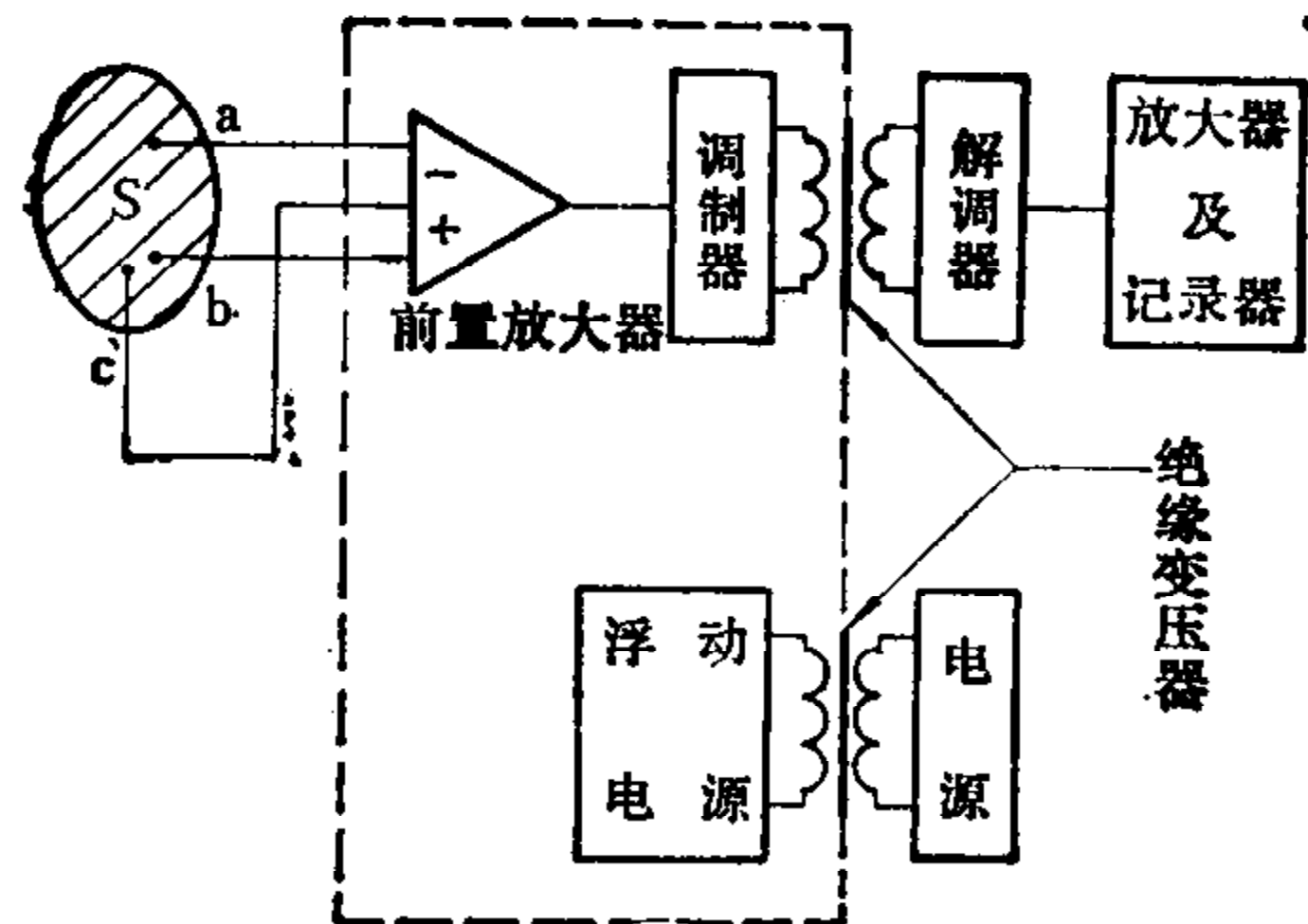


图 37·2-8 浮动输入电路

为此,前置放大器必须用浮动电源供电,并用调制变压器与后级放大器相隔离。隔离的好坏,决定于整个浮动部分与地之间分布电容的大小和绝缘电阻的数值。变压器的绝缘电阻,在采用加强绝缘后可达 1000 兆欧左右,因此,分布电容的降低是个关键问题。

浮动部分与地之间的分布电容,为绝缘变压器分布电容及浮动部分屏蔽罩与地之间分布电容的总和。适当加大变压器铁芯和绕组之间,一次侧与二

次侧绕组之间,以及浮动部分屏蔽罩与机壳之间的距离,使得总分布电容降到100皮法(pF)以下,保证在电源电压为220伏时,泄漏电流小于10微安。

对于人体内插入导管或换能器探针的情况下,应该采用浮动式输入电路。

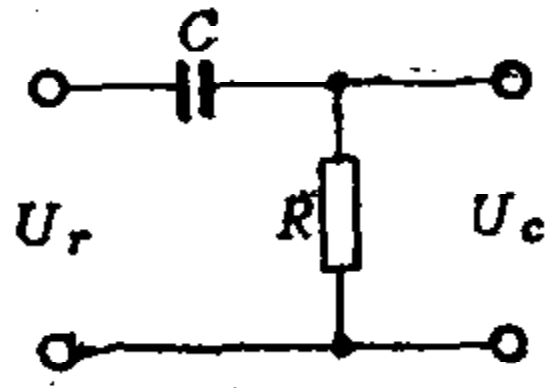
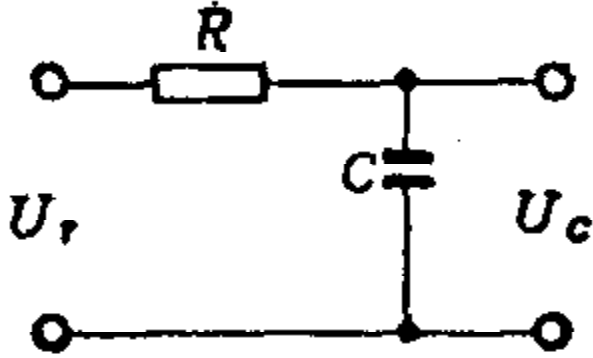
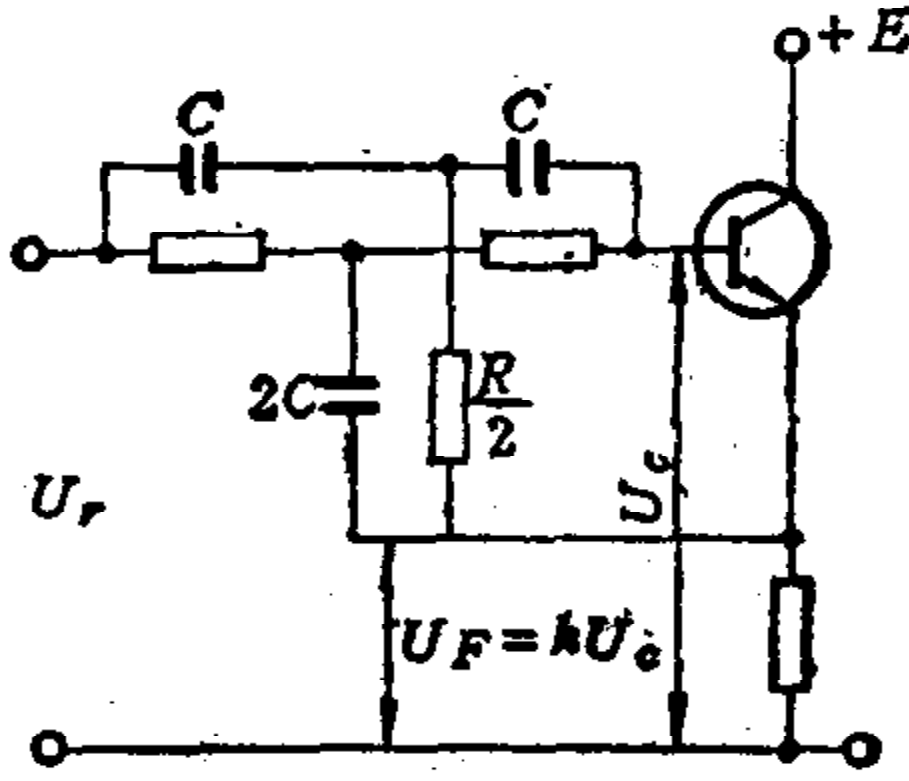
1.4 常用滤波器

生物电放大记录仪中,常用滤波器的作用和频率范围,参见表37.2-4。

1.5 标准信号发生器

标准信号用于测定输入信号的大小,也可用于仪器工作状态和时间常数的测定。要求标准信号为电压稳定的矩形波。常采用标准电池、锌汞电池,或机内稳压电源经电阻分压后,由闭、断开关进行控制。需自动加入标准信号时,可采用多谐振荡器。分压电阻的精度应不低于百分之一,分压电位器的接触电阻必须稳定。

表 37.2-4 常用滤波器

项 目	名 称		
	低截滤波器	高截滤波器	选频滤波器
作 用	隔离直流电压(包括偏移电压) 减少不必要的低频信号电压(包括身体摇动时引起的电压漂移)	滤掉不必要的高频信号,如无线电干扰,脑电图中工频电干扰和肌电干扰,肌电图中某些高频信号	滤掉选定频率的干扰信号,如工频干扰
电 路			
计算公式及意义	-3dB 下限频率 $f = \frac{1}{2\pi RC}$	-3dB 上限频率 $f = \frac{1}{2\pi RC}$	谐振频率 $f = \frac{1}{2\pi RC}$ -3dB 频带 $\Delta f = 2f(1-K)$ 反馈系数 $K = \frac{U_F}{U_c} \approx 1$
常 用 频 率 范 围	心电图机 0.1~0.05 Hz 相应的时间常数为 1.5~3.0s	一般不用	工频干扰取: $f = 50\text{Hz}$ $\Delta f = \pm 1\text{Hz}$ 接入选频滤波器后,应使干扰下降为 5%
	脑电图机 1.5~0.5 Hz 相应的时间常数为 0.1~0.3s 常用 0.1、0.3s,可转换	常做成 15、30、60 Hz,可转换	
	肌电图机 5~50 Hz 相应的时间常数为 0.03~0.003s 常做成 0.1、0.03、0.003s,可转换	常做成 500、2000、10000 Hz,可转换	

1.6 笔型记录器

生物电放大记录仪,常采用笔型记录器。记录肌电或细胞电等频率较高的信号,则需采用示波器和照相机,也可采用光线记录器等。

对记录器的基本技术要求,是能正确反映输入信号。记录器反映输入信号的能力,通常用记录器对输入阶跃信号的时间振幅特性和输入正弦波信号的频率振幅特性来表示。

1.6.1 动圈式记录器的主要性能和参数

动圈式记录器的原理与普通磁电式仪表相仿。记录器工作时,用描笔在匀速运动的记录纸上描出信号的波形。与普通磁电式仪表的工作相比,描笔在描记时需克服的摩擦力要大得多,频率响应要求也高。为了正确反映信号,记录器应有较大的扭转刚度和自然振荡频率,并有适当的阻尼因数。

a. 摩擦误差 动圈式记录器中,由摩擦力矩 M_f 引起的偏转角误差 $\Delta\theta_f$ 由下式决定:

$$\Delta\theta_f = \frac{M_f}{W} \text{ rad} \quad (37.2-3)$$

式中 M_f ——摩擦力矩 dyn·cm

W ——记录器偏转系统的扭转刚度
dyn·cm/rad

记录器偏转系统的扭转刚度越大,由摩擦力矩所造成的误差就越小,撤去信号后,记录器的回零滞后性能就越好。

在有反作用弹簧的记录器中,扭转刚度 W 就是反作用弹簧的力矩系数,其大小决定于弹簧的材料和几何尺寸。常用弹簧的力矩系数,参见表 37.2-5。

b. 频率响应 记录器的自然振荡频率 f_n 越高,它对信号的响应就可能越好, f_n 由下式决定:

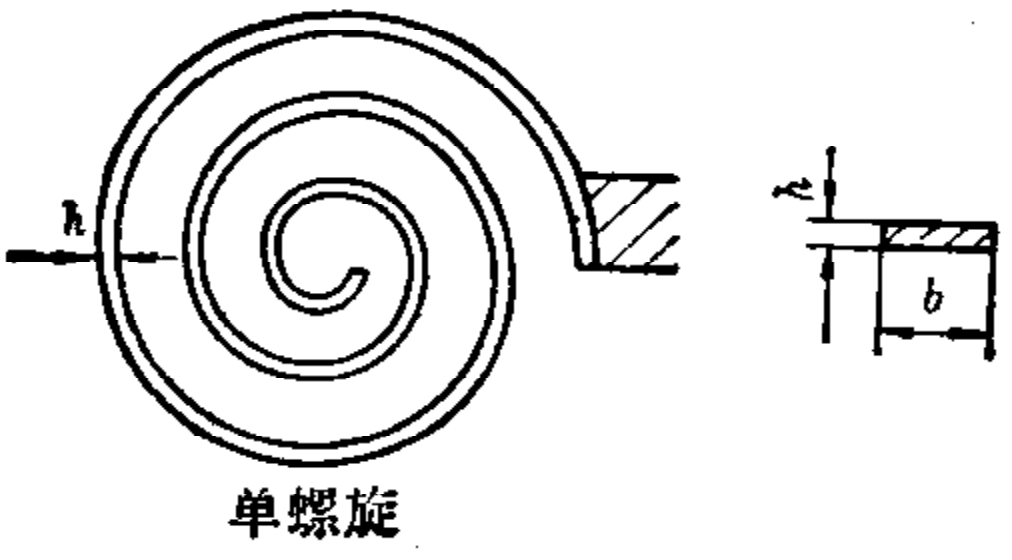
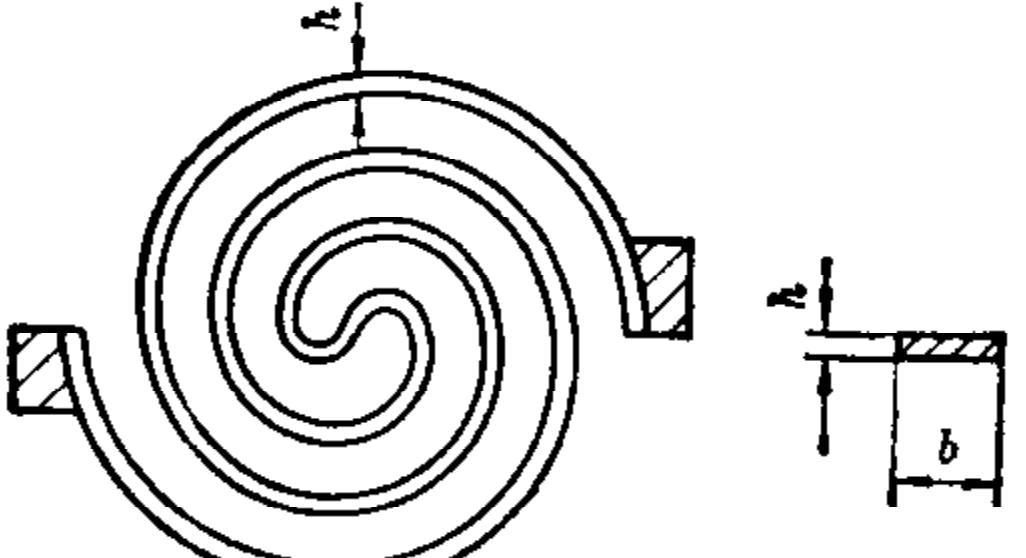
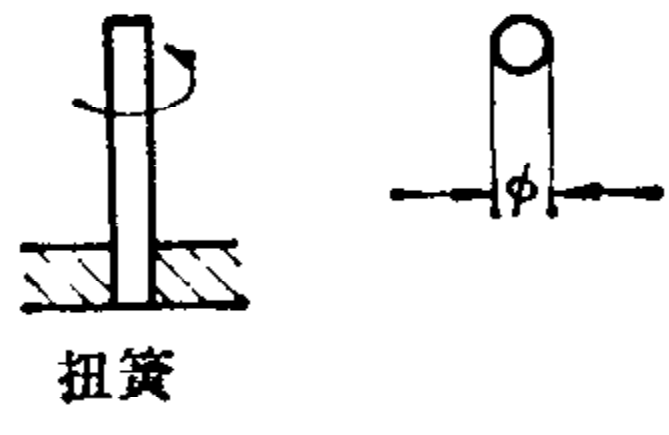
$$f_n = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{W}{J}} \text{ Hz} \quad (37.2-4)$$

式中 W ——扭转刚度 dyn·cm/rad

J ——可动部分转动惯量 g·cm²

增加记录器的扭转刚度,减少其转动惯量,可以提高自然振荡频率。质量为 m 的质点与转轴距离为 R 时,其转动惯量为 mR^2 ,所以在记录器中,描笔的转动惯量,常是可动部分转动惯量的主要部分。为使记录器单位偏转所需的安匝数最小,描笔的转动惯量应设计为可动部分转动惯量的百分之五十左右。

表 37.2-5 常用弹簧的力矩系数

弹 簧 型 式	力 矩 系 数 dyn·cm/rad
 <p>单螺旋</p>	$\frac{10bh^3}{12l} E$ <p>b——弹簧宽度 cm h——簧片厚度 cm l——簧片有效工作长度 cm E——弹性模数 N/m²</p>
 <p>双螺旋</p>	$\frac{10bh^3}{3l} E$ <p>同 上</p>
 <p>扭簧</p>	$\frac{\phi^4}{l} G$ <p>ϕ——扭簧直径 cm l——扭簧工作长度 cm G——剪切弹性模数 N/m²</p>

记录器对信号的响应,不但与自然振荡频率有关,而且与记录器的阻尼因数密切相关。记录器必须有适当的阻尼因数,才能充分发挥其对各种频率信号的响应能力。

动圈式记录器,常用动圈上的铜框、铝框或专门绕制的阻尼线圈来完成阻尼作用。采用金属框时,阻尼因数 β 由下式决定:

$$\beta = \frac{P}{2\sqrt{JW}} = \frac{(B_g lb)^2}{2r\sqrt{JW}} \quad (37.2-5)$$

式中 P ——金属框的阻尼系数 $\text{dyn}\cdot\text{cm}\cdot\text{s}/\text{rad}$
 B_g ——空气隙中磁感应强度 G
 l ——金属框在空气隙中的有效长度 cm
 b ——金属框平均宽度 cm
 r ——金属框的电阻 Ω

金属框的尺寸,见图 37.2-9。

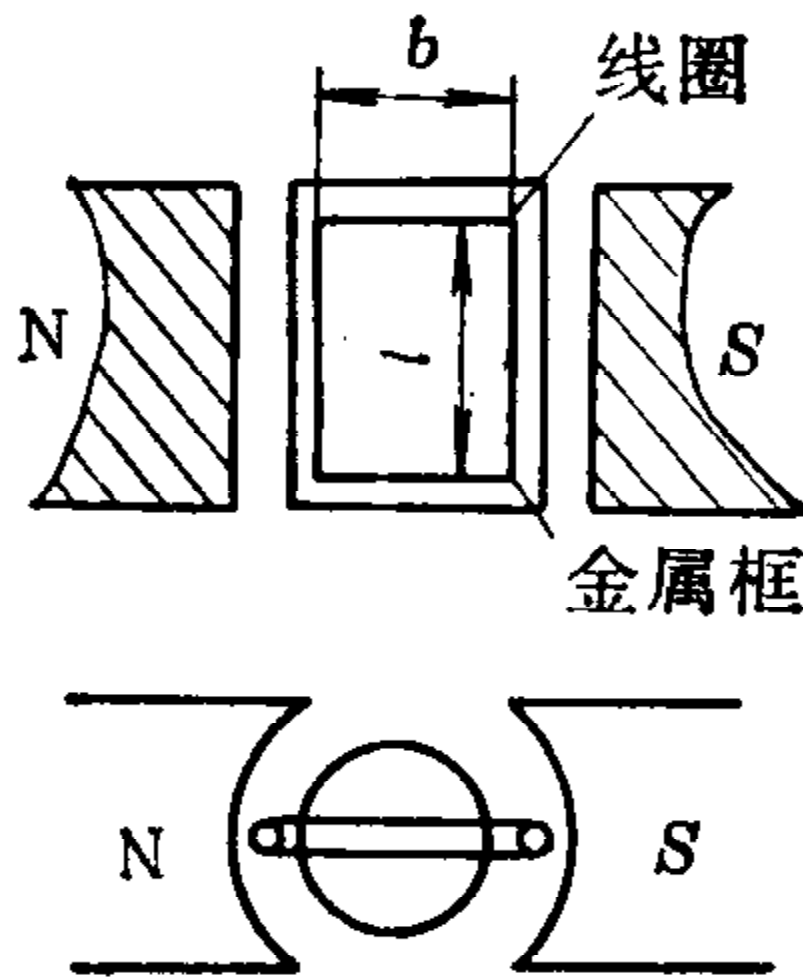


图 37.2-9 动圈与磁场结构示意图

图 37.2-10 为记录器对相同阶跃波信号(振幅不变)的响应曲线。图中 θ_w 为输入阶跃波时记录器的稳定偏转角, θ 为输入阶跃波后 t 秒时记录器的偏转角, t 为输入阶跃波后的时间, T_n 为自然振荡周期。

$$T_n = \frac{1}{f_n} = 2\pi\sqrt{\frac{J}{W}} \text{ s} \quad (37.2-6)$$

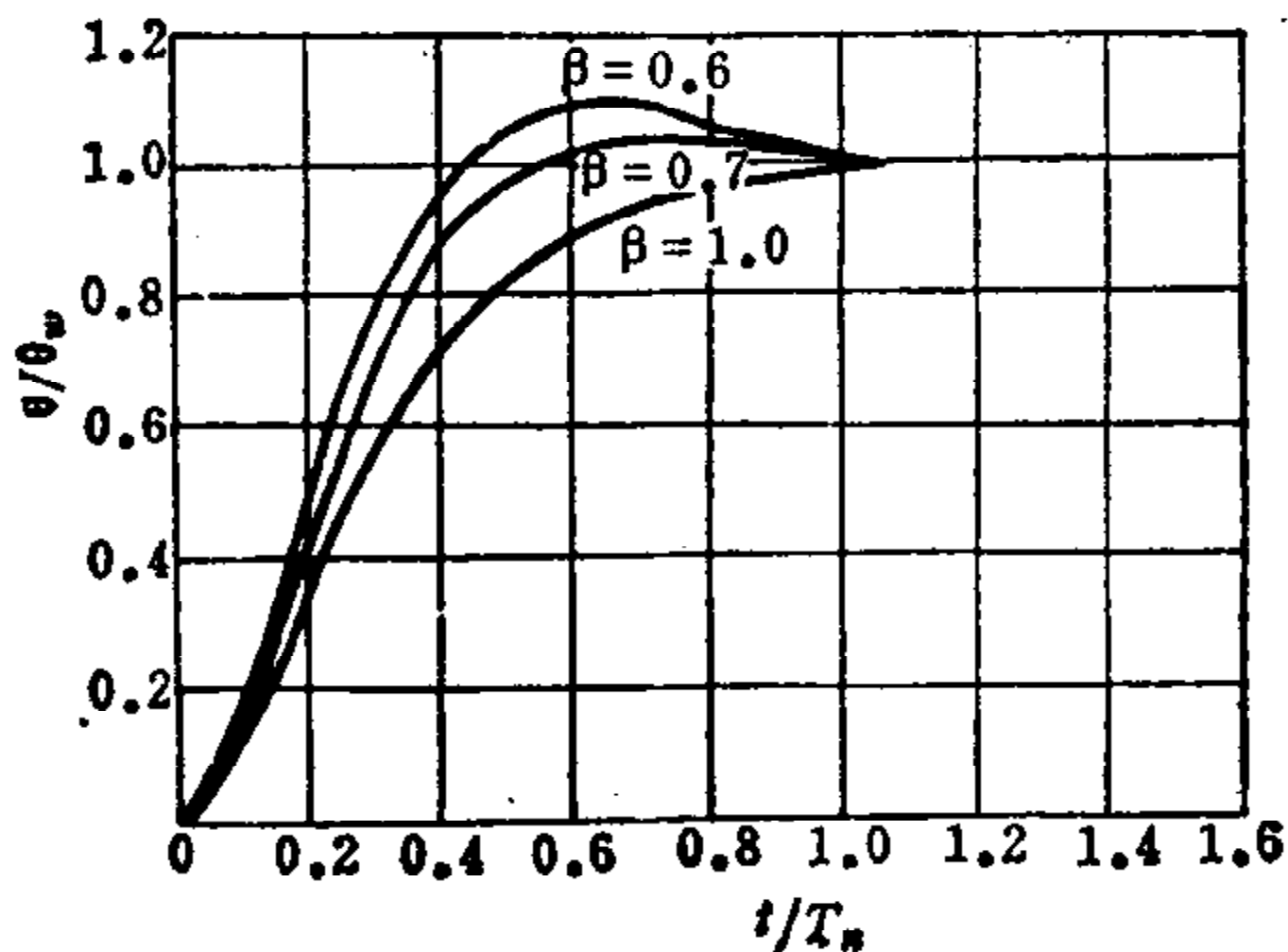


图 37.2-10 记录器对相同振幅阶跃波信号的响应

图 37.2-11 为记录器对正弦波信号(振幅不变)的响应曲线。图中, θ_0 为输入极低频率正弦波时记录器的振幅, θ 为输入不同频率正弦波信号时记录器的振幅, f 为输入信号的频率, f_n 为自然振荡频率。

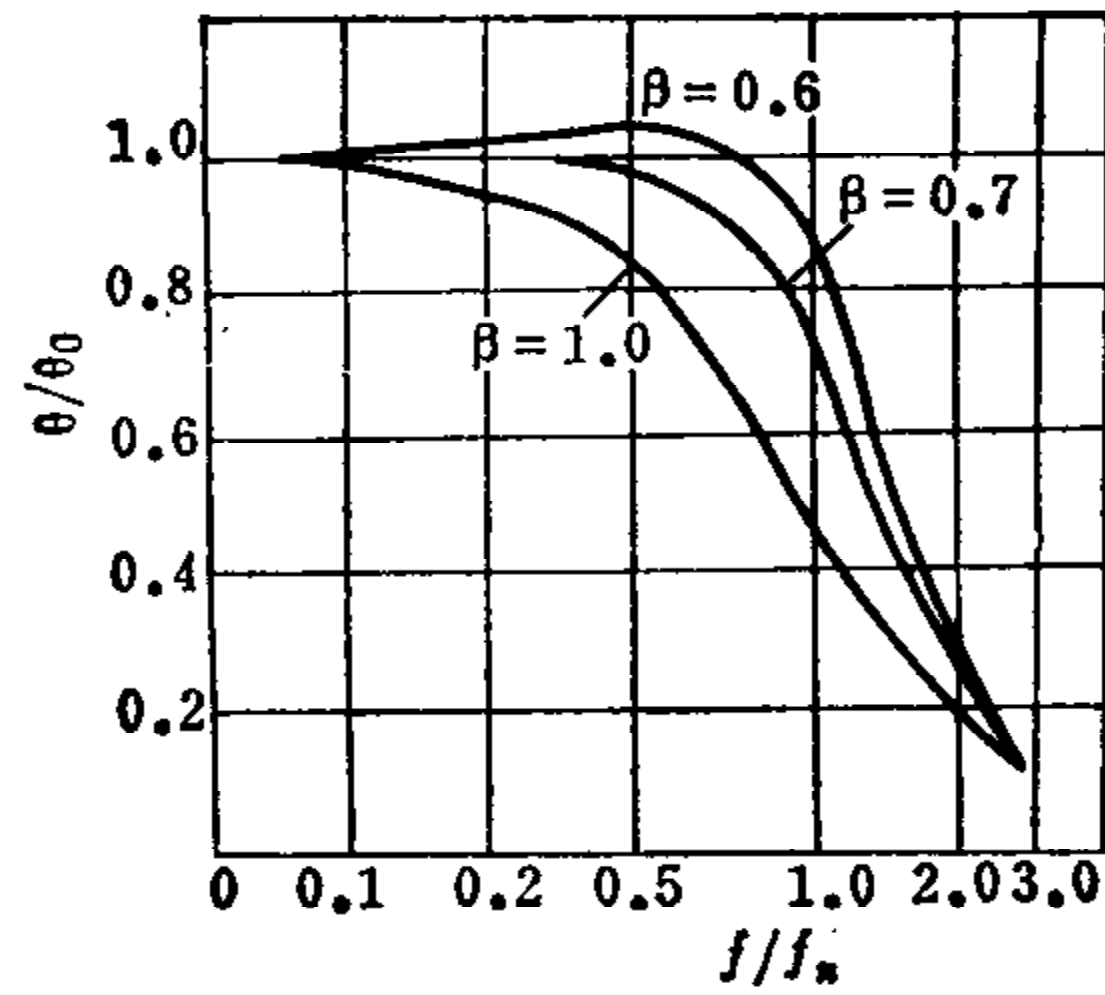


图 37.2-11 记录器对正弦波信号(振幅不变)的响应

从这两个图中可以看出,当 $\beta=0.7$ 时,记录器对输入阶跃波和正弦波信号的响应最好。当输入阶跃波信号时,若以稳定到偏转角 θ_w 的 $\pm 5\%$ 的归一化时间作比较,则阻尼因数 $\beta=0.7$ 时,时间最短。在输入正弦波信号时, $\beta=0.7$ 的频率响应最为平坦。

c. 偏转灵敏度 记录器偏转灵敏度 S ,系指输入单位电流时记录器所能偏转的角度,其数值可由下式决定:

$$S = \frac{G}{10W} = \frac{B_g lb N}{10W} \text{ rad/A} \quad (37.2-7)$$

式中 G ——记录器的电磁耦合常数 $\text{dyn}\cdot\text{cm}/\text{A}$
 l ——动圈绕组在空气隙中的有效长度 cm
 b ——动圈绕组的平均宽度 cm
 N ——动圈绕组匝数

当记录器的电磁耦合常数一定时,增加记录器的刚度,将使偏转灵敏度下降,这样使记录器偏转一定角度所需的电流也就要增大。在设计小型心电图机时,为了减少功率消耗,记录器的偏转灵敏度不宜过低。

1.6.2 描笔

记录器描笔的种类与特点,参见表 37.2-6。

一般指示式仪表,由指针的偏转角 θ 来指示被测量的大小,而记录器则必须由描笔在纸上所描记的曲线,来表示被测量的大小和相应的时间,这就有可能在幅值上和时间上产生误差。根据振幅 y 和偏

转角 θ (弧度) 的关系, 有三种描记方式, 参见表 37-2-7。

表 37-2-6 记录器描笔种类与特点

种类	记录原理	特点	应用
墨水笔	利用毛细作用将记录用墨水引到纸上进行记录	1. 记录线条清晰, 能长期保存 2. 运行费用便宜 3. 不用直线补偿型描笔时, 有圆弧失真 4. 记录笔尖容易阻塞或流水不畅, 造成虚线或断线	心电图机常采用墨水笔
热笔	利用加热到一定温度的热笔与热敏纸接触, 使接触处改变颜色进行记录	1. 使用和维护比较方便 2. 直线描记 3. 记录长期保存时易模糊	心电图机常采用热笔
喷笔	利用墨水泵将特种墨水通过喷笔喷射到纸上进行记录	1. 频率响应高, 可达数百赫兹 2. 加墨水麻烦, 笔尖容易阻塞, 维护不便	较少采用

1.6.3 驱动系统

记录器工作时, 需要一定的功率 (一般为 0.5~2 瓦)。由于记录器对各种频率信号的响应能力不同, 推动记录器的放大器, 除了应满足功率增益的要求外, 还应有对不同频率信号输出能力的补偿装置。一般用提高高频信号的增益进行补偿。图 37-2-12 为 $\beta=1$ 的动圈式记录器, 在保持平坦的频率响应时, 所需输入电压和电流的倍率与频率的相应关系。

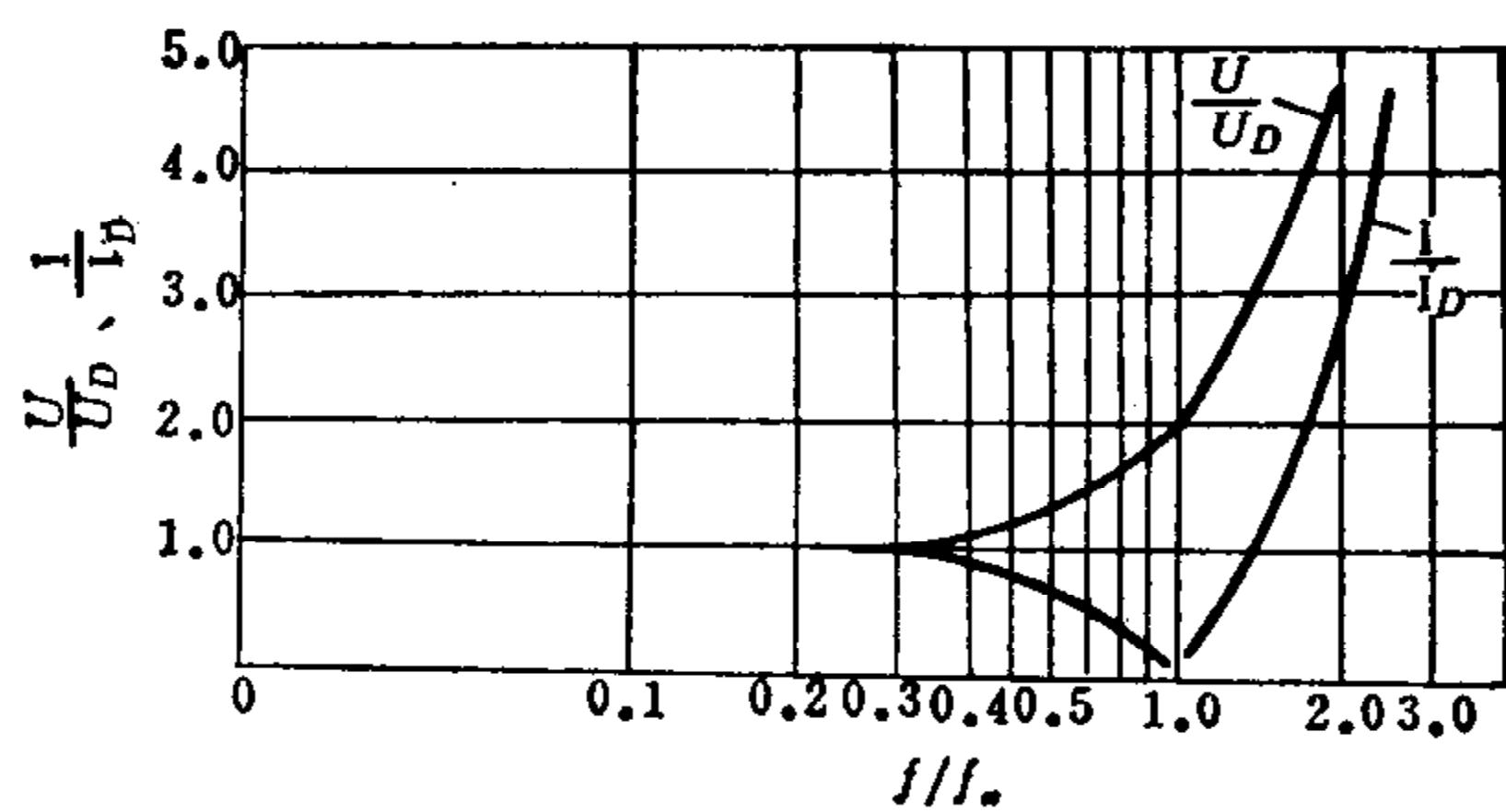


图 37-2-12 补偿电压和电流的倍率和频率的关系

图中, U_D 、 I_D 分别为极低频率信号的电压和电流值, U 、 I 分别为得到同一振幅的不同频率信号的电压和电流值。若放大器在不同频率时, 能按此曲线对其增益进行补偿, 即可获得满意的频率响应特性。对于 $\beta < 1$ 的记录器, 所需补偿倍数比此曲线为低。

如果放大器输出动态范围已定, 则在考核记录器的频响时, 基准振幅取得愈大, 频响就愈低。

按记录器与放大器之间的关系来看, 采用的放大器有三种类型: 记录器开环式, 记录器速度反馈式, 记录器位置反馈式。

a. 开环式 频率响应补偿作用由放大电路来完成, 如图 37-2-13 所示。图中, L 、 C 、 W 用来控制不同频率信号的负反馈量, 以达到补偿频率响应的目的。

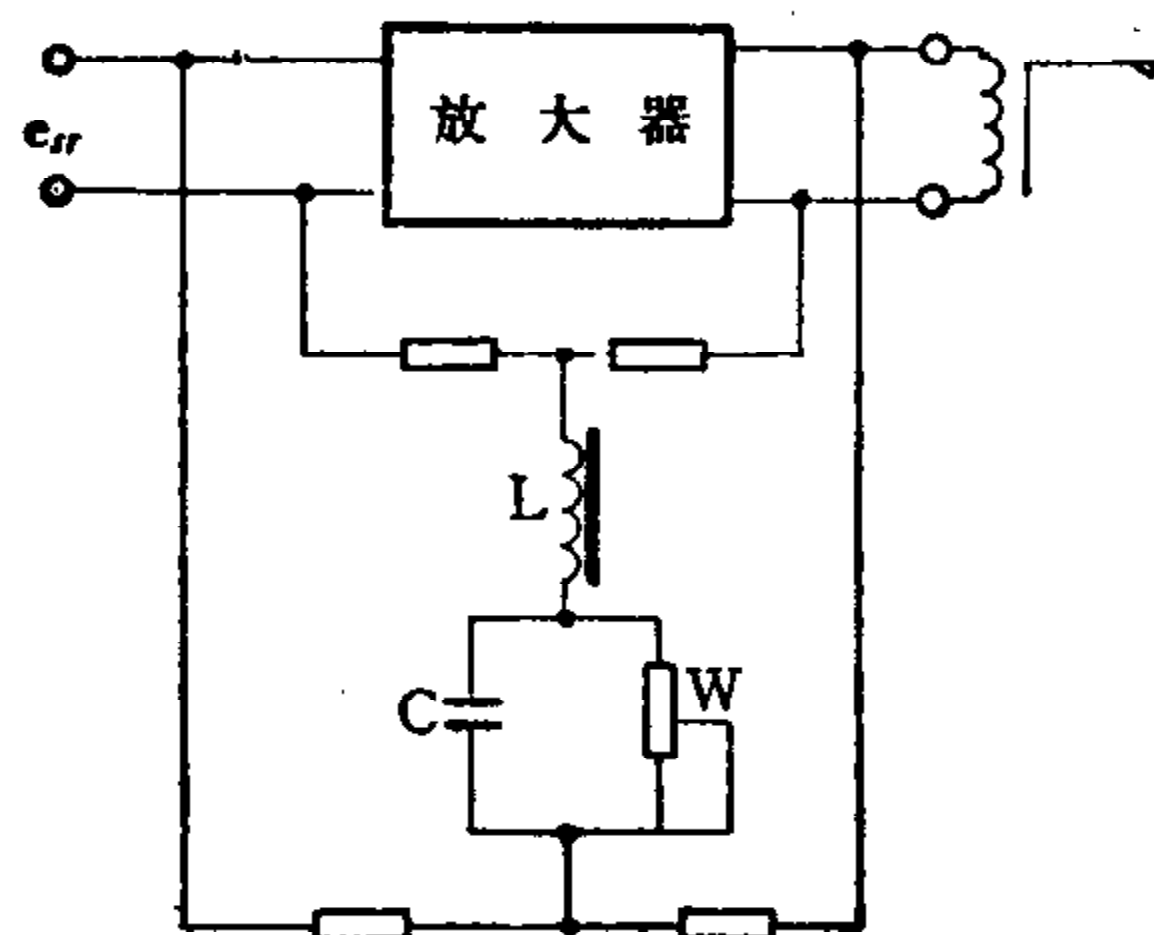


图 37-2-13 开环式

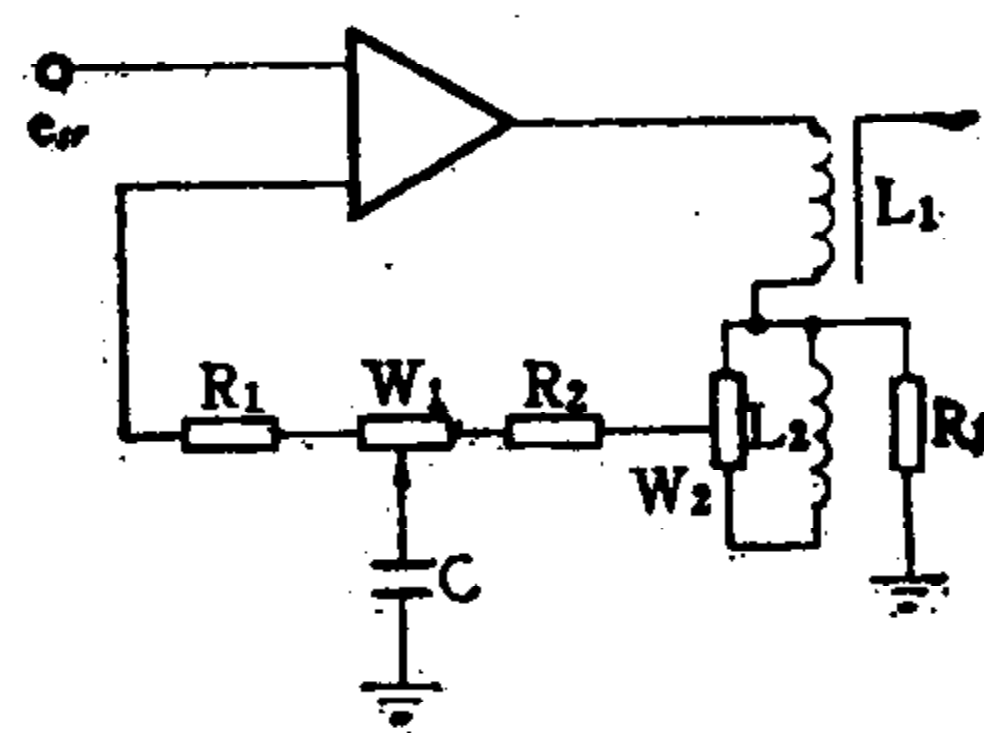
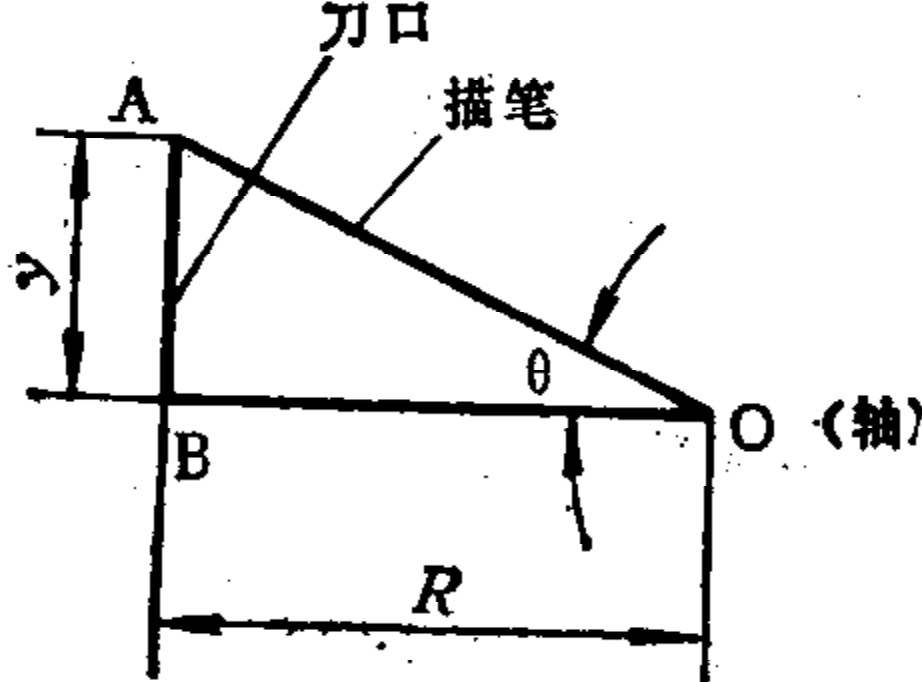
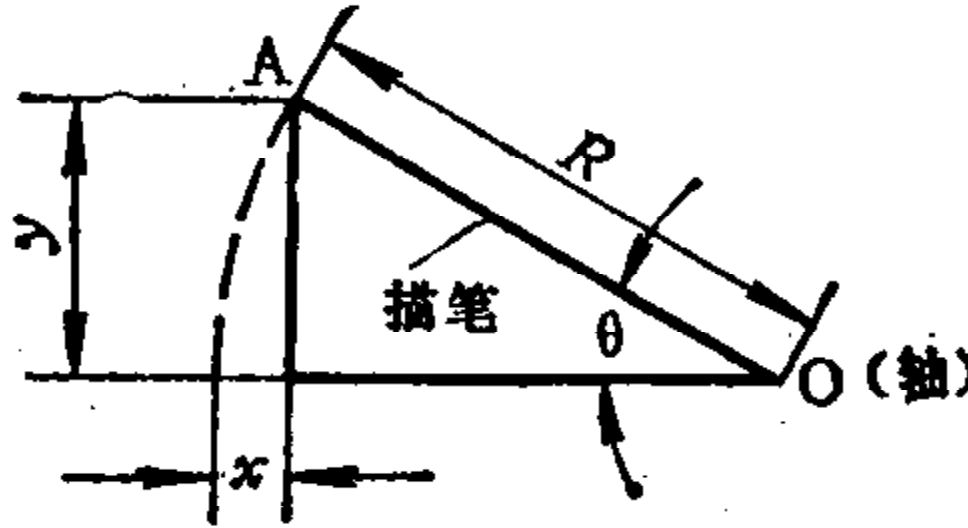
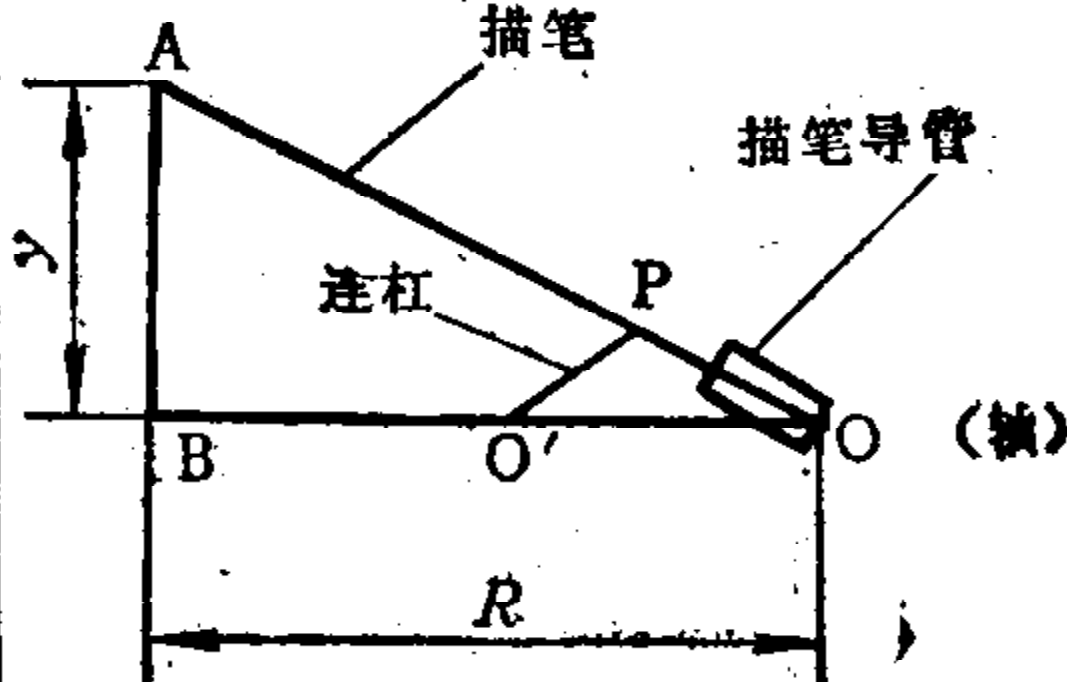


图 37-2-14 速度反馈式

b. 速度反馈式 补偿作用由放大电路和记录器共同完成, 如图 37-2-14 所示。图中, L_1 为记录器驱动线圈, L_2 为记录器阻尼线圈, L_2 与 L_1 装在同一结构上。当记录器轴转动时, 阻尼线圈产生正比与转动角速度的电势, 加上驱动线圈 L_1 电流负反馈电阻 R_f 上的电压, 经高频补偿电路反馈到放大器的输入端, 以产生适当的阻尼作用和频率响应补偿。电位器 W_1 , 用来调节频率响应; 电位器 W_2 , 用来调节阻尼。由于反馈作用直接取自记录器动圈的工作电流和阻尼线圈的电势, 所以, 性能较为稳定。

表 37-2-7 描笔的记录误差①

笔型	热 笔(或 喷 笔)	普 通 墨 水 笔	直线补偿型墨水笔②
y 与 θ 的关系	 $y = R \tan \theta = R \left(\theta + \frac{\theta^3}{3} + \dots \right)$ $= R \theta \left(1 + \frac{\theta^2}{3} + \dots \right)$	 $y = R \sin \theta = R \left(\theta - \frac{\theta^3}{6} + \dots \right)$ $= R \theta \left(1 - \frac{\theta^2}{6} + \dots \right)$	 <p>$O'P = a, AP = C, OO' - O'P = b.$ 设计时, 应使 C 等于或略大于 $\frac{b^2}{a}$ $y \approx R \tan \theta$</p>
振幅对幅误差相	$\frac{y - R\theta}{R\theta} = \frac{\theta^2}{3}$	$\frac{y - R\theta}{R\theta} = -\frac{\theta^2}{6}$	$\frac{y - R\theta}{R\theta} \approx \frac{\theta^2}{3}$
时间横轴误差长度表示 (以 x 表示)	$x = 0$	$x = R(1 - \cos \theta)$ $= R \left(1 - 1 + \frac{\theta^2}{2} + \dots \right)$ $\approx \frac{R\theta^2}{2}$	$x \approx 0$
特点	当 $\theta \leq \frac{1}{4}$ 弧度时, 振幅误差 $\leq 2\%$; θ 较大时, 线圈可能到达磁场边缘, 因磁场减弱将使增幅误差减少 时间上不因描笔发生误差	当 $\theta \leq \frac{1}{4}$ 弧度时振幅误差 $\leq 1\%$; θ 较大时, 线圈可能到达磁场边缘, 因磁场减弱将使振幅误差增加 θ 较大时, 时间误差增大, 在需要比较信号间的时间相位关系时, 这种误差就成为主要缺点	误差与正切型相近 机械结构设计要求高, 否则产生附加误差 常用于多道生理记录仪

① 若以基线移位时, 对标准信号的相对误差进行考核, 误差值比上述略大。
② 这种笔的连杆, 可绕 O' 旋转, 与描笔在 P 点铰接, 描笔导管可绕 O 旋转, 笔尾可沿导管滑动。

c. 位置反馈式 补偿作用由放大电路和记录器的位置反馈系统共同完成, 如图 37-2-15 所示。图中, L 为记录器工作线圈。

这种类型记录器, 可以不安装反作用弹簧, 由位置信号检测装置来完成弹簧的作用。位置信号检测器安装在记录器的转轴上。当有信号输入放大器

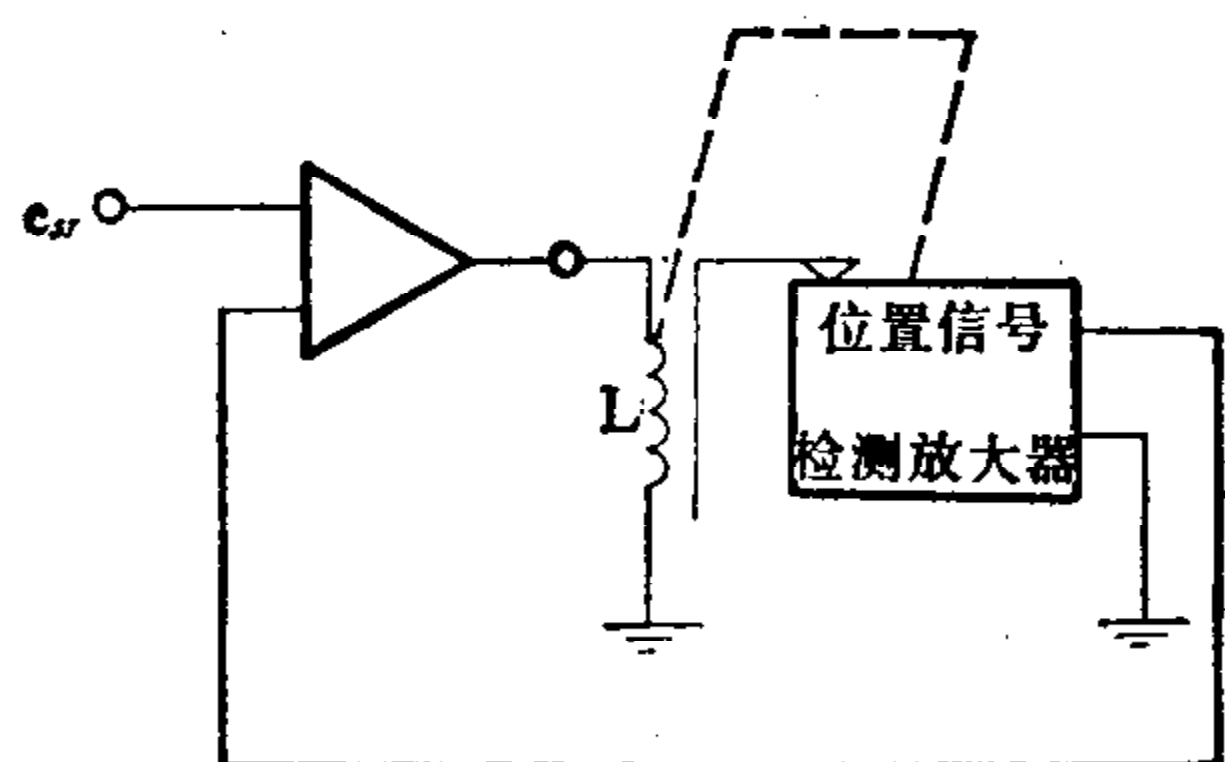


图 37-2-15 位置反馈式

时, 记录器轴就发生转动, 检测器即发出与转轴位置相应的位置信号, 经放大后反馈到放大器输入端; 当记录器轴偏转到与输入信号相对应的位置上, 位置反馈信号正好与输入信号相同, 此时放大器无输出, 记录器驱动线圈中无电流流入。采用这种记录器的优点, 是当描笔稳定在任何工作位置时, 记录器驱动线圈不消耗功率。

这种记录器的另一优点, 是它的“等效刚度” W_s 可以做得较大, 而“等效刚度” W_s 的增大, 同样有利于减少记录器的摩擦误差和提高记录器的自然振荡频率。

上述结构的等效刚度, 可由下式决定:

$$W_s = \frac{GKS}{10R_c} \text{ dyn} \cdot \text{cm/rad} \quad (37-2-8)$$

式中 G ——电磁耦合常数 $\text{dyn} \cdot \text{cm/A}$

K ——放大器放大倍数
 S ——位置检测器的灵敏度 V/rad
 R_c ——工作线圈电阻值 Ω

1.7 记录纸驱动电路

对记录纸驱动部分的要求是速度稳定、噪声小。常用记录纸驱动电路的特点,参见表 37-2-8。

1.8 心电图机

心电图机用来记录心脏活动时心肌的生物电信号。自人体体表引出的典型心电波形和各波名称,参见图 37-2-16。

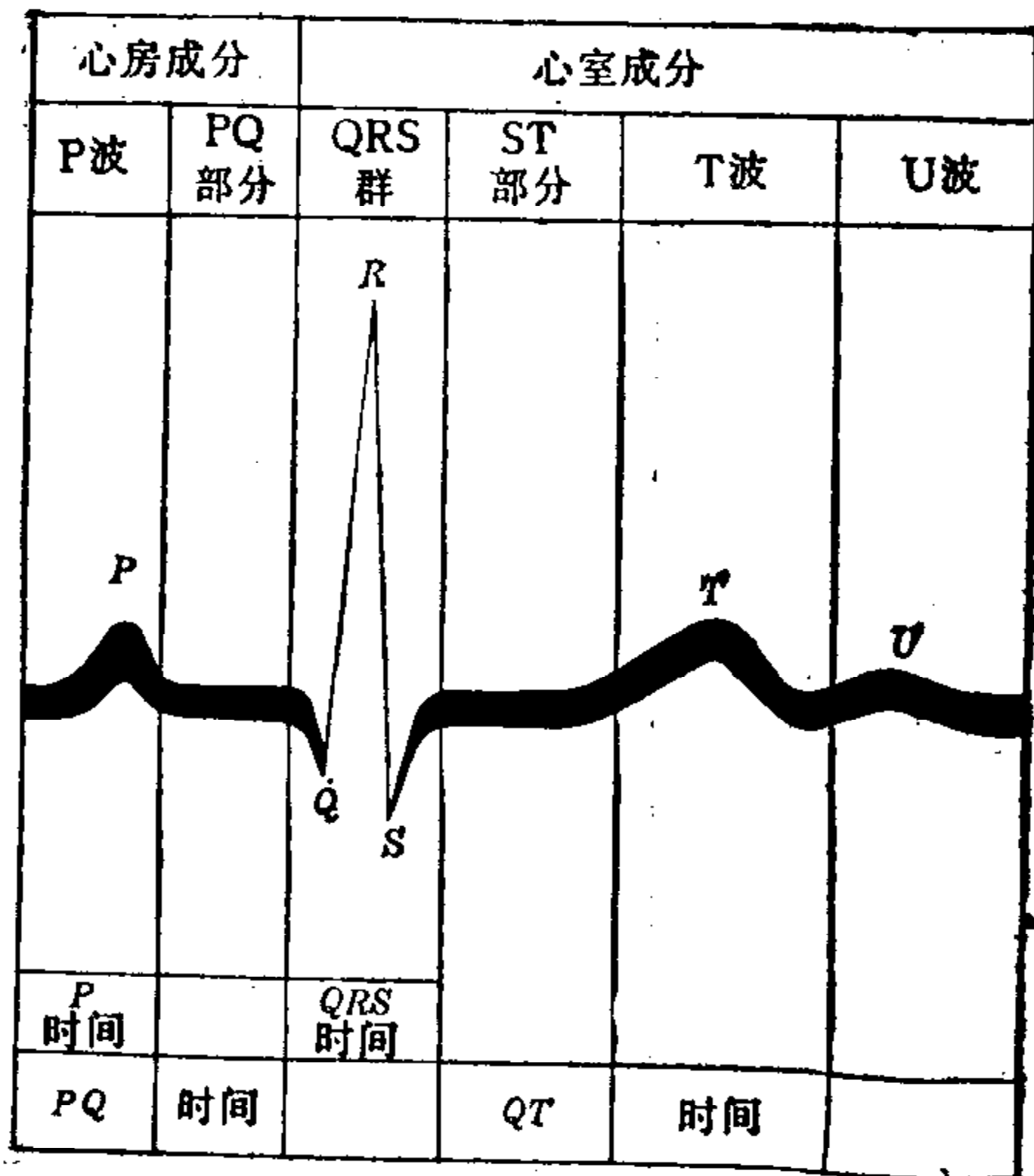


图 37-2-16 典型心电波形图

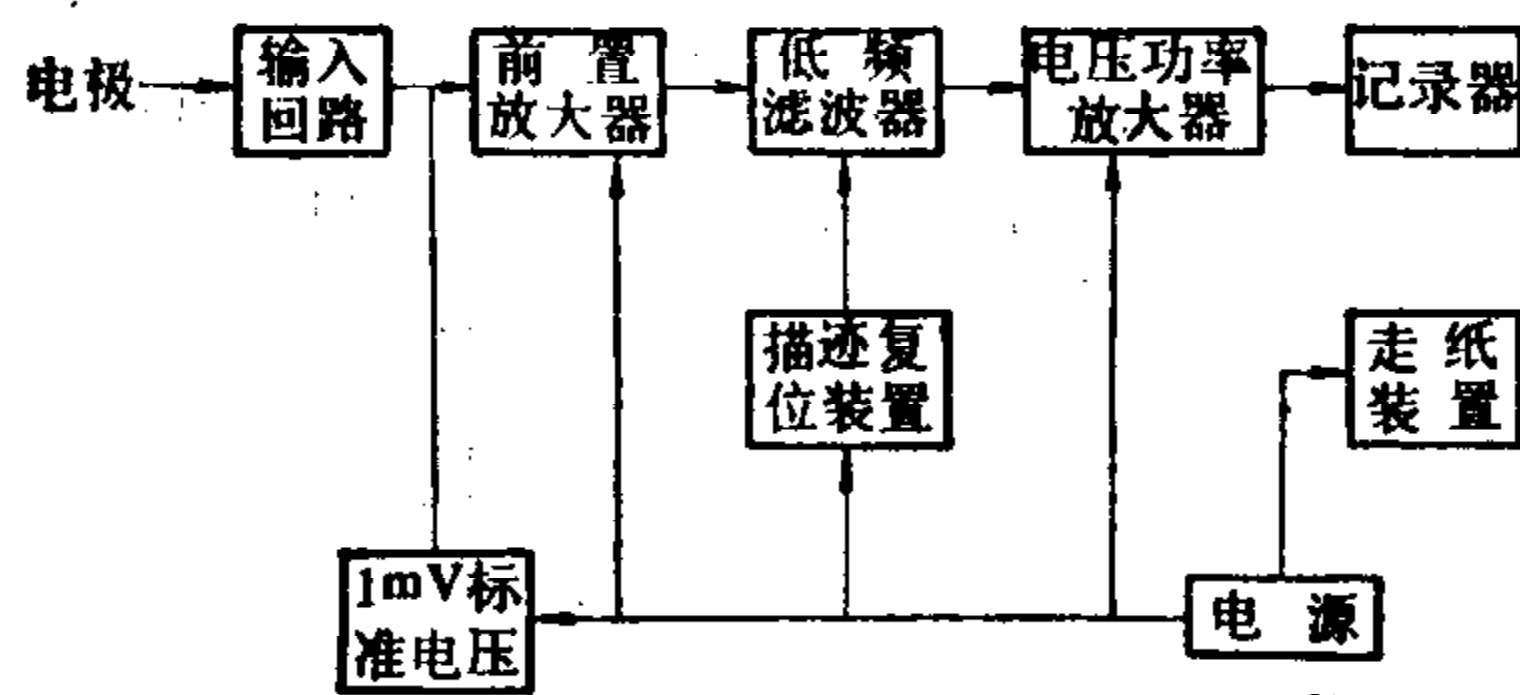


图 37-2-17 心电图机方框图

心电图机的工作原理,参见图 37-2-17。
 心电图机的主要技术指标,参见表 37-2-9。

1.8.1 输入部分

心电图机输入部分各单元间的相互关系,如图 37-2-18 所示。

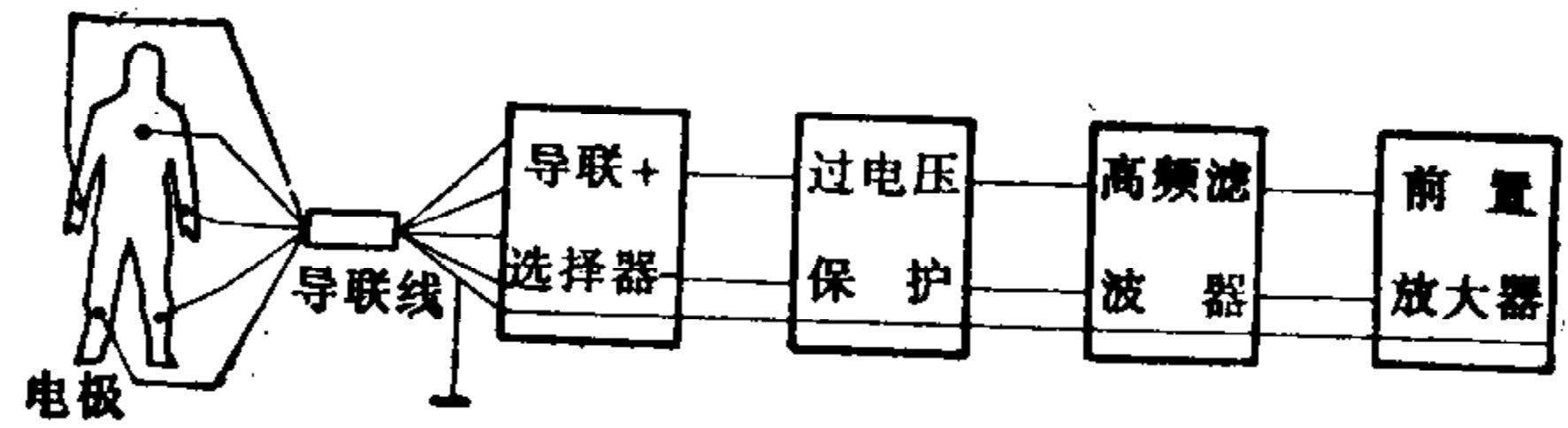


图 37-2-18 输入部分示意图

a. 电极 有体表电极和导管电极两种。体表电极又有肢体电极(板型)和胸部电极(半球型或板型)。使用时,用橡皮带、胶纸和橡皮吸球等为电极固定在生物体上。对体表电极的主要要求:是极化电压小并且稳定。常用电极材料为银、铜合金(铜 70%、镍 16%、锌 14%)、不锈钢和银-氯化银。其中,以银-氯化银电极为最佳。

导管电极固定在导管头上,顺血管插入心脏相应部位。导管电极材料应无毒,一般都用铂制成。

b. 导联线(输入电缆) 对导联线的要求是柔软、接头处牢靠、干扰小。导联线采用绞线,以减少电磁感应引起的干扰;外面加屏蔽线,以减少导联线上电容电流引起的干扰。

由于分布电容的存在,采用屏蔽线将影响心电图机输入阻抗的提高。为此,可采用特殊结构的低电容导联线和导联线的屏蔽共模自举电路。

c. 过电压保护 心电图机常与除颤器等配合使用,为防止除颤器的高电压及其他高电压进入心电图机,损坏元件,应在各输入端加过电压保护电路。典型电路如图 37-2-19 所示。图中,ND 为低压氖灯(引燃电压,仅数十伏),DW 为稳压管(工作电压十伏左右)。

采用稳压管时,反向电阻须足够大,才能保证心电图机的输入阻抗不致下降,以免影响放大器的正常工作。

若采用三极管接成如图 37-2-19b 形式,代替稳压管工作,可有相当大的反向电阻。例如,采用

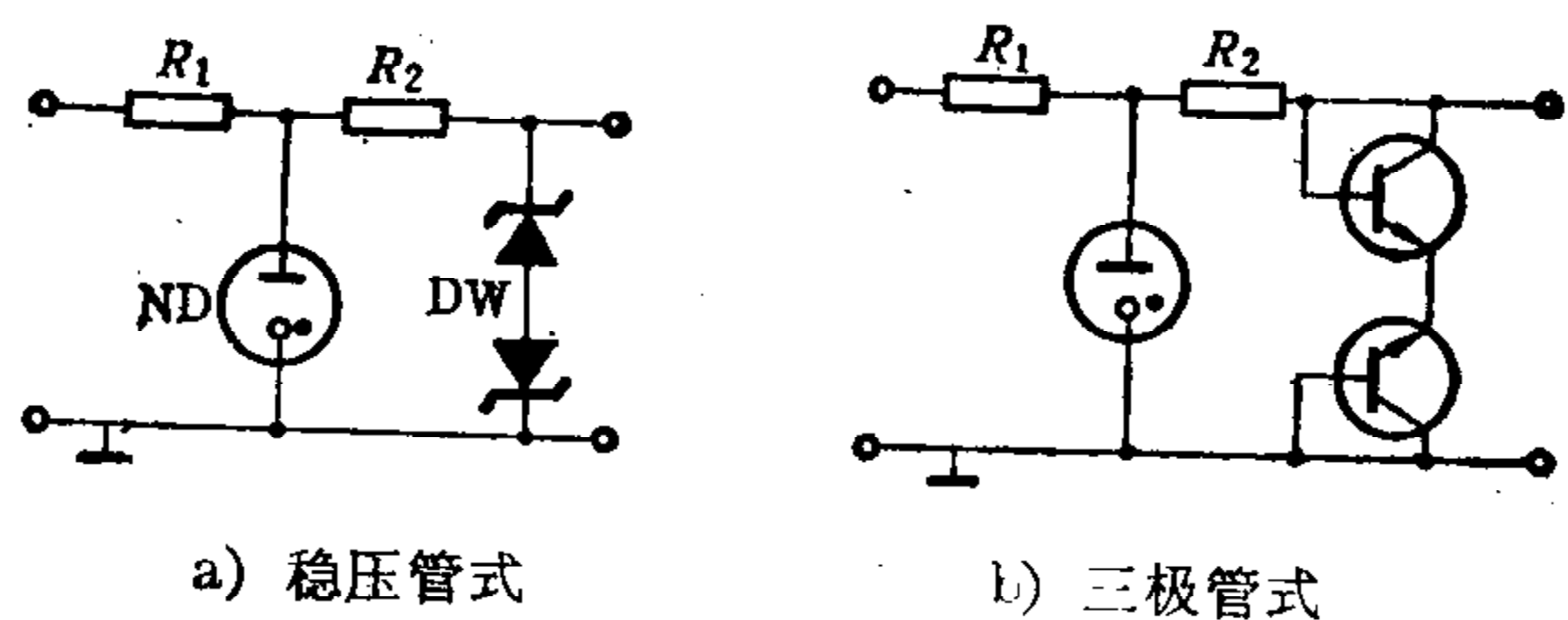


图 37-2-19 保护电路

表 37-2-8 常用驱动电路

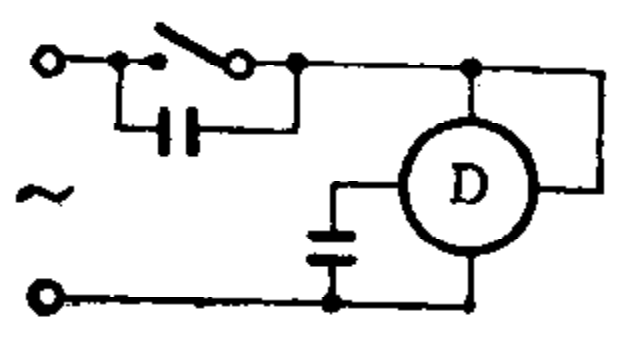
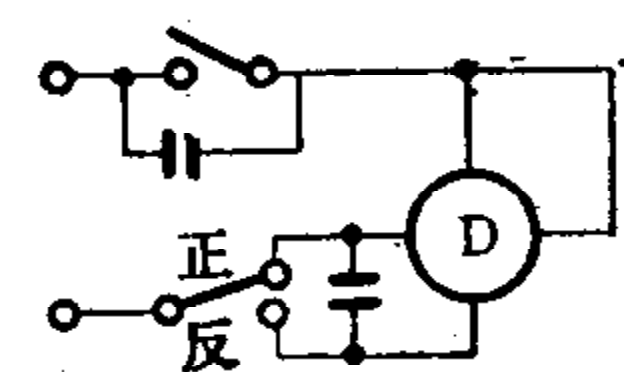
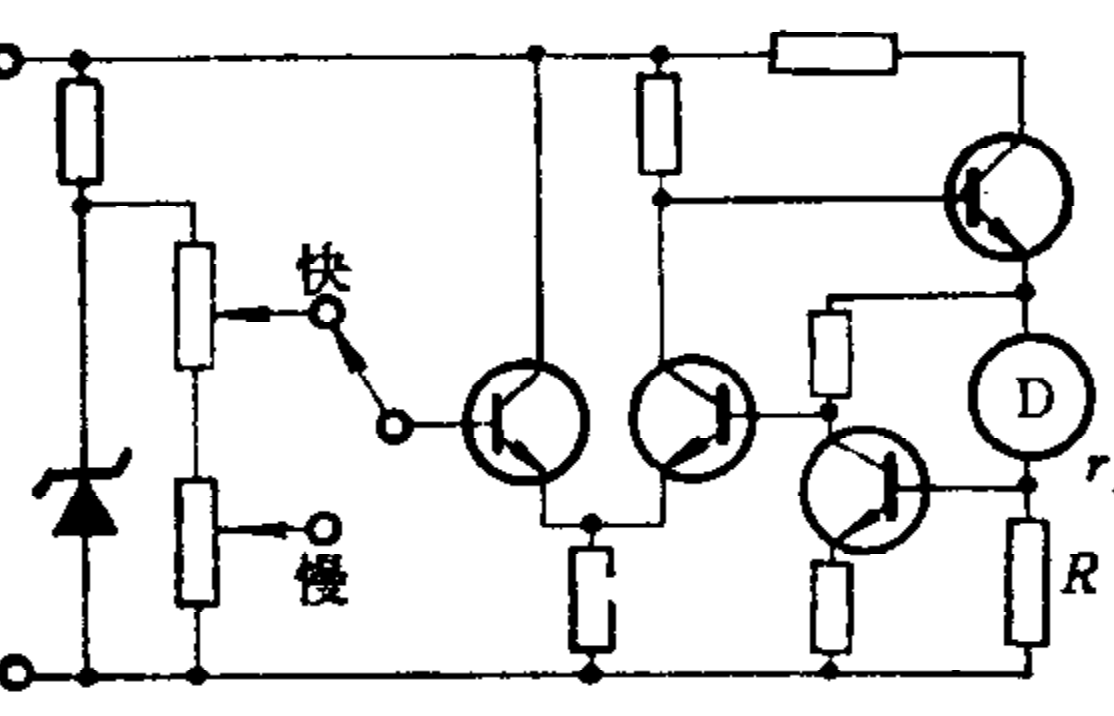
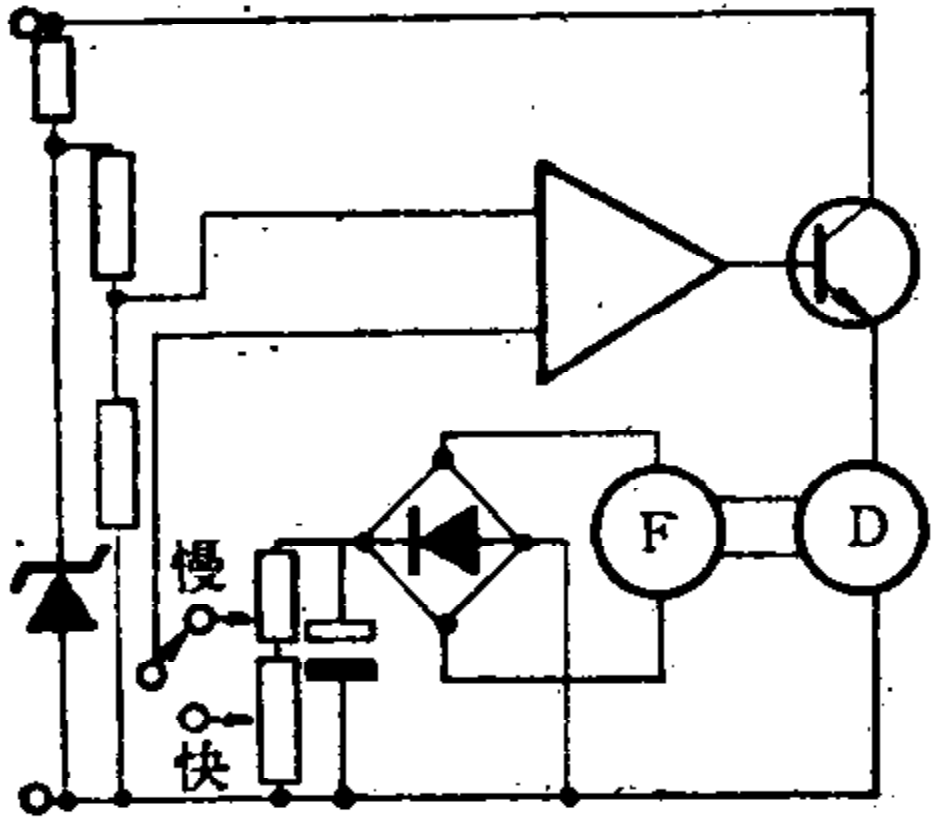
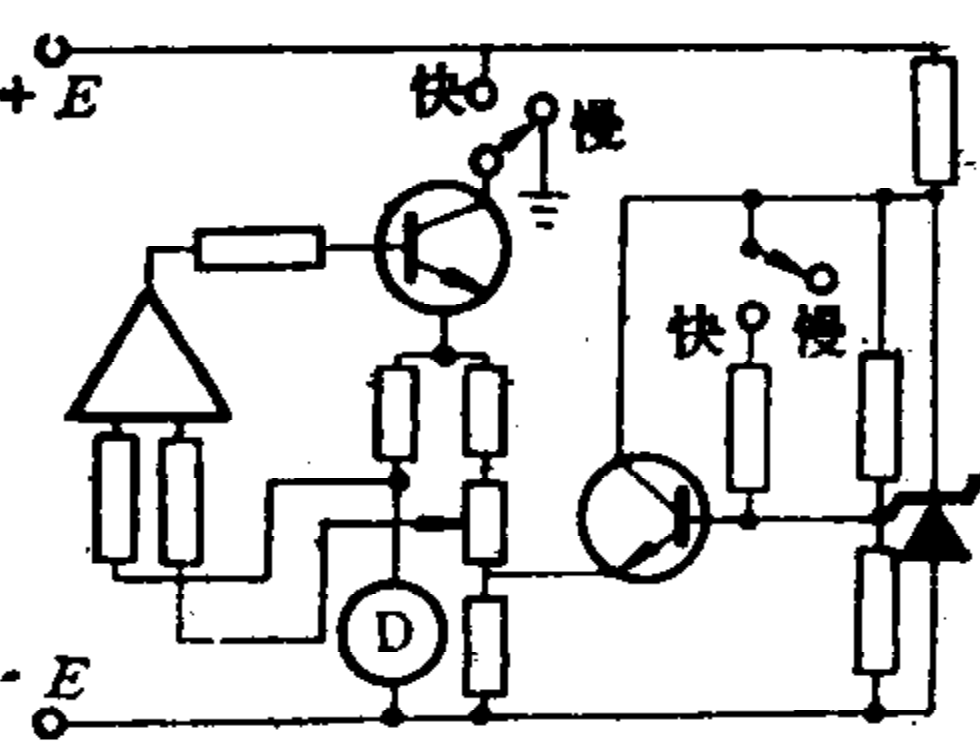
电 路 示 意	电机	稳 速 原 理	变 速 方 法	特 点	应 用
	交流 单相 同步 电动机	走纸速度与电 源频率同步	变速啮合的齿轮	(1) 走纸速度 误差决定于电源 频率误差 (2) 电路简单 (3) 机械结构 复杂	可变换多档 变速, 多用于 脑电图机及多 道生理记录 仪, 心电图机 中也有采用
	交流 单相 同步 电动机	同 上	电机正反转配 合正反变速离合 器	同 上	仅可变换两 档速度, 常用 于心电图机
	直 流 电 机	电机电流跟随 电压增益 $K=1+\frac{r_D}{R}$ r_D ——电机内阻	改变参考电压 数值, 调节电机 电压以变速		
	永 磁 电 机	电机速度反馈	同 上	(1) 走纸速度 误差与电源频率 无关 (2) 机械结构 简单 (3) 稳压电源 最好与放大器电 源分开	一般用于交 直流两用心电 图机
	动 机	电机电势反馈	同 上		

表 37·2-9 心电图机主要技术指标

内 容	技 术 指 标	作 用
输入阻抗	$>2M\Omega$	减少电极因接触电阻不同而引起的波形失真和 CMRR 下降
输入回路电流	$<10^{-7}A$	减少偏移电压
标准电压	$1mV \pm 5\%$	保证记录振幅精度
灵敏度	(1) 最大灵敏度 $\geq 20mm/mV$ (2) 要具有 5, 10 和 20mm/mV 分档控制	易于进行各种幅值心电的测量
	(3) 误差在 5% 以内	保证记录振幅精度
	(4) 标准灵敏度 (10mm/mV) 时输入 20 μV_{P-P} , 信号有可见记录	保证输入小信号的响应能力
共模抑制比	$>60dB$	保证抗干扰能力的大小
噪声	$<10\mu V_{P-P}$	保证对小信号的分辨力
频率响应 (标准灵敏度时)	正弦波输入 以 10Hz 时振幅为基准 75Hz 时振幅下降 $<3dB$	反应 QRS 波群高频成份的分辨力
	阶跃波输入 (1) 过冲在 10% 以内 (2) 时间常数为 1.5~3.0s	反应 ST 波低频成份的分辨力, 但时间常数过大时心电图基线稳定性下降
线性与移位	基线移位 $\pm 20mm$, 线性在 10% 以内	防止描笔位移时的波形失真
记录速度	两档速度: $25 \pm 5\%$ 和 $50 \pm 5\%$ mm/s	保证时间刻度的精度
耐偏移电压	输入 $\pm 300mV$ 偏移电压时工作正常	保证在偏移电压输入时图形不失真

3DG6, 3DG12 型晶体管时, 其反向电阻一般均大于 100 兆欧姆。

d. 导联选择器和均压电阻 各处电极引出心电信号的组合, 称导联。心电图学中, 目前最通用的导联为标准肢体导联(I、II、III 导联)、加压单极肢导联(aVR、aVL、aVF 导联)和单极胸导联(V)。心电图机利用导联选择器, 将不同导联的心电信号输入到放大器。导联选择器在使用中, 动作非常频繁, 故必须选用接触可靠、寿命长的元件。

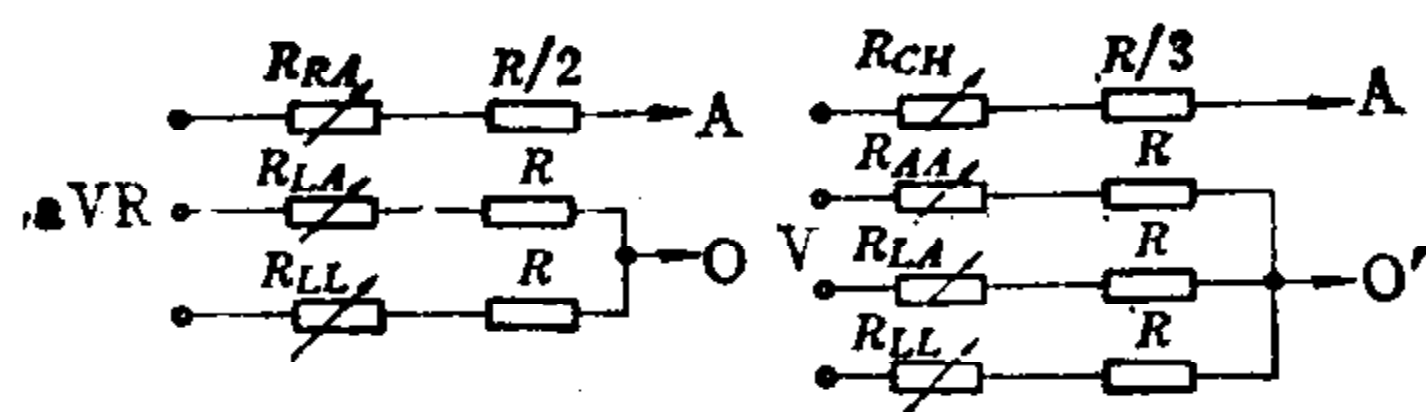
心电图学对加压单极肢体导联和单极胸导联, 都要求接入一个等效中心点, 如图 37·2-20 a 的 O

点、图 b 的 O' 点。图中, R_{RA} 、 R_{LA} 、 R_{LL} 和 R_{CH} 为各电极处(右手、左手、左腿、胸)的皮肤与电极接触阻抗, R 即是导联选择网络的均压电阻。

由于皮肤-电极阻抗, 一般为数千欧姆到数万欧姆, 均压电阻必须足够大, 才能得到合格的等效中心点, 否则容易引起波形失真。R 值以 300 千欧姆为佳。R 值相当大时, 要求放大器有更高的输入阻抗, 否则将在 R 上引起过大的信号衰减。此矛盾, 可以在输入端与导联选择网络之间, 接入缓冲放大器来解决。由于缓冲放大器的输入阻抗高($>10M\Omega$), 输出阻抗低($<50\Omega$), 只要采用 10 千欧姆左右的均压电阻, 就可以满足要求。

• 缓冲放大器 缓冲放大器主要是对阻抗进行变换。采用缓冲放大器的心电图机, 其输入部分关系如图 37·2-21 所示。

各电极引出的信号, 经过各自的缓冲放大器, 若缓冲放大器的增益之间有 0.1% 的误差, 则输入的共模干扰经缓冲放大后, 即有 0.1% 形成为差模干扰, 这就使整机的共模抑制比被限制在 60 分贝以



a) 加压单极肢导联 b) 单极胸导联

图 37·2-20 等效中心点

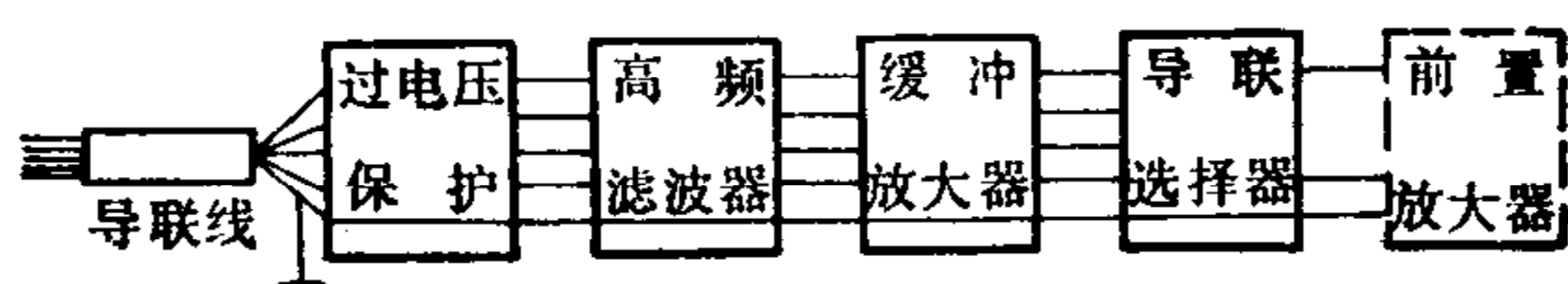
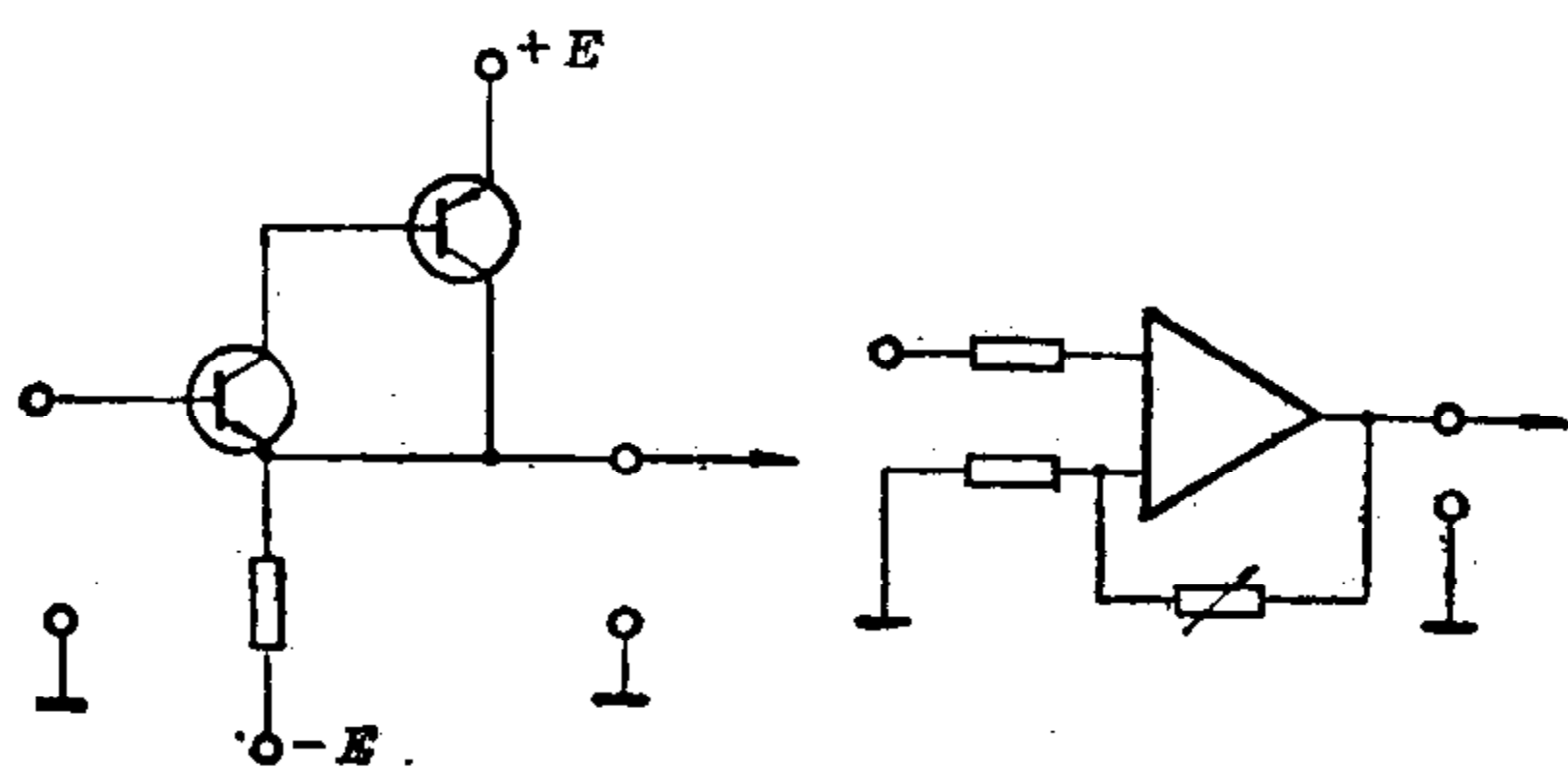


图 37.2-21 缓冲放大器的输入部分的放大示意图

下,所以,各缓冲放大器增益要尽可能一致。

最简单的缓冲放大器如图 37.2-22 a 所示,它是一个复合射极输出器,电压增益接近于 1。这种电路,对晶体管要求较高:需挑选低噪声、高电流放大倍数、低功耗的晶体管;各缓冲放大器中,晶体管特性要一致。

若采用由场效应管接成的运算放大器(图 37.2-22b),则除了场效应管为高输入阻抗低噪声外,对其他晶体管就无特殊要求。这种电路由于增益可调,很容易使各缓冲放大器的增益调到一致。



a) 复合式射极跟随电路 b) 运算放大电路

图 37.2-22 缓冲放大器

1.8.2 放大部分

a. 增益及增益控制 心电图机的增益,一般系指在标准灵敏度(10 毫米/毫伏)时,放大器的总电压增益。其数值与记录器的灵敏度密切相关,采用动圈式记录器心电图机的总增益,常为 3000~7000 倍。

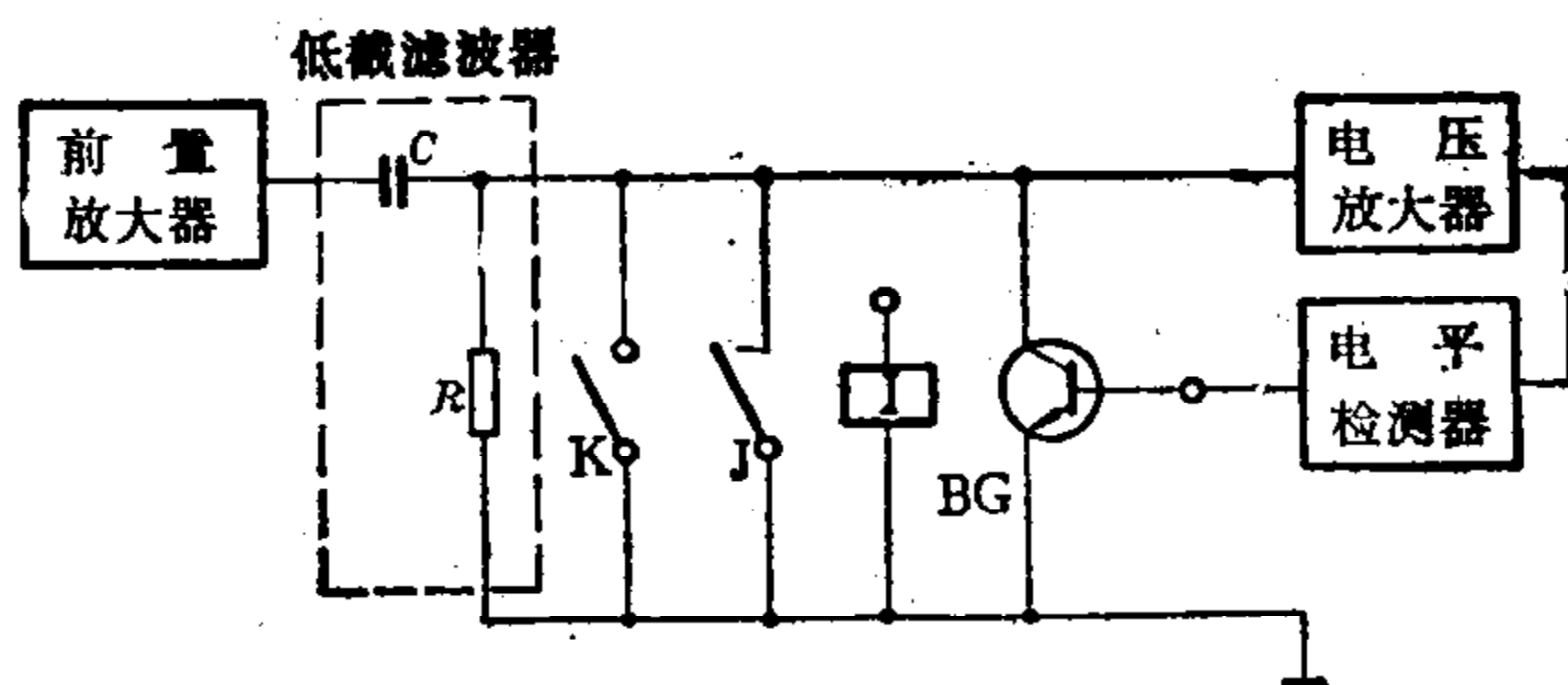
为了适应 ± 300 毫伏的偏移电压,前置放大器的增益不宜过大,一般为 20~100 倍。电压放大器的增益为 100~300 倍。

增益控制装置,常设于电压放大器中,用电位器来进行增益细调,用开关来控制 5, 10 和 20 毫米/毫伏的转换。

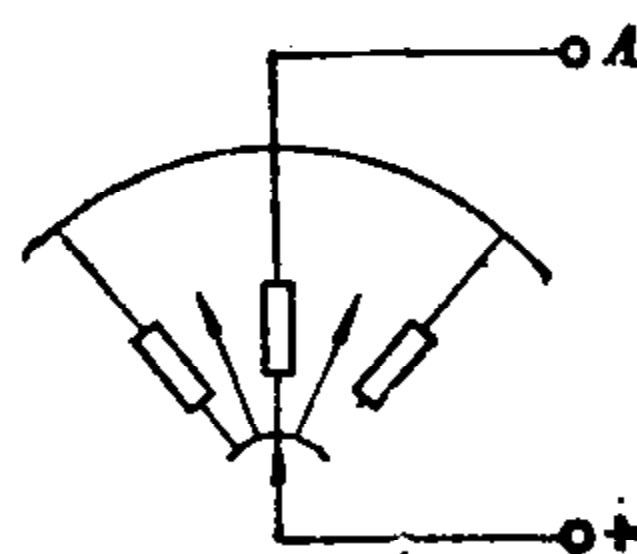
b. 移位控制 为使各种心电波形都能处于记录纸中心部位,在电压放大器的适当部位装置一移位电位器,以保证描笔在记录纸上的 ± 20 毫米范围内任意移动。

1.8.3 描述复位装置

在转换导联或输入信号过大时,描述复位装置用来短路低截滤波器的输出,以防止不必要的基线漂移和描笔损坏。电路原理如图 37.2-23 所示。



a) 描述复位电路示意



b) 导联开关控制描述复位的结构

图 37.2-23 描述复位装置

描述复位有三种方式:

(1) 用手控制开关 K。

(2) 切换导联自动复位。切换导联时通过特殊结构的导联转换开关,自动将电源引入继电器 J 线圈或开关管基极,短路输出。特殊结构的导联转换开关,如图 37.2-23b 所示,当导联开关滑片,从一个位置转换到另一个位置时,在中间某瞬间,将电源 (+)通过 A 点与 J 和开关管基极接通,使装置动作。这种装置要求导联开关滑片,定位准确、可靠。

(3) 保护复位。输入信号过大时,由电平检测器将信号供给开关管基极,使开关管导通,自动短路输出。这种装置的触发电平,一定要合理选择,以免造成不必要的短路。

1.8.4 记录系统

记录器必须与放大器相配合,才能获得良好的整机性能。心电图机中常用动圈式记录器的结构参数如表 37.2-10。

记录器其他的性能参数如下:

(1) 直流灵敏度一般为 5~20mA/mm;

(2) 可描记的最小信号折算到前置放大器输入

表 37.2-10 常用动圈式记录器的结构参数

磁路	型式	外磁式	内磁式	
	磁钢材料	AlNiCo5	AlNiCo8	SmPrCo16
	气隙尺寸 (mm)	1.8~2.4	1.5~1.8	2.5~4.5
线圈	主线圈电阻	20~80Ω		
	速度反馈线圈电阻	100~200Ω		
描笔	笔型	热笔		
	笔长	记录器轴中心至记录刀口距离为 60~100 mm		
弹簧	型式	螺旋型	扭转型	
	材料	铍青铜	弹簧钢丝 70	
	尺寸 (mm)	厚 0.5~1, 宽 2~3.5, 长 200 左右	φ1 左右	

端, 相当于 $20\mu V_{P-P}$ 值;

- (3) 自动振荡频率一般在 30Hz 以上;
- (4) 线性误差小于 10%。

单道心电图机, 一般采用有效宽度为 40 毫米 (总宽度 50 毫米)、长度为 30~50 米的热敏记录纸; 电动机的输出功率在 1 瓦以上。

1.9 脑电图机

脑电图机, 用来记录大脑皮质神经细胞的生物电信号, 其方框图如图 37.2-24 所示。

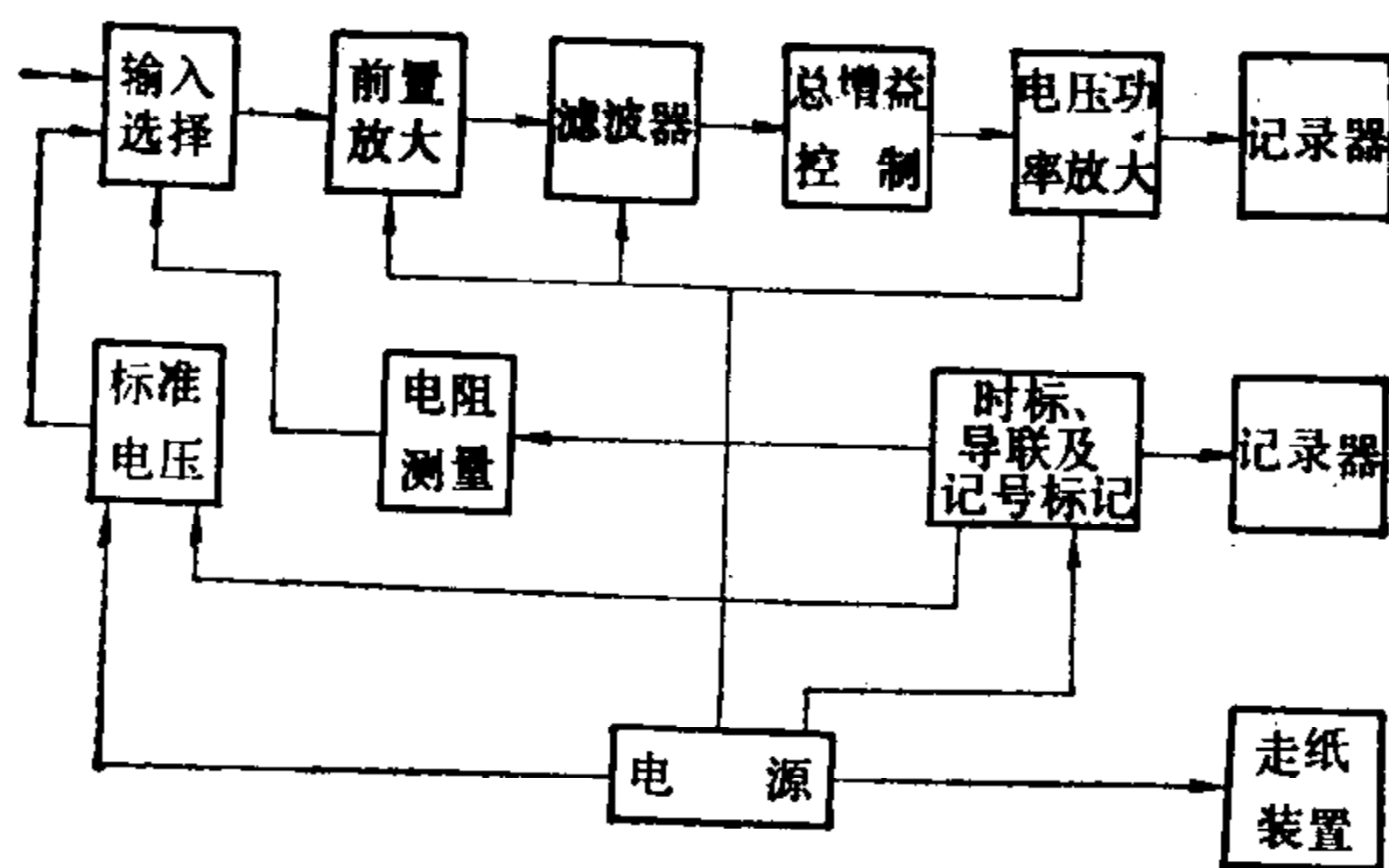


图 37.2-24 脑电图机方框图

脑电图机的特点和技术要求如下。

a. 电极、通道、导联多 脑电信号一般由 21 个电极自头部各规定部位引出, 由于引出线较多, 常采用中间接线盒。

脑电图机均采用多个信号通道。有 8 道和 16 道二种, 以 8 道的应用为广。

为临床应用方便, 常设计多种固定导联, 并配合导联序号标记电路, 在进行固定导联脑电图描记时, 自动作出导联标记。

为分析各通道脑电波形之间相互关系, 脑电图机中应设时标信号, 时标信号可以用同步电动机带动凸轮控制记号记录器作出, 也可用导联序号标记作出, 时标信号常用频率为 1 赫兹。

b. 信号幅值小、变化大 脑电信号最小幅值为 10 微伏左右, 故要求:

- (1) 总增益大, 约为 5×10^5 倍。
- (2) 噪声低, 在 $3\mu V_{P-P}$ 以下。
- (3) 必须采用银-氯化银电极。

(4) 应装有电极接触电阻测定器, 以测定各处电极接触电阻。测量电源应采用振荡电源, 以保证安全和准确。

(5) 对前置放大器供电电源要求较高。输出波纹电压 $< 0.5mV$, 电网电压波动 $\pm 10\%$ 时输出电压变化 $< 0.01\%$ 。

(6) 增益控制多档。一般设有分道增益控制, 粗调共七档, 每档 $-6dB$, 细调每档 $\pm 5\%$; 并设有总增益控制, 可同时调整各道增益为 $1/4, 1/2, 1, 2$ 倍。

(7) 标准电压多档。一般有 20, 50, 200, 500 μV 等五档以上标准电压。

c. 频带多、频带窄 要求:

(1) 有多种频率的低截滤波器和高截滤波器, 且可转换 (见本章 1.4);

(2) 有多种走纸速度且可转换, 一般有 5, 10, 15, 30, 60mm/s 等档速度;

(3) 记录纸驱动用电机, 输出功率应在 1.5W 以上。

1.10 肌电图机

肌电图机用来记录神经和肌肉的生物电信号, 其工作原理参见图 37.2-25。

肌电图机有下列特点和要求:

a. 道数 临床常用 1 道, 也可用 2 道或多道。

b. 电极 除用来引导生物电信号外, 兼作引入刺激信号之用。常用电极有两种。

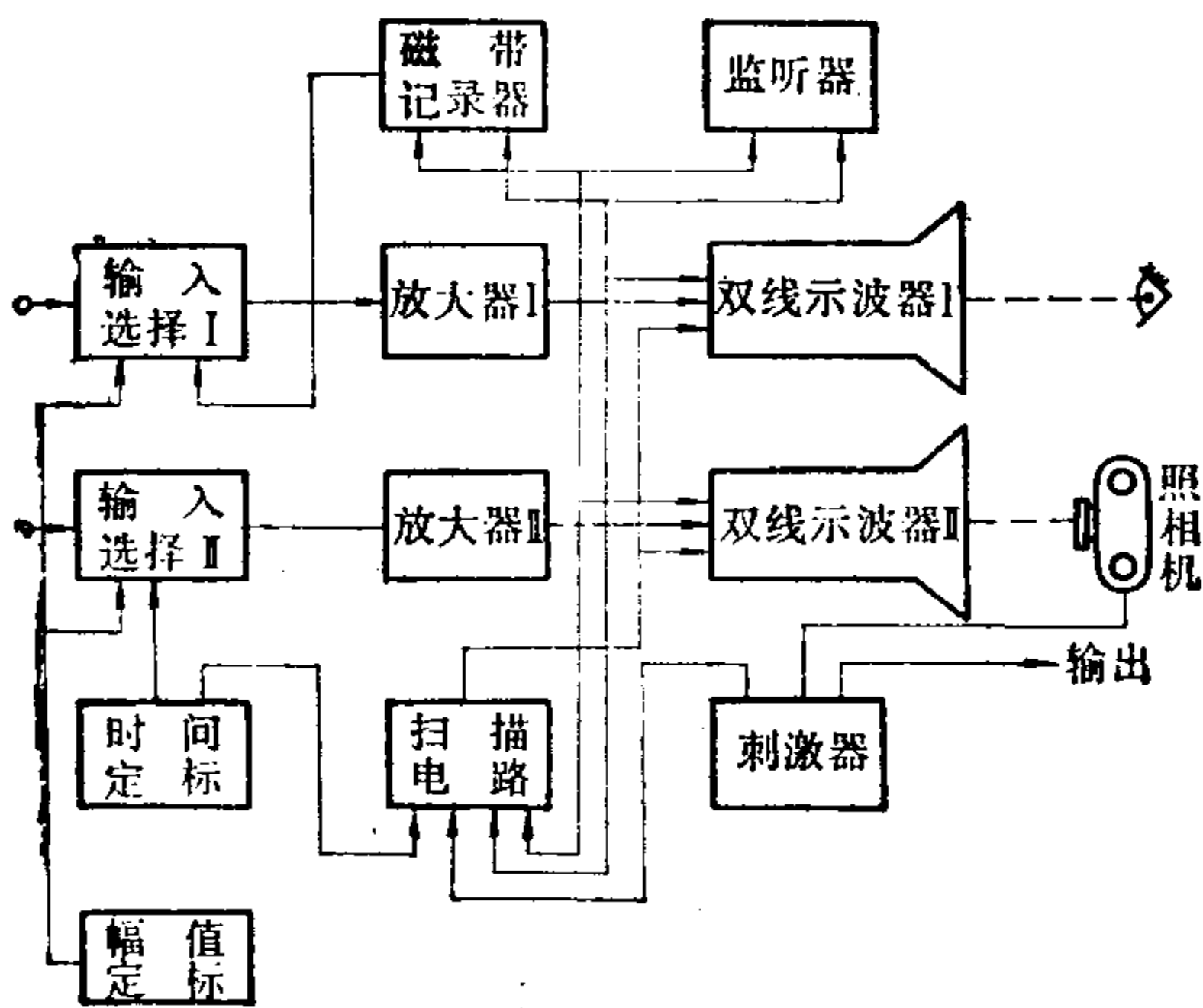


图 37-2-25 肌电图机方框图

(1) 针形电极。用 $\phi 50 \sim 200 \mu\text{m}$ 漆包铂丝与环氧树脂一起, 封装入不同尺寸的注射针头中, 头端磨成楔形, 插入体内进行刺激或引导。有同心针电极及多心针电极多种。

(2) 表面电极。用 $\phi 8 \sim 10\text{mm}$ 银电极二个, 中心距离相隔 $2 \sim 3\text{cm}$ 固定, 在体表进行引导。

c. 输入阻抗 肌电电极阻抗较大, 故肌电放大器的输入阻抗要求较高, 一般应大于 $20\text{M}\Omega$ 。

d. 频率高

(1) 采用的低截、高截滤波器频率较高。

(2) 必须采用示波器和照相机进行显示和记录。时间特性是主要指标, 要求示波器的扫描时间准确, 线性良好, 并可分档调节。一般是: 扫描速度 $1 \sim 200\text{mm/s}$, 可粗调, 误差 $< 5\%$; 扫描线性、非线性误差 $< 5\%$; 可内触发、外触发和刺激触发。

(3) 常采用监听器放出肌电信号声音, 以便借助听觉作出对肌电信号的辅助分析。对监听器的要求: 频率响应 $20 \sim 10000\text{Hz}$ (-3dB), 不失真最大输出功率 $> 3\text{W}$ (4Ω)。

e. 刺激器 有时需用刺激信号来诱发肌电信号。对刺激器的要求是:

(1) 波形为双向矩型波, 可单次发生、重复发生或序列发生;

(2) 电压幅值在 $10\text{k}\Omega$ 负载上大于 $300\text{V}_{\text{P-P}}$, 连续可调;

(3) 频率为 $1 \sim 10\text{Hz}$, $10 \sim 100\text{Hz}$, 二档连续可调;

- (4) 宽度为 $100 \sim 1000 \mu\text{s}$, 连续可调;
- (5) 序列宽度为 $100 \sim 1000\text{ms}$, 连续可调。

2 非电生理参数检测仪

非电生理参数检测仪, 由医用换能器、检测电路和记录显示系统三个基本部分组成。其中, 医用换能器是非电生理参数检测仪的关键部分。它应满足下列要求:

- (1) 与生物体的耦合良好, 并能重复;
- (2) 有足够的灵敏度、适当的频率响应和良好的线性;
- (3) 对生物体的生理扰动小;
- (4) 用电安全, 绝缘可靠;
- (5) 力求实现对生物体的无创伤检测;
- (6) 多功能, 可互换, 小型化。

2.1 脉象仪

脉象仪是基于中医脉学理论, 模拟切脉过程, 客观地描记和分析中医脉象图形的仪器。有多种检测脉象的方法, 采用压力检测法的脉象仪较为常见。

2.1.1 换能器的工作原理

压力检测脉象换能器的工作原理, 如图 37-2-26 所示。图中, F 为医生手指对外壳施加的取法(浮、中、沉)压力, F' 为取压头受到挠动脉内压和管壁产生的反作用力, ΔF 为挠动脉搏动时, 作用到取压头上的变动力; S 和 ΔS 分别为悬臂梁自由端在 F' 和 ΔF 作用下的位移; u_0 和 Δu 分别为输出电压中, 对应取法的直流成分和对应脉波的交流成分。

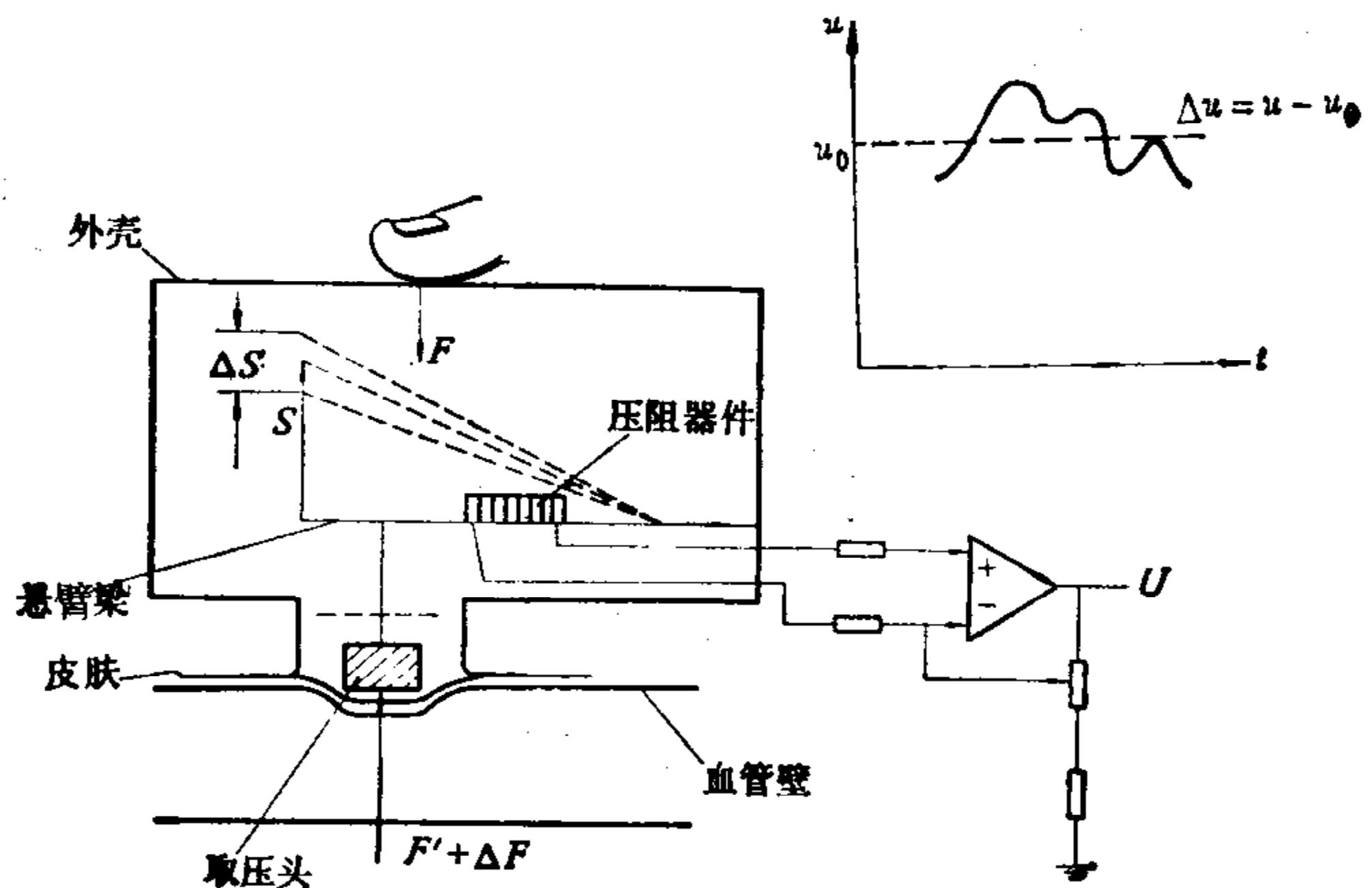


图 37-2-26 换能器工作原理示意图