



记录单个神经细胞放电用的 负电容补偿式高输入阻抗前置放大器

李朝义

(上海生理研究所)

为了记录单个神经细胞发放的电脉冲,需要使用尖端极细(小于1微米)的微电极,其阻抗通常高达10—100兆欧,这就要求前置放大器的输入阻抗必须达到1,000兆欧左右。一般地说,神经细胞的放电是一个很快的尖脉冲,其上升时间约为0.1毫秒,持续约0.5毫秒。为获得保真的放大,放大器的通频带不得小于20千赫。实际上,微电极的高阻抗和放大器的输入电容(包括微电极的电容和输入引线的分布电容,以下统称为“输入电容”)构成了低通滤波器,大大限制了放大器的高频响应。要消除这种影响,可以采用负电容中和的方法。

本文所介绍的放大器,参考了国外有关的线路^[1],根据实验的实际需要,作了许多改进。它具有以下特点:1.在线路中加入了负电容补偿回路,使其高频响应获得显著改善。因此,不仅能用于浅表部位细胞电脉冲的记录,而且在记录脑的深部细胞放电时,也能得到满意的结果(图1);2.输出端和示波器之间,插入一个双

校正输入电容的补偿情况,又能在动物体上随时测定微电极的阻值,及时发现微电极是否阻塞和折断。

这个放大器全部采用普通元件,线路简单,调试方便,性能稳定可靠,已在实验室中使用。

电路和原理

由以下三部分组成(见封底):

1. 负电容补偿式高输入阻抗前置放大器

由四个晶体管(BG_5 — BG_8)组成。为了简化线路、减少相移和提高稳定性,级间全部采用直接耦合。输入级用结型场效应管3DJ1E或3DJ6E,工作电流选择在200微安左右,既可以减小噪声,同时也兼顾了场效应管的温度稳定性;用硅二极管 D_1 代替通常的自偏电阻,可大大减小增益的损失,并可避免使用旁路电容。其它各级都用3DG6型NPN硅管。第二级为射极跟随器,以与场效应管的高输出阻抗相匹配。第三级为电压放大级。末级仍用射极跟随器,主要是为了减小输出电路的分布电容,同时通过电位器 W_2 与电阻 R_{18} 的分压,将输出电压的1/10负反馈至 BG_5 的源极,使放大器的增益从1,000倍左右压缩为10倍,其输入阻抗则提高两个数量级。各级工作点都由调整电阻 R_{17} 决定;调整时,只要改变 R_{17} 的阻值,使 BG_8 射极电压等于电源电压的1/2(即4.5伏)即可。各级工作点参见图2(见封底)。从电位器 W_2 的滑动端分出一部分增益 A ,通过电容 C_7 接到 BG_5 的栅极。根据密勒效应原理,当 $C_7(A-1)$ 等于总的输入电容时,即可获得最佳补偿;这时,输入电容被由密勒效应所引入的负电容所

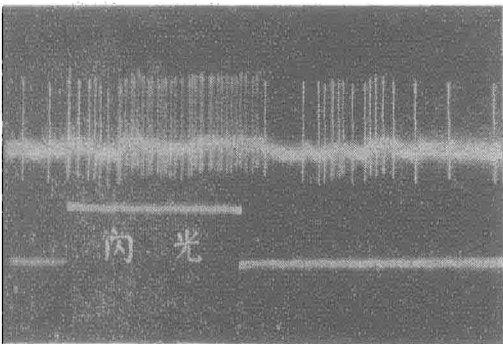


图1 猫外膝体神经元对闪光刺激的电反应(玻璃微电极插入深度为23毫米,反应幅度为3毫伏)

T滤波网络,可以消除50赫市电的干扰;3.附加一个三角波电压发生器,便于在实验中经常

抵消。 C_7 选用 2—7 微微法微调电容器, 便于改变补偿电容的范围。当 C_7 的电容量为 2 微微法时, 补偿范围为 0—18 微微法; 当其为 7 微微法时, 补偿的范围扩大到 0—63 微微法。应根据实验的具体情况来选择补偿范围。在实验中, 随着微电极插入深度的变化而引起的输入电容变化, 则主要通过调节电位器 W_2 来加以中和。

在电磁屏蔽室外使用时, 放大器本身和输入引线都需妥善地加以屏蔽。由于输入线使用外层接地的隔离线, 将大大增加放大器的输入电容; 为消除这种影响, 我们采用“源极屏蔽”的方法。即用双层隔离线, 外层屏蔽接地, 内层屏蔽接输入级场效应管的源极电阻 R_{18} 。这样, 屏蔽线的分布电容 C_s 减小为 $(1-G)C_s$, G 为源极电源 R_{18} 上的电压增益, 非常接近于 1。因此, 这种方法可以把输入屏蔽线的有效电容减小到 0.1 微微法以下。输入屏蔽线应尽可能短, 最长不宜超过 1 米, 否则会增大噪声并易引起振荡。

2. 滤波器

为了减小噪声和排除干扰, 在前置放大器和示波器之间插入一个滤波器。电容 C_{13} 可以滤除射频干扰, 减小高频噪声。由 C_9 、 C_{11} 、 R_{23} 和 R_{22} 、 R_{24} 、 C_{10} 组成的双 T 网络, 选择性地滤除 50 赫交流市电的干扰。仔细地选择双 T 网络的元件, 可以使 50 赫干扰衰减 40—50 分贝。整个网络把放大器的通频带限制在 200—5,000 赫范围内, 适合于记录细胞的单位放电。变换开关 K_3 至位置 II, 也可使放大器不经过滤波器而直接接到示波器。这时, 如使用 10—20 兆欧的微电极, 当仔细地补偿输入电容(调节 C_1 和 W_2) 后, 高频响应达 30 千赫, 可用于保真地记录神经细胞单位放电的波形。

3. 三角波电压发生器

参考 Strickholm 等人的线路^[2], 包括四个晶体管。 BG_1 、 BG_2 组成多谐振荡器, 产生的矩形波经 BG_3 、 BG_4 积分, 成为三角形波; 通过小电容 C_6 送到放大器的输入端, C_6 与微电极电阻构成微分电路, 微分后在输入端形成校正用的方波。调节电容 C_7 和电位器 W_2 使输出端的方波最佳

时, 即表示已获得正确的补偿。方波的振幅可直接指示实验情况下微电极的阻值, 振幅与阻值的对应关系可通过调节电位器 W_1 固定下来。

结构和性能

这个放大器耗电量很小, 可用小型 9 伏积层电池供电; 采用印刷线路, 并将所有开关、电位器和插座都固定在印刷板上, 以减小分布电容。整个电路安装在一个小型金属盒内。若在良好的电磁屏蔽室内使用, 则可安装在袖珍式塑料收音机壳内; 使用时尽量靠近微电极, 输入线的外层屏蔽也可省去。

放大器对使用元件无特殊要求。但 BG_5 最好能有较大的跨导, BG_6 — BG_8 的电流放大系数最好大于 50。 D_1 可选用任何型号的硅开关二极管, 以直流电阻较小的为好。 C_7 要挑选漏电流小的金属膜电容或瓷质电容。输入引线可在话筒线外面再套一层屏蔽层做成, 与微电极之间用耳机线或其它软线连接。

这个前置放大器的性能指标如下:

电压增益 10 倍

通频带(输入端串接 10 兆欧电阻, 补偿最佳时)

I 200—5,000 赫

II 10 赫—30 千赫

内部噪声(峰-峰值)

频带 I 20 微伏

频带 II 70 微伏

输入阻抗(补偿最佳时)

200 赫 1,000 兆欧

20 千赫 500 兆欧

等效输入电容 0.1 微微法

最大输入信号 300 毫伏(峰-峰值)

消耗电流 4 毫安

电源电压 9 伏

环境温度范围 0—40℃

参 考 资 料

- [1] Narth, C. S.: *J. Physiol.*, **200**, (2), 103p, 1969.
- [2] Strickholm, A. and Winston, S.: *Med. & Biol. Eng.*, **7**, 99—102, 1967.

