

自制“微型立式细胞电泳装置”简介

李文简 姜世勃

(第一军医大学)

一、装置

本装置极其简单(如图 1, 图 2),全用有机玻璃制成。底板长 6.5 厘米,宽 4.5 厘米,厚 1.5 厘米。底板上两侧有侧边,长 6 厘米,宽 1.5 厘米,厚 0.4 厘米。底板两端(边的两头)各有一斜边(安装电极)板,长 4.5 厘米,宽 1.5 厘米,厚 0.4 厘米。在两个边的内侧各安装一有机玻璃条,长 4.2 厘米,宽 0.5 厘米,厚 0.4 厘米。在此

两玻璃条之间的上下两端各安装一凹形有机玻璃块(用以安放圆形毛细管),长 0.5 厘米,宽 0.4 厘米,厚 0.4 厘米。两凹形小玻璃块的两头为长方形琼脂桥池(与电极相通),两者之间的长条形池为观察窗(即调温室),此室有圆孔与侧边的圆孔相通(安装灌液的小塑料管)。底板右下侧突出的小玻璃块是根据本相差显微镜机械镜台的特点而设置的,便于固定。

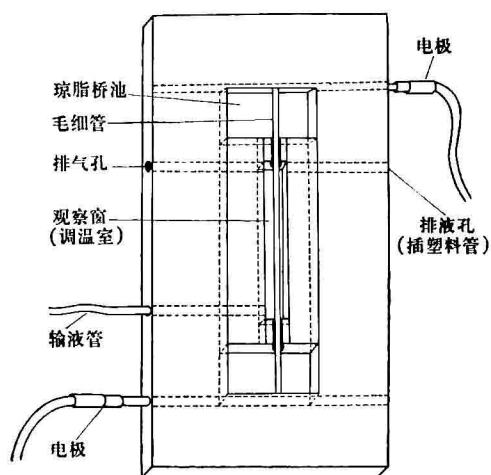


图 1 微型立式细胞电泳计

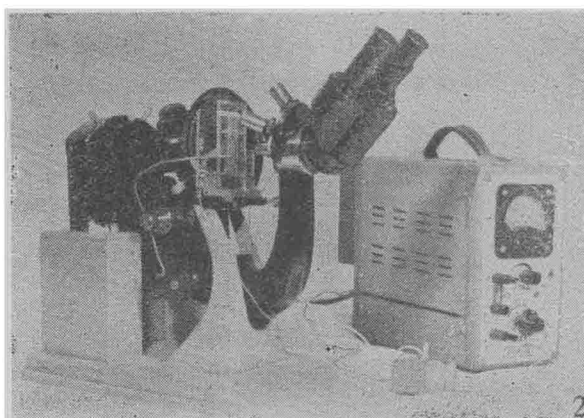


图 2 简易微型立式细胞电泳装置

(下转第 80 页)

生物电放大器

陈元光

(中国科学院动物研究所)

研究动物的感觉生理和神经生理时,常用电生理方法对活动过程作定性和定量的测量,因此需要使用生物电放大器。这类放大器往往要求具有一些特殊的性能,以适应不同的测量对象。例如研究视觉生理时测量网膜电图,鉴定昆虫性外激素的化学结构时测量触角电图,针刺镇痛机理研究中测量大脑的诱发电位等。这些电位都是许多感觉细胞或神经细胞的复合

电位,持续时间较长,变化较慢,应使用低漂移的直流放大器进行测量。

又如研究神经系统对信息加工的过程时测量神经传导的冲动,其脉冲电位的上升时间约为 0.1 毫秒,要求放大器的通频带不低于 10 仟赫。

研究单个感觉细胞或神经细胞内的电活动时,往往使用尖端直径为 0.5 微米的玻璃微

电极,其阻抗可高达几十兆欧,故要求放大器的输入阻抗大于1千兆欧。而且高的信号源内阻与电极电容、放大器输入电容和馈线等的杂散电容又形成积分电路,使信号的高频端衰减。因此要采用仿真技术,对信号进行高频补偿。放大器输入端的栅流过大会在电极尖端引起离子电泳现象,并对生物组织产生影响。故一般使用条件下要求栅流小于 10^{-11} 安,作更精密的测量就要小于 10^{-12} 安。一个适用于多种试验条件的生物电放大器,必须基本上能满足上述各种要求。本文介绍的就是一个实用的生物电放大器。

电 路 设 计

前级是有温度补偿恒流源及辅助电路的源

极跟随器,主放大器采用运算放大器,经1/10负反馈后有十倍增益,并从反馈电阻上取出部分输出,经负电容反馈到输入端作频率补偿(见图1)。

绝缘栅型场效应管的输入阻抗高、栅流小,但栅极电路开路时易损坏。在实际使用时常会由于电极脱离组织或断裂使栅极开路,所以选用结型场效应管较合适。但结型场效应管输入阻抗较低、栅流较大,因此要进行挑选一般略加选择即可做到输入阻抗大于1千兆欧,栅流小于 10^{-11} 安。如需要10千兆欧输入阻抗,栅流小于 10^{-12} 安,就要对场效应管作严格挑选。

为了能在温度较大时正常工作,栅极与源极和漏极之间的电压尽可能低些,以减小表面漏电流。低电压工作状态下只要漏极电压跟随

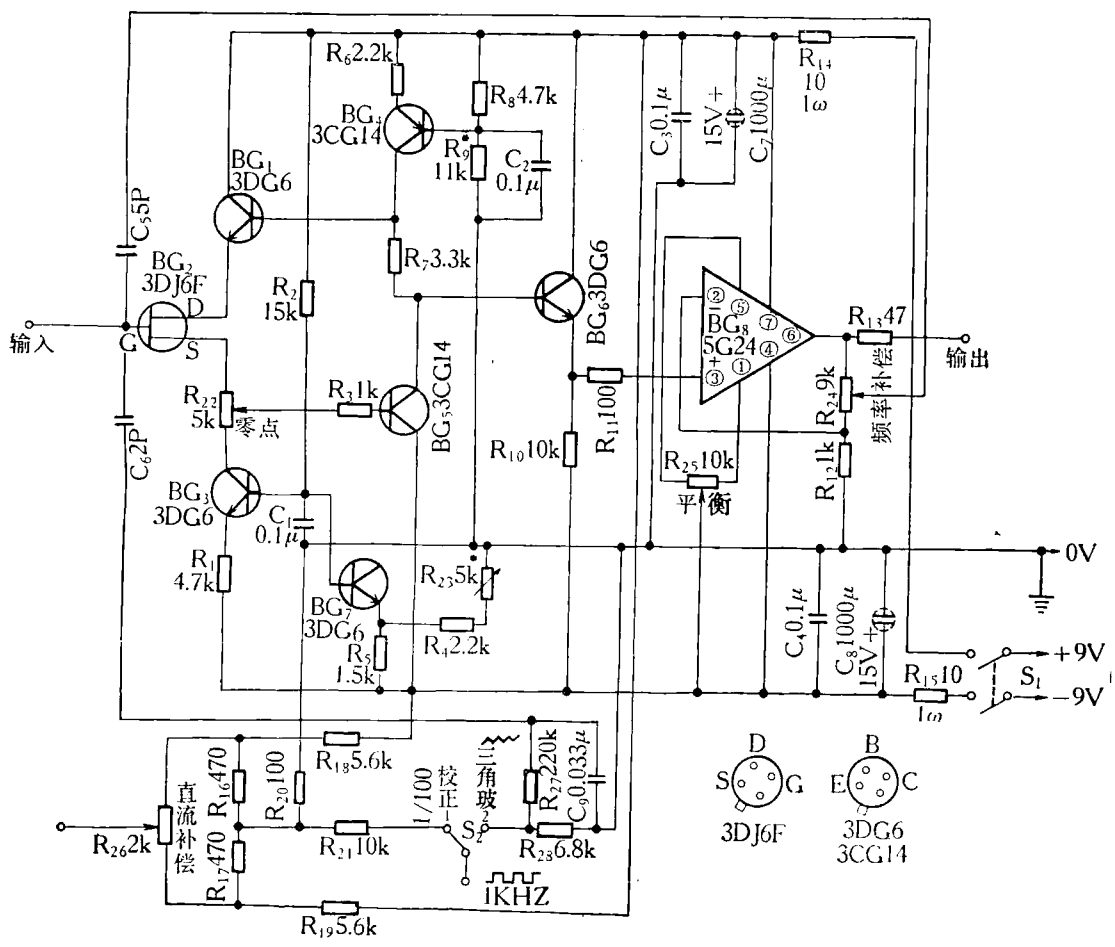


图 1

输入电压而变,场效应管就能正常工作,所以用恒流源 BG_4 的射极跟随器 BG_5 和射极跟随器 BG_1 跟随输入信号。由于恒流, R_7 上的压降保持不变。当 BG_5 的射极电位跟随输入信号变动时, R_7 和射极跟随器 BG_1 基极交点处的电压也随输入信号而变,从而使 BG_1 的射极电压,也就是场效应管的漏极电压也跟随输入信号而变。所以栅极上加上输入信号时 BG_2 栅源和栅-漏之间的电压保持不变,工作点不变,栅流也保持恒定。

补偿时的参考信号。由于放大器是为配合 SBR-1 型示波器使用,所以不再另设方波发生器。

安 装 调 试

放大器电源用 1 号电池 12 节,分装在三个塑料电池盒内,接成 ± 9 伏中心点接地。放大器可装成探头形式,也可跟电池盒装在同一个金属外壳内。分开安装时联接电源的引线要用双蕊屏蔽线联接,电池盒,电源开关和 R_{14} , R_{15} , C_7 , C_8 装在同一个接地的金属外壳内。

引起场效应管温度漂移的因素较为复杂,所以使用具有温度补偿的恒流源 BG_3 ,当漏电流保持恒定时温度漂移会减小。另外结型场效应管和射极跟随器组合使用时,由于晶体三极管的 V_{be} 随温度的变化约 -2.2 毫伏/度摄氏,所以使场效应管的温度漂移为 $+2.2$ 毫伏/度摄氏时两者可互相抵消。一般

取零漂移时漏电流的 4 倍,就可使场效应管满足上述要求, BG_2 的漏电流为 700 微安左右故选用 3DJ6F。放大器换算到输入端的温度漂移,在 10—40 度摄氏范围内大约是 200 微伏/度摄氏。

前级信号由射极跟随器 BG_6 经防振电阻 R_{11} 输入运算放大器 BG_8 ,以减小温度漂移并作阻抗变换,运算放大器使整个放大器有 10 倍增益。由输出端电位器 R_{14} 上取出部分信号,经电容 C_5 反馈到输入端作频率补偿。放大器的通频带为 0—10 仟赫,由于通频带较宽,故输入端接地时噪声水平小于 150 微伏。

由 R_{16} , R_{17} , R_{18} , R_{19} 组成分压器,经电位器 R_{26} 接到参比电极上,提供直流补偿电压以补偿电极的极化电压。选择开关 S_2 接 1 仟赫方波输入端,拨向 1 端时联接分压器 R_{20} , R_{21} 使方波信号衰减 100 倍作为校正信号输入。拨向 2 端时联接积分电路 R_{27} , R_{28} , C_9 , 使方波变成三角波经电容 C_6 送到作用电极输入端,作校正频率

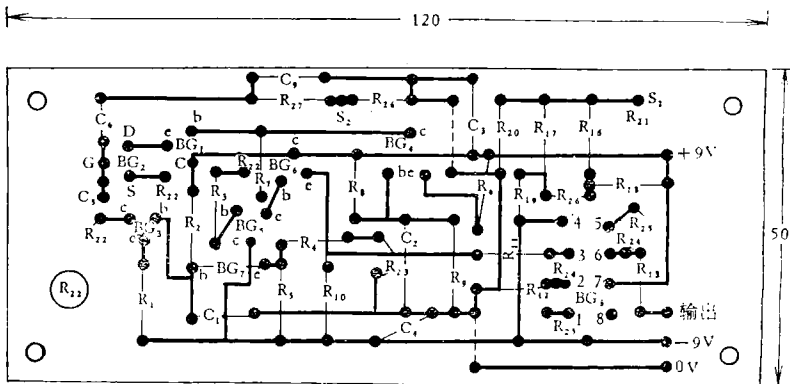


图 2

元件排列见线路板图(图 2),电阻尽可能用金属膜电阻,电位器一定要用温度系数小的线绕电位器。选用 $\beta = 60-70$ 的晶体三极管,场效应管在调试时进行挑选。安装时晶体管、场效应管和运算放大器先不装上,其它线路都接通检查无误后,在正负电源端分别串入一个电流表,接通电源检查有无短路现象。然后装上 BG_4 , BG_5 , BG_6 , 并把 R_3 接电位器 R_{22} 滑臂端的引线接地,再接通电源时正负电源的电流都不大于 5 毫安。测量集成电路 3 脚接点处的输出电压应小于几百毫伏,这是 BG_5 和 BG_6 的 V_{be} 差。测量 R_7 上的压降应为 3 伏左右, R_7 和 BG_1 基极接点处对地电压为 $+3.7$ 伏左右,调整 R_9 可改变 BG_4 的集电极电流,此电压值也随之而变, BG_5 和 BG_6 的工作电流应为 0.9 毫安左右。

然后装上 BG_1 , BG_2 和 BG_3 , 把 BG_2 的栅极接地,焊接场效应管时要把电烙铁拔离电源以免损坏场效应管。接通电源时整机电流低于

7 毫安,调整可变电阻 R_{23} 测量场效应管的工作电流,一般调在 500—800 微安之间即可。如果要求放大器温度漂移尽可能低,就要在 10—40 度摄氏范围内改变环境温度,选取漂移最小的工作电流。调节零点电位器 R_{22} 使滑臂端输出为 0 伏,此时滑臂端和源极之间压降为 1 伏左右,场效应管工作电压约为 2 伏。把 R_3 的引线接回到 R_{22} 滑臂上,接通电源后再略微调整 R_{22} 即可使 BG_6 输出为 0 伏。接上运算放大器,平衡电位器的滑臂调在中心位置上,接通电源后再略微调整 R_{22} 使运算放大器输出端为 0 伏,此时整机电流小于 9 毫安, R_{25} 可平衡范围约为 ± 50 毫伏。

输入端接地后由方波输入端输入 0.1—10 伏的 1 仟赫校正方波, S_2 拨向校正电压端,用示波器测量 R_{25} 滑臂处的电压是否按 1/100 的比例跟随输入方波。联接输入端和直流补偿端(直流补偿电位器 R_{26} 的滑臂),观察放大器输出端的方波是否按比例变化,测定放大器的线性范围。转动直流补偿电位器输出端有 ± 5 伏电压变动,说明输入处可有 ± 500 毫伏的直流补偿电压。在输入端和地之间接入 1 仟兆欧电阻(电阻需很好屏蔽),观察输入端对地短路和接入电阻时输出端的电压变动范围。如有数百毫伏变动说明栅流为 10^{-11} 安数量级,有数十毫伏变动即为 10^{-12} 安数量级(因放大器有 10 倍增益),栅流大于 10^{-11} 安就要调换场效应管。

输入端和直流补偿端接入 1 仟兆欧电阻,调整直流补偿使输出为 0 伏,方波输入端接上 1.5 伏电池,输出端如有 100 毫伏以上变动,说明放大器的输入阻抗大于 1 仟兆欧。输入端和直流补偿端接入 10 兆欧或 30 兆欧左右电阻模拟电极

电阻, S_2 拨向三角波端,调整频率补偿电位器 R_2 ,补偿成方波,补偿过度放大器振荡(见图3)。补偿范围约为 0—45 微微法。

使用 说 明

放大器的输入引线不用屏蔽线并尽可能短以减小输入电容,所以要放在屏蔽室内使用。不用时场效应管输入端接地,尽量避免输入端开路时接通电源,以免损坏场效应管。

用前先把输入端接地,平衡调节放中心位置,接通电源调整零点,使输出接近零伏后断开电源。输入端接作用电极,直流补偿端接参比电极,电极与组织或生理溶液接触后接通电源,调整直流补偿以补偿极化电压使输出为零伏。输入三角波调整频率补偿使输出方波最佳补偿,关闭方波发生器, S_2 拨向校正电压端即可开始试验。

本文承陈德明教授指导,张恩洲和于延芬两位同志的协助才能得以完成,特此志谢。

[本文于 1979 年 1 月 6 日收到]

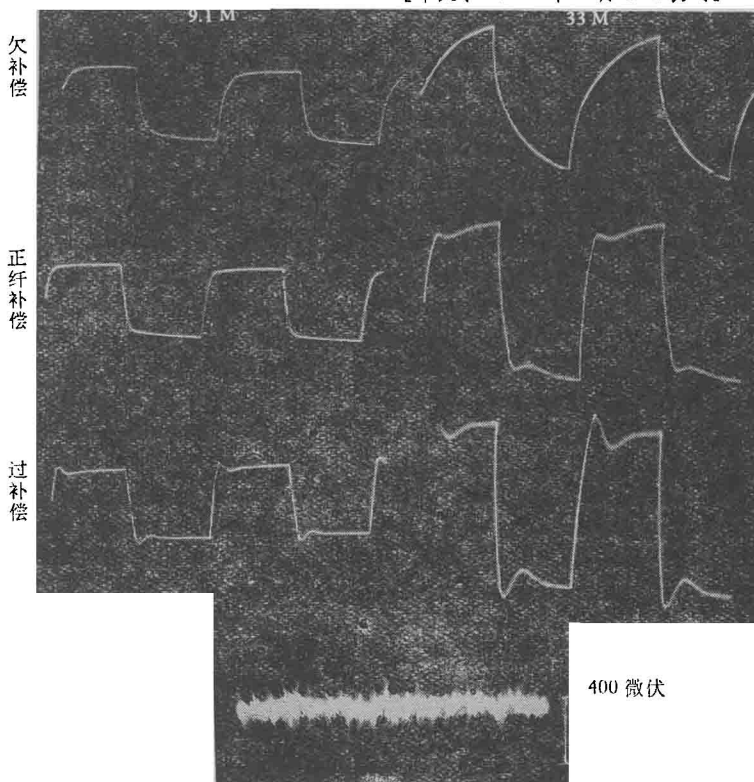


图3 上图是在输入端串接 9.1 兆欧电阻模拟电极电阻进行频率补偿,下图是东亚飞蝗腹神经索的自发电位