

仪器设备

一种改进的神经传导速度测定装置

张惠民 李克亮 郭志新

(天津市劳动卫生研究所)

研究某些毒物、药物或某一器官(如甲状腺)对神经传导功能的影响常常需要测定神经传导速度。临床中也常测定神经传导速度,用以确定病变部位是在脊髓、神经根,或末梢神经,鉴别肌原性疾病和神经原性疾病以及用以监视病程。目前国产的肌电图机远不能满足这类要求,而国外市场的肌电图机虽已改为电子计数,但都是一个刺激器,无法对近、远端两个诱发电位波形进行比较,容易产生误差。我们参阅国外文献^[1]设计和制造了一种能准确、迅速测定神经传导速度的装置。现介绍如下:

一、工作程序和电路原理

运动神经干传导速度,是通过两次潜伏期之差求得的,双刺激法工作程序的测定装置,也

是以此为根据设计的(图1)。

当工作电钮按下后,第一控制器内单稳电路翻转,输出一正脉冲,宽度2毫秒。先打开扫描,利用脉冲后沿沿打开第一刺激器,这样使伪迹不出现在原点,便于观察。第一刺激器输出刺激电压,对人体的近端进行刺激。经过一段传导时间后,接收电极收到动作电位,经放大后,在荧光屏上显示出波形 W_B 。然后第二控制器工作,它是一个100—500毫秒RC延迟器,时间长短可通过开关选择。第二控制器的另一个功能是把计算器、可逆计数板加减母线转换到减法电路上。

第二控制器与第一控制器电路相同,都是单稳电路,工作后输出一个2毫秒宽度的正脉冲。先打开扫描电路,然后打开第二刺激器,它

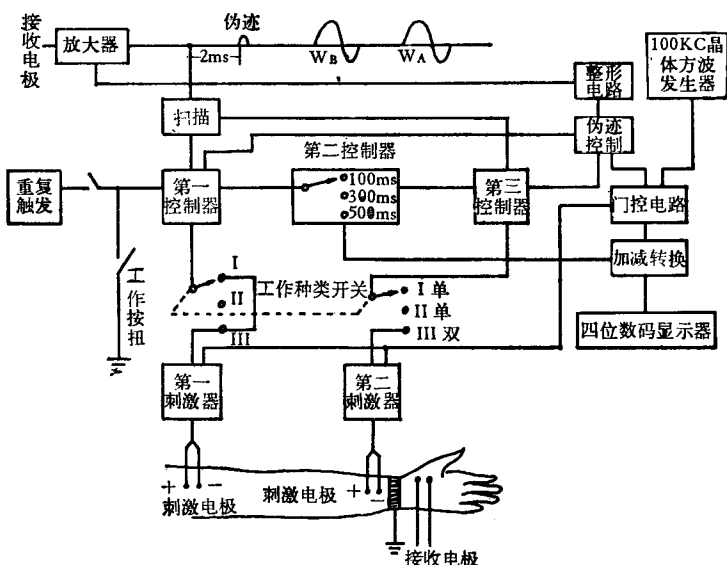


图1 工作原理方框图

输出刺激电压，对人体远端进行刺激。经过一段传导时间后，接收电极收到动作电位。经放大后，在荧光屏上显示出波形 W_B (图 2)。

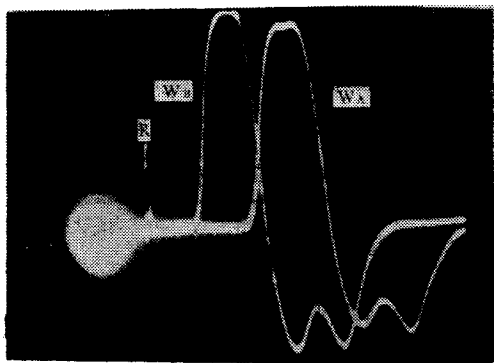


图 2 进行双刺激时，荧光屏上显示出的两个诱发电位
 R 为两个重合的刺激伪迹， W_A 和 W_B 分别为刺激 A 和 B 点 (图 1) 获得的诱发电位。数码管直接显示 AB 段神经干的传导时间为 3.40 毫秒，测量 AB 距离为 205 毫米，其神经传导速度为 60.29 米/秒。

在近、远端进行刺激的同时，电子计算器进入工作状态，自动把近、远端传导时间相减后，在四位数码管上显示出数字 (A 、 B 段的传导时间)。测量出这段神经长度，就可以根据公式算出神经传导速度。

$$V = \frac{S}{T_A - T_B}$$

- S : A 、 B 两点间距离，
- T_A : 刺激 A 点时的传导时间，
- T_B : 刺激 B 点时的传导时间，
- V : 运动神经传导速度。

伪迹控制为单稳与或门电路组成。两刺激器工作时，它同时受到触发，单稳翻转 1.5 毫秒，大于刺激脉冲宽度。通过或门电路关闭放大后的伪迹信号，以防它关闭计数器。

此种改进装置，除了可以应用双刺激器测定神经干的传导速度外，仍可用单刺激器测定神经传导速度 (图 3)。同时它配有照相机，以保留永久性资料。

二、主要技术指标

1. 放大器

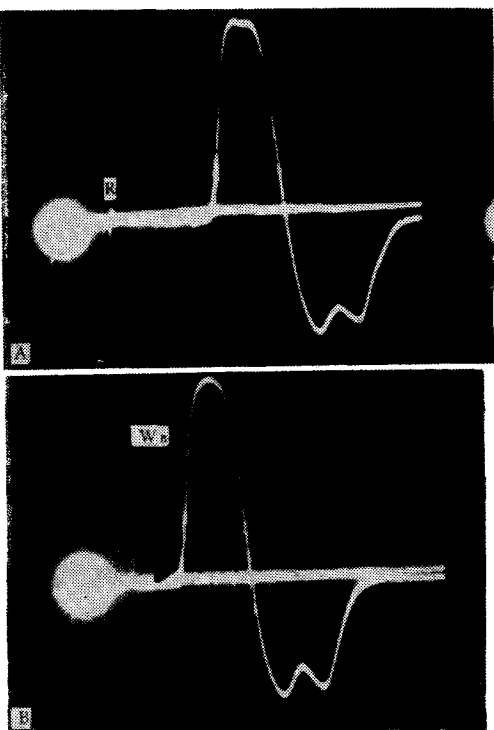


图 3 进行单刺激时，荧光屏上显示出的单发诱发电位。
进行单刺激时，(A)刺激近端 A 获得的诱发电位 W_A ，上图数码管显示传导时间为 6.84 毫秒；(B)刺激远端 B 获得的诱发电位 W_B ，数码管显示传导时间为 3.44 毫秒。 AB 两刺激点间的距离为 205 毫米，则神经干的传导速度为 $\frac{205}{6.84-3.44} = 60.92$ 米/秒。

- 灵敏度 10、30、100、300、1000、3000、10000 $\mu V/cm$ 。
- 输入阻抗 100M Ω —0—100M Ω
- 共模抑制 80 分贝
- 噪声 5 μV (有效值)
- 频响 2Hz—10KHz
- 2. 时基
 - 扫描速度 1、2、5、10、20、50ms/cm
 - 线性 <5%
 - 时标精度 长期工作小于 10^{-4}
- 3. 刺激器
 - 工作状态 重复，双刺激、单刺激
 - 输出幅度 0—300V (20K Ω 负载)
 - 重复频率 1—10、10—100 次/秒
 - 脉冲宽度 100—1000 μs

4. 计算器

动作电位在荧光屏上,正、负向波形高 1cm 处工作。

误差小于 3% (用模拟人体连续刺激 50 次。其中包括模拟人体误差)。

5. 电源

220V50Hz, 耗电: 130 V.A.

三、模拟人体监测器

肌电图机在进行准确性和稳定性检查或调试时,两刺激器输出 300V 刺激电压,给受试者造成不应有的痛苦,而且人体受刺激部位要发生一次抖动,易使刺激电极和接收电极发生微小的位移,影响测量仪器的精确度和稳定性。为解决以上问题,我们设计了电子模拟人体监测器。

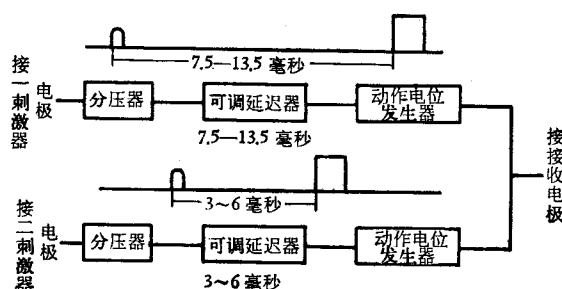


图 4 模拟人体工作程序方框图

它由分压器和四个单稳电路组成。工作程序如图 4, 刺激器电压首先进入分压器分压, 然后触发可调延迟单稳电路, 它再触发动作电位发生器单稳。近、远端电路相似, 只是可调延迟时间的 RC 阻值不同。

用它模拟人体用来测定仪器的稳定性和精确度, 简便可靠, 又解除受试者不必要的痛苦。

四、结 果

用本装置进行了实验动物和人的运动神经传导速度测定, 取得部分测定结果, 见表 1。

表 1 正常人上肢运动神经传导速度

神经名称	节 段	潜伏期 (ms) (均值±标准差)	传导速度 (m/s) (均值±标准差)
尺神经	肘—腕	3.47±0.41	58.16±4.80
正中神经	肘上 4cm—腕	4.38±0.85	58.77±5.99

以上结果与国内外作者测定的结果是一致的^[2-5]。

总之, 本装置克服了操作步骤多, 测定结果不易重复, 数据分散, 费时费力等缺点, 也弥补了国外单刺激肌电图机的不足。同时配备了模拟人体监测器后, 使本装置更加完善。改进后的这一神经传导速度测定装置达到了设计标准, 为科研和临床提供了更理想的装置。

参 考 文 献

- [1] Halar, E.M. et al: *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 57, 451, 1976.
- [2] Mavor, H. et al.: *Neurology*, Vol. 12 (11), 733, 1962.
- [3] Hudson, C. H. et al.: *Neurology*, Vol. 13(11), 982, 1963.
- [4] 陈达光:《天津医药杂志》, Vol. 7 (12), 953, 1965.
- [5] 中国人民解放军总医院脑系科肌电图室:《中华医学杂志》, Vol.57, 374, 1977.

[本文于 1982 年 8 月 16 日收到]

(上接第 55 页)

曾教授、秦振栋副教授提出宝贵意见, 特此致谢。

参 考 文 献

- [1] Лебедев, С. И., Баранский, П. И., Литвиненко, Л. Г., Шиян, Л. Т. *Физиол. растений* 22 (1), 103, 1975.
- [2] Лебедев, И. С. Литвиненко, Л. Г. Шиян, Л. Т. *Физиол. растений* 24 (3) 491 1977.
- [3] Bhatnagar, D. et al.: *B. A.*, 1979, No-25879.

- [4] 安徽省磁学在农业上应用协作组《生物化学与生物物理进展》1978 年第 2 期, 第 40 页。
- [5] 李国栋《生物化学与生物物理进展》1978 年第 3 期, 31 页, 第 4 期 39 页。
- [6] 西工大 81 专业《实验技术讲义》1981。
- [7] Cherry, J. H.: *Molecular Biology of Plants A Text-manual*, 78, 1973.
- [8] Gemishev, Ts. M.: *B. A.*, 1977, No. 29223.
- [9] 张君常:《磁化水灌溉使农作物增产机理的初探》, 陕西省科技情报研究所 1981 年 5 月。

[本文于 1982 年 9 月 17 日收到]