

仪器设备

一种微计算机控制的波形发生器

胡其蔚 张冠华 陈国康

(中国科学院上海生理研究所)

本文介绍的波形发生器是1979年研制成的“微计算机听觉实验系统”的一部分。该系统(总体设计另文介绍)由主机箱和若干外围组成。通过简单的键盘操作,便能使发生器按EPROM中固定程序,或按RAM中随时编入的新程序,产生所需的刺激声波序列。系统还能对实验动物反应发放的生物电脉冲加以处理,自动绘出曲线和直方图等。它使听觉实验的水平和效率大大提高。同国外类似用途的计算机系统相比,具有更高的性能/价格比。

要设计要求为:

1. 全部参数由微计算机程序自动控制,以提高听觉实验的水平和效率。
2. 根据听觉实验的特殊要求,为了避免对实验动物产生不应有的刺激,必须尽量减小信号给-撤时的“开关声”和间歇时的残留信号,提高信噪比。
3. 电路尽可能简单,以降低费用,适合国情。

二、设计思想

1. 我们采用模拟电路和数字电路相结合的方案。微计算机控制的波形发生器的框图见图1。它能产生频率和初相可变的调频正弦波,短

一、设计要求

根据动物听觉生理实验对刺激声波的各种要求和系统总体设计的考虑,波形发生器的主

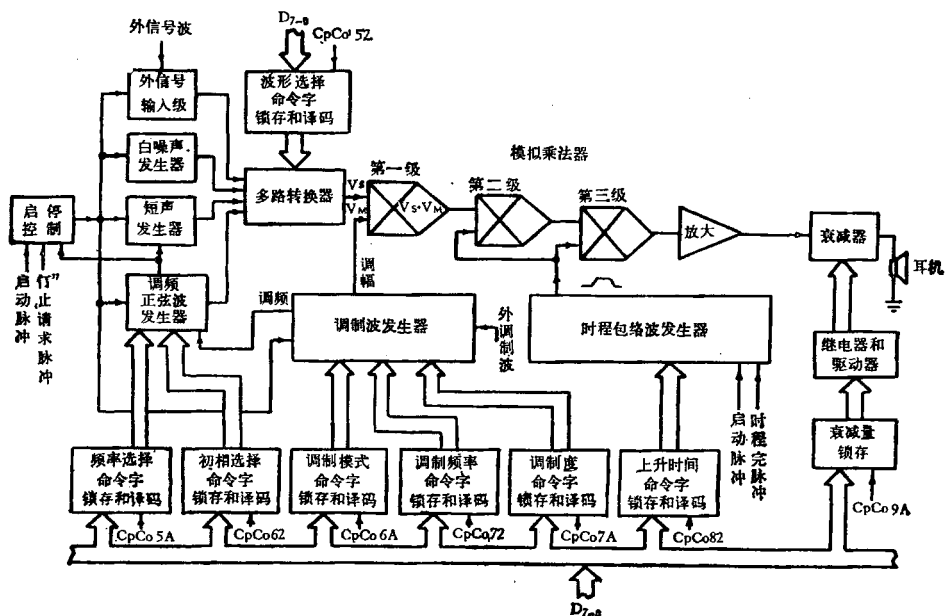


图1 微计算机控制的多种波形发生器总框图

声(方波)和白噪声,多路模拟转换器可选择上述波形之一或任意的输入信号。启停控制电路控制各信号的发生和停止。调制波发生器选择频率和调制度可变的三角波,方波或直流电平。声波信号的频率和幅度受上述波形或任意的调制波调制。时程包络波发生器产生升降时间可变的梯形波。经过第一级乘法器调幅的声波和梯形包络波相乘,便得到了启停时幅度无突变的,即无“开关声”的声波信号。最后,信号通过衰减器衰减至所需的强度,送至耳机发声,给动物以刺激。

2. 微计算机控制各种参数

(1) 控制声波和调制波的各种参数,如声波的种类、频率和初相,调制的模式、频率和深度等。各参数的命令字,从微计算机送至各锁存器,译码后再送至各个多路模拟转换器,便实现了由程序快速控制参数。

(2) 控制刺激序列的各时间参数和重复次数各时间参数的定义和控制电路框图见图 2。在专用的子程序中,令 8155 中的定时器发出每毫秒一次的计数脉冲,送至 8085 CPU 的 RST 7.5 中断申请输入端,响应中断后即予以计数,根据预置的时迟、时程、下降时间、刺激后时间和重复次数,依次发出“同步”、“启动”、“时程

表 1 主要技术指标	
1. 波形种类:	正弦波、噪声、短声和外信号。
2. 正弦波和短声频率:	125—32 KHz。
3. 频率长期稳定性:	优于 1%。
4. 调制方式:	调频、调幅。
5. 调制度 M:	$\pm 0.1-50\%$ 。
6. 频率调制度的精度:	优于 $190 M \pm 0.01\%$ 。
7. 调制波形:	方波、三角波、直流电平、外信号。
8. 调制频率:	0.2—50 Hz。
9. 正弦波失真:	10KHz 以内, $\leq 1.5\%$; 10 KHz—20 KHz, $\leq 1.8\%$ 。
10. 信噪比:	$> 63 \text{ db}$ (测噪声通频带 0—70 KHz)。
11. 无信号输出时的噪声:	$< 1 \text{ mV}_{\text{p-p}}$, (测噪声通频带 0—70 KHz), 比声波信号低 80 db。
12. 信号阻断比:	∞
13. 正弦波初相:	$0^\circ, 180^\circ, 0^\circ$ 和 180° 交替。
14. 声音强度:	0—120 db。
15. 时迟:	时程和刺激后时间: 最大各为 9999 ms。
16. 重复次数:	1—9999 次。
17. 信号上升下降时间 ms:	最大 50 ms。

完”和“停止请求”等命令,经锁存、译码和计数脉冲同步后送至波形发生器,发生器便根据这些定时脉冲而动作。

(3) 控制声强度在同一电压下,不同频率时的耳机声强度是不同的。为了获得同样的强度,不同频率时应作不同的电压衰减。由专用的子程序计算出各种频率实际所需的衰减量,

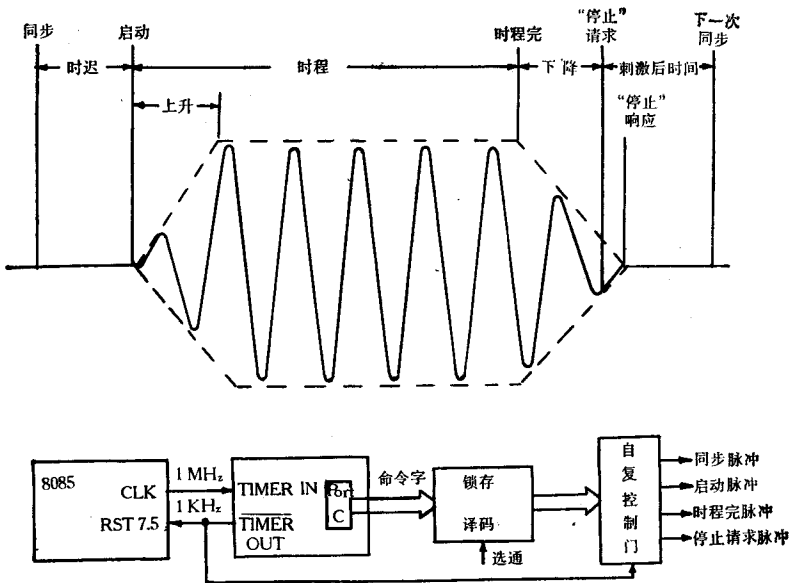


图 2 刺激波的时间控制

送至衰减器控制电路。由于耳机和衰减器的阻抗低,多路转换器选用微型继电器。

以上全部参数用数码管或指示灯显示,以便实验者监视。

3. 减小“开关声” 不允许声波在启动和停止时幅度有突然变化,以正弦波为例,采取二个措施:正弦波启动和停止时的相位必须刚好为 0° 或 180° 。使正弦波通过二级乘法器,与一个升降边沿都缓慢的时程包络波相乘二次,二级阻断比达5千,这样便得到了幅度无突变的波形。

4. 减小间歇时的残留信号 虽然二级乘法器的阻断比达5千,但残留信号还有万分之二,仍不能满足要求。故在声刺激间歇时使各波形发生器停止工作,以彻底消除残留信号。这样,总阻断比为无穷大。

5. 提高信噪比 采用二个措施:选用低噪声元件。提高乘法器信号工作的水平。

波形发生器主要技术指标见表1。

三、关键电路设计简介

1. 正弦波发生器电路设计

(1) 设计要求 启动和停止的相位能控制在 0° 或 180° 。频率可调制。动物听觉实验要求频率最高约50 KHz,频率调制度最小可到千分之一,所以频率的短期稳定性必须大大优于千分之一。电路要简单。

(2) 方案选择 常见的文氏电桥等自由振荡电路都无法控制启停相位,用ROM作数字正弦波发生器,虽可精确控制相位,但由于正弦波频率最高达50 KHz,为了失真小,取样频率至少要几兆周,我们系统中的微计算机是做不到的。所以我们的设计采用简单的模拟电路,先产生三角波,再变换成正弦波。

(3) 电路原理简介 见图3和图1。三角波发生器主要由R、C,比较电路和自动换向的充电电路构成。充电电流受 V_M 的调制,也即三角波的频率受 V_M 调制。电容电压 V_T 的

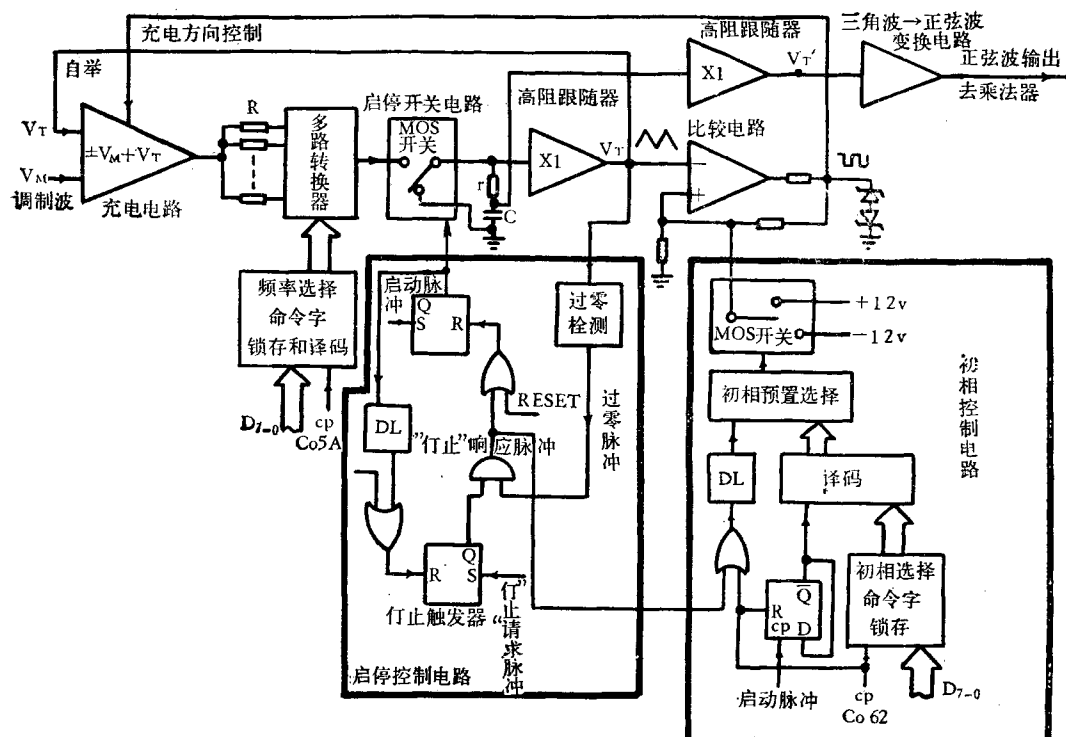


图3 启停可控的调频正弦波发生器

自举反馈保证了三角波的线性。频率高时,由于比较电路和充电电路延滞的影响,三角波 V_T 的幅度会随频率升高而略有增大。为了使三角波 V_T 幅度保持恒定,增加了电阻 r ,起抵销作用。启停控制电路使间歇时电容 C 上电压为零;“启动”脉冲到后,电路开始振荡,“停止请求”脉冲到后,尚需等到电容 C 上电压为零才停振,这样就保证了启停相位都为 0° 或 180° 。本电路和调制波发生器的关键元件都选用温度系数低,频率短期稳定性可达万分之一。

2. 乘法器电路设计见图 4。

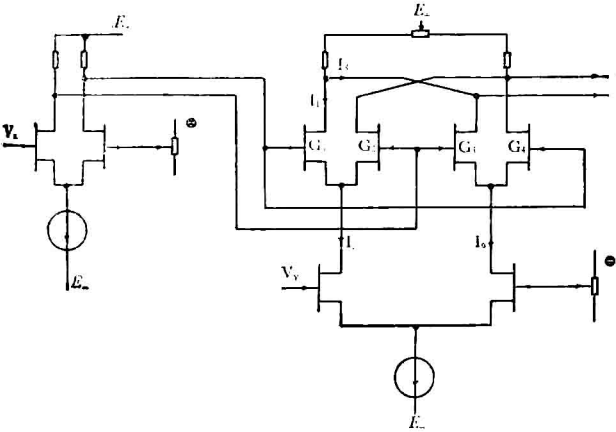


图 4 FET 四象限可变跨导乘法器

(1) 设计要求 允许 V_x 为正、负、零均可,允许 $V_y \geq 0$, 信噪比高,稳定性好,电路简单,成本低。

(2) 方案选择 用数字乘法器虽能达到很高精度,但用我们很小的微计算机系统是做不到的,所以,不予采用;常见的模拟乘法器有多种,但都无法满足上述全部要求。所以,我们专门设计了 FET 四象限可变跨导乘法器。

(3) 电路简介 在图 4 中当 $V_y = 0$ 时, $I_5 = I_6$, G_1 和 G_3 的跨导相等,所以, V_x 输入引起的 I_1 和 I_3 的变化大小相等,但方向相反,于

是,漏极无电压输出;当 $V_y > 0$ 时, $I_5 > I_6$, G_1 比 G_3 的跨导大, V_x 引起的 I_1 变化的绝对值比 I_3 变化的绝对值大,所以就有电压输出。输出电压在一定的范围内和 $V_x V_y$ 乘积成正比。

一般的可变跨导法电路用的是三极管,为了保证线性,只允许 V_x 和 $V_y < 10 \text{ mV}$, 这样,信噪比就高不了,仅有几百。我们选用低噪声场效应管 3DJ4, 噪声低,同样重要的是场效应管允许 V_x 和 V_y 为几百毫伏,所以信噪比较高。管子经配对挑选,以保证足够的阻断比。三级乘法器都加恒温措施,以保证稳定性。

四、讨 论

波形发生器连同整个微计算机实验系统在听觉实验室使用的结果表明,它达到了预定的设计要求,明显地提高了听觉实验的水平、质量和效率。国内外尚无同类的微计算机控制的听觉实验系统的报道。可参照比较的有 1976 年美国威斯康辛大学的“一个听觉神经生理研究用的数字系统”^[1]。它采用较大的哈里斯 6024/5 计算机系统,研制了数字声波发生器等设备。和这样一个复杂高级系统相比,本文介绍的发生器由于采用了简单的模拟电路,它的频率和相位精度、10 千周以下正弦波失真度和衰减量改变速度都不如前者,但它较好地解决了费用和性能的矛盾,具有比前者高得多的性能与价格比,适合国情,利于推广。并由于采取了一些设计措施,总的信号阻断比达无穷大,消除了开关声、信噪比也达较高水平。

参 考 文 献

- [1] Rhode, W. S.: *Computer technology in neuroscience* (ed. by Brown), P. B. Hemisphere Publishing Corporation, 1976, 543.

[本文于 1981 年 2 月 25 日收到]

- (上接第 7 页)
- [9] Marmarelis, P. Z. et al.: *Analysis of physiological system—the white-noise approach*, Plenum Press, 1978.
- [10] Riggs, D. S.: *Control theory and physiological feedback mechanism*, Robert E. Krieger Pub Co.,

- 1976.
- [11] O'Leary, D. P. et al.: *J. Neurophysiol.*, **39**, 631, 1978.
- [12] Moore, G. P. et al.: *Proc. of the 1st Symp. on testing and identification of nonlinear systems*, (下转第 70 页)