



生物系统分析中的非线性问题

顾 凡 及

(复旦大学生物系)

生物系统严格说都是非线性系统,但在生物控制论发展早期,对生物系统的分析往往采取小讯号技术,把它近似地当作线性系统来加以处理。这是由于非线性在数学上处理起来很难,相比之下线性理论发展比较成熟,而且在许多场合下把非线性系统近似地当作线性系统处理,在一定范围内也能得出一些令人满意的结果。但是后来发现,在许多场合下,即使采取了小讯号技术也还是无法避免生物系统的非线性性质,甚至根本无法用小讯号技术。此外,生物系统的非线性性质常常对生物系统的功能起着重要作用,例如感受器反应和刺激强度之间的对数关系就有扩大感受器感受动态范围的作用,因此要想真正了解生物系统就必须研究这些非线性特性。由于电子计算机的发展与普及,以及出现了一些新的计算技术,使得一些过去无法着手研究的非线性问题现在有了可能,因此生物系统分析中的非线性研究近几年来有了较快的发展。本文试图对生物系统的非线性现象及其某些处理方法作一概述。

一、生物系统中的非线性现象

当一个系统服从迭加原理的时候,它就是线性的,否则就都是非线性的。迭加原理是指:若系统对输入 $x_1(t)$ 的输出为 $y_1(t)$,对输入 $x_2(t)$ 的输出为 $y_2(t)$,则它对输入 $a_1x_1(t) + a_2x_2(t)$ 的输出为 $a_1y_1(t) + a_2y_2(t)$,其中 a_1 、 a_2 为任意常数,即对各种波形迭加成的输入的反应相应于输入中各种成分单独刺激所引起的反应的迭加。我们知道,相当广泛一类的输入波形都可以分解成某些基本波形的迭加(例如富

里埃展开为正弦波或余弦波的和,或者展开成脉冲函数的和等等),因此就线性系统来说,只要知道了系统对这些基本波形的反应,在相当大的范围里我们就可以知道它对任意输入的输出。这样对线性系统的研究往往归结为寻求它对这些基本输入的响应特性,例如频率特性、脉冲响应等等。而非线性系统由于不满足迭加原理,就不能这样来研究。而且由于凡不是线性系统的就都是非线性系统,因此其范围极广,目前还无法进行周密的分类,也缺乏统一的分析方法,往往是具体问题具体分析。

线性系统最根本的一个性质就是满足迭加原理。由此推得的一些明显的性质:首先,线性系统的稳态特性曲线是直线,即以系统输入的稳态值为横坐标,以系统输出的稳态值为纵坐标,得出的是一条直线。其次,当给予线性系统以正弦输入时,其稳态输出中只包含与输入频率相同的成分。

要判别一个系统是非线性的,只要找出它有一条性质不满足线性性质就足够了,而要判别一个系统是线性的,则往往要以多种刺激得出反应。这些反应按照线性性质要能够互相印证,并且往往还需要从线性理论出发根据已有的实验数据进行预测,并设计相应的实验来检验这些预测。如果这些预测得到证实,那么应当认为在该实验条件下线性假设是有根据的,反之则要修改模型或认为系统是非线性的。

例如 De Voe 曾对狼蜘蛛眼睛的视网膜电图(ERG)进行了研究,发现当照明强度变化不大时,可以把这个系统当作一个线性系统来处理。又如他根据对单个方波的反应迭加起来

预测,对一串方波的反应与实测结果符合得很好,同样通过把对正阶跃的反应和对负阶跃的反应迭加起来所预测的脉冲响应与实测曲线也符合得很好。由此可见在小讯号的情况下,我们有理由把这个系统当作线性系统来处理。但当输入幅度增大时,这个系统就开始表现出非线性性质。此时反应曲线的形状在很大程度上取决于刺激的幅值和符号。例如图1画出了同一系统当刺激光强度变化较大时的反应。由图1可见,它对正阶跃与负阶跃的反应不再对称,即使对于正阶跃来说,其稳态输出值也不再与输入的稳态变化成正比,即在大范围内其特性曲线不能再被近似地当作直线^[1]。

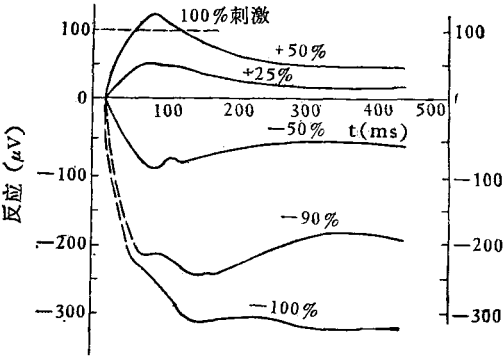


图1 狼蜘蛛眼睛对光强阶跃变化的视网膜电图反应
百分数表示相对于背景光强的改变量。(引自 DeVoe)

如果系统的稳态特性曲线 $y=f(x)$ 不呈直线就是静态非线性的。若 $y=f(x)$ 及其各阶导数在输入的允许幅值范围 $A(|x| \leq A)$ 内均连续且有界,则 $y=f(x)$ 可展开成 x 的幂级数。因此当输入变化不大时,略去高阶无穷小之后,在输入平均值附近不大的一个范围里就可以把 $y=f(x)$ 看成是一根直线。这就是小讯号线性化技术的根据。用线性系统理论对生物系统进行分析时往往要加上这样的限制。例如 DeVoe 对狼蜘蛛 ERG 的研究, Sagawa 对脑缺血加压反应的研究和 Knight 等^[2]对蜚复眼中单个小眼动态过程的线性系统分析等都是如此。这方面更多的例子可参看文献 [3]。

当系统的稳态特性曲线 $y=f(x)$ 在输入的允许幅值范围内的某些点上不满足上述条

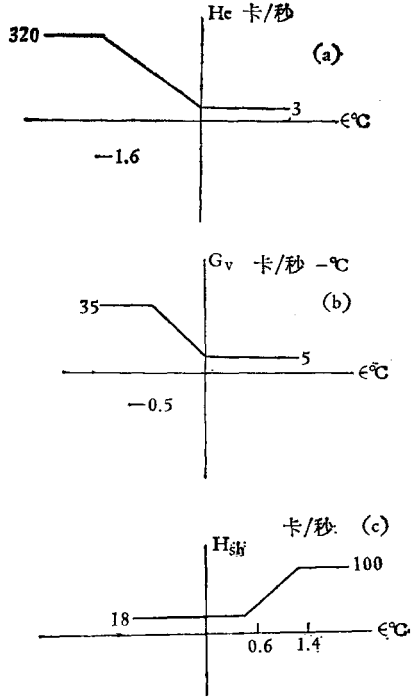


图2 体温调节控制作用的特性曲线
(a) 汗腺分泌; (b) 血管舒缩, (c) 代谢。(引自 Benzinger) He: 表示由于蒸发从皮肤向环境散逸的热量 Gv: 表示热导 H_{sh}: 表示颤抖产生的热量。

件,那么在这些点附近就无法把它们线性化。这种非线性就称为实质性静态非线性。在生物系统中经常碰到的阈值和饱和现象就是这样的非线性。例如在体温调节系统中的三种控制作用:出汗、血管的舒缩(改变血流量)和代谢(颤抖)就都具有这样的非线性特性。Benzinger^[4]从实验上测定了它们的特性曲线如图2所示。

除了在稳态特性曲线中所表现的非线性外,此性质还常常表现为其动态过程在给刺激相和撤刺激相时不对称,如图3。它表明当改变灌流液中亲肾上腺皮质激素(ACTH)浓度

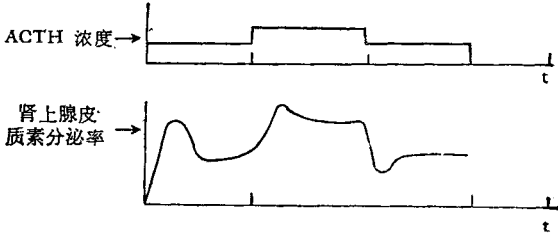


图3 当灌流液中 ACTH 浓度改变时肾上腺行为的变化

时,肾上腺皮质激素的分泌率在增刺激相和减刺激相是不对称的^[1]。

生物系统反应中产生给刺激相与撤刺激相不对称的原因是多种多样的。它可能是由于存在阈值引起的。例如Hartline, Lange 等人^[2]用计算机程序模拟蜉复眼中小眼的动态过程时,发现只要对线性模型的侧抑制项中引入阈值性质,就可以使模型产生和实验结果很接近的给刺激相与撤刺激相的不对称性。而Naeije 等人^[6]为了模拟龟肌梭神经脉冲发放在牵张相和松弛相时的不对称性。除了引入阈值之外,还考虑了由神经冲动信息编码所引入的非线性。

生物系统还往往表现出只对刺激变化的上升沿起反应,而对刺激变化的下降沿几乎不起反应。Clynes 把生物系统中的这种非线性称为单向变化率感受性 (unidirectional rate sensitivity)。这也是生物系统中普遍具有的一种非线性。例如瞳孔对光反应就是如此^[7]。当落在网

膜上的光突然增强时,瞳孔经过约0.3秒左右的延迟之后就很快收缩,然后逐渐扩大;但当落在网膜上的光突然减暗时,瞳孔却反应甚微。因此当落在网膜上的光短时间变暗时(相当于给了一个“负向”的脉冲),瞳孔对这个脉冲的下降沿不起作用,而对后面的上升沿却很快收缩,其波形几乎和刺激光瞬时变亮时的反应一样。这是出乎一般人的意料之外的(图4)。此外,如颈动脉窦压力感受器对窦压上升下降很陡的刺激,也有着类似的单向变化率感受性,在低或正常血压时正导数较重要,而在高血压时负导数重要。

Başar 等人^[8]指出在生物系统中还存在着—类与频率有关的非线性,即对系统加上不同的输入频率时输出信号会有不同的波形。如离体灌流的鼠肾对各种频率的正弦调制输入信号(压力)的反应。值得一提的是当他们用罂粟碱加入灌流液中破坏了血管的生物活性之后,血管仅作为一种物理弹性体,这种非线性即行消失。他还指出对具有固有振荡的生物系统加上一个周期刺激会观察到一种频率吸引现象——一个节律倾向于把另一个节律拉到它的频率上。这是生物系统中的另一类非线性现象。

由于非线性的普遍性和多样性,我们不可能一一列举,而只能举例如上。下面介绍处理它们的一些方法。

二、描述函数法

对线性系统输入某一频率的正弦刺激,其稳态输出也是同频率的正弦波。而非线性系统在相应输出中会有各种频率成分,如果取其中和输入正弦波同频率的正弦波成分与输入进行比较,定义一个复数 $A\angle\theta$,其中 A 为此成分与输入的幅值比, θ 为它们的相位差。那么我们就称它为“描述函数”。一般说 A 和输入幅度有关,而且对不同的非线性环节,其间的函数关系也不同。因此反过来也可通过实验确定这个关系,而与典型的非线性环节的相应关系进行比较,以便反推所研究的系统具有什么样的非线性^[9]。但是由于我们已知其关系的非线性环节

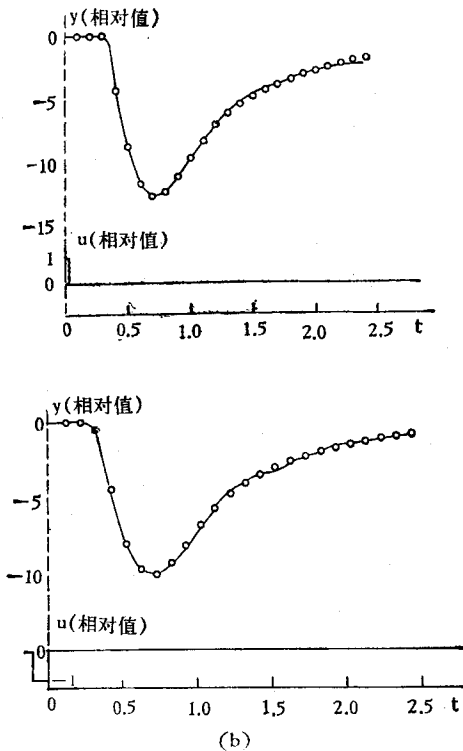


图4 瞳孔对光脉冲响应的实验曲线
与理论模型计算的比较

(a) 正脉冲响应, (b) 负脉冲响应。实线为实验曲线,圆圈为理论计算点。(引自顾凡及,孙复川等)

只有比较简单的有限几种,而实际上碰到的非线性往往要复杂得多,因此使这种研究方法受到了很大的限制。

孙复川等同志根据他们所作的瞳孔对正弦光输入的反应进行频谱分析,发现其中除了和输入同频率处有很大的峰值之外,还含有很多其它频率成分,并且发现有和刺激频率无关的特定频率上也出现明显的峰值,从而充分证明瞳孔系统具有动态非线性。他们根据实验得出的描述函数,在相移 2π 处增益-频率曲线出现峰值,从而论证了高增益时瞳孔发生自激振荡的原因。

三、求非线性方程的数值解

在建立生理系统的模型时,常常是根据物理和化学的规律,以及生理和解剖知识列出系统的方程,或是根据对系统输入-输出资料的观察唯象地建立起系统方程。显然,对非线性系统来说,它的方程就是非线性的,一般不存在解析解,这时要想根据系统的输入求出其相应的输出,就只有求方程的数值解。求各种非线性方程数值解的方法很多,在此只举些例子。

例如在研究肾小球过滤时,根据一些基本的物理化学规律再加上某些假定,在实测此系统的一些参数后,可列出沿毛细血管始端距离 x 处血浆每秒毫升数 $\dot{v}(x)$ 的微分方程

$$\frac{d\dot{v}(LX)}{dx} = B \left\{ 20X + [44.44] \frac{1}{\dot{v}^2(LX)} + [26.67] \frac{1}{\dot{v}(LX)} - 70 \right\} \quad (1)$$

ml/sec

其中 $X = x/L$ 为一新变量, L 为毛细血管全长, B 为合并一些参数后得到的一个无法实测的未知参数。(假定边界条件为 $\dot{v}(0) = 2\text{ml/sec}$ 和 $\dot{v}(L) = 1.4\text{ml/sec}$) 用求方程数值解和参数估计的方法,即可定出 B , 从而求出毛细血管中血流由于液体滤出而沿毛细血管下降的情况^[40]。

这是一个由物理、化学规律导得表述生理系统非线性微分方程的例子。我们再举一个由

输入-输出实验数据唯象地导出表述生理系统的非线性差分方程的例子。

我们根据瞳孔对光脉冲(瞬时变亮)和暗脉冲(瞬时变暗)的反应建立了瞳孔光脉冲响应的动态方程

$$y(K+3) = p_1 y(K+2) + p_2 y(K+1) + p_3 y(K) + p_4 \omega[u(K+1 - K_0) - u(K - K_0)] \quad (2)$$

其中 $y(n)$ 为在第 n 个时刻瞳孔面积相对于初始稳态面积的改变量,而 $u(n)$ 则为在第 n 个时刻光强相对于初始光强的改变量, K_0 为一与潜伏期有关的未知参数, p_1 、 p_2 、 p_3 、 p_4 均为未知参数, ω 是一个非线性算子

$$\omega[x] = \begin{cases} 1 & x > 0 \\ 0 & x \leq 0 \end{cases}$$

根据实验数据用单纯形法寻优的结果,即可确定所有未知参数,由此递推解差分方程(2)的结果和实验数据的误差,在许多例子中均落在实验测量误差范围之内(图4)。

四、用白噪声方法辨识非线性系统

一个线性系统的特性可以用传递函数或脉冲响应来表征。例如若线性系统的脉冲响应为 $h(t)$, 输入为 $x(t)$, 则相应的输出必为

$$y(t) = \int_{-\infty}^t h(t-\tau)x(\tau)d\tau \quad (3)$$

也就是说,在 t 时刻系统的输出是其前各个时刻的输入值单独作用时对 t 时刻影响的迭加,这里不存在其前各个时刻输入对 t 时刻输出的相互影响问题。而对于非线性系统,显然这条性质就不满足了。考虑 t 时刻时系统的输出 $y(t)$, 除了以前各时刻输入值单独对它的影响之外,还必须考虑它们之间的相互作用带来的影响,因此必须对式(3)进行修正。Volterra 首先用一个泛函级数——Volterra 级数来描述非线性系统输入和输出之间的关系:

$$y(t) = K_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \int_{-\infty}^t \cdots \int_{-\infty}^t h_n(t-\tau_1, \cdots, t-\tau_n)x(\tau_1) \cdots x(\tau_n)d\tau_1 \cdots d\tau_n \quad (4)$$

此处 $R_n(t_1, \cdots, t_n)$ 称为 n 阶 Volterra 核。Volte-

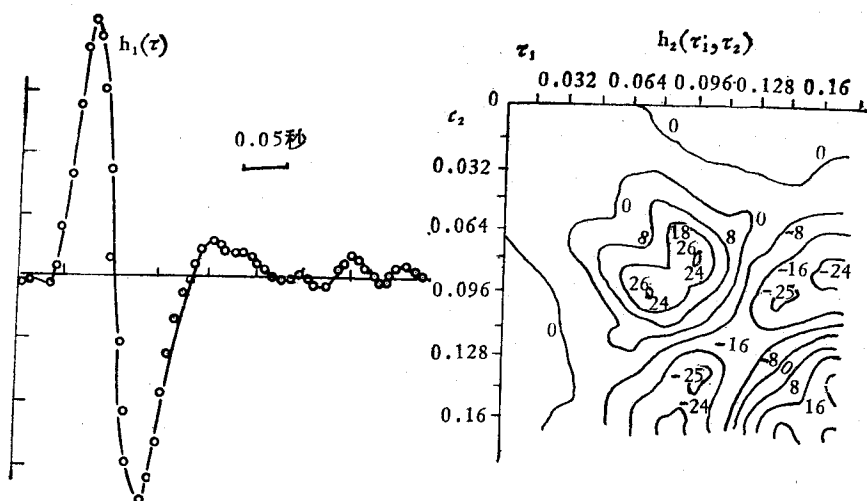


图5 鲇鱼光—神经节细胞系统的一阶和二阶 Wiener 核 (引自 Marmarelis 等人)

rra 级数虽然给出了非线性系统输入-输出关系的一种表述方法,但是由于级数中各项互不正交,因此很难用输入-输出数据逐一确定各阶核。为了克服这一困难, Wiener 利用了一个和 Gram-Schmidt 正交化方法类似的步骤,把 Volterra 级数中的各项重新组合成一个对某一功率水平 p 的白噪声刺激来说各项互相正交的泛函级数——Wiener 级数

$$y(t) = \sum_{m=0}^{\infty} G_m[h_m(\tau_1 \cdots \tau_m), x(t'), t' \leq t] \quad (5)$$

其中前四个泛函项分别为

$$G_0 = h_0 = \text{常数}$$

$$G_1 = \int_0^{\infty} h_1(\tau) x(t - \tau) d\tau$$

$$G_2 = \iint_0^{\infty} h_2(\tau_1, \tau_2) x(t - \tau_1) x(t - \tau_2) d\tau_1 d\tau_2 - p \int_0^{\infty} h_2(\tau_1, \tau_2) d\tau_1$$

$$G_3 = \iiint_0^{\infty} h_3(\tau_1, \tau_2, \tau_3) x(t - \tau_1) x(t - \tau_2) \times x(t - \tau_3) d\tau_1 d\tau_2 d\tau_3 - 3p \iint_0^{\infty} h_3(\tau_1, \tau_2, \tau_2) x(t - \tau_1) d\tau_1 d\tau_2 \quad (6)$$

其中 $h_m(\tau_1, \cdots, \tau_m)$ 称为 m 阶 Wiener 核。Lee

和 Schtzen 证明可以通过求输出和高斯白噪声输入的各阶互相关函数来确定各阶 Wiener 核,从而为用实验方法辨识具有有限记忆的非时变解析非线性系统提供了实际可能。现在已经有不少作者把这个方法用于分析许多感觉系统。例如 O'Leary^[11] 用白噪声形式的旋转加速度分析了犁头鳐半规管的传入反应, Moore 等人^[12] 分析了肌肉感受器,特别是 Marmarelis 等人^[9] 对鲇鱼的视觉系统作了一系列的工作,取得了相当令人满意的结果。今举一例: Marmarelis 研究了鲇鱼的光强-网膜神经节细胞发放之间的关系。他用白噪声方法所得到的一阶和二阶 Wiener 核如图 5 所示。

图 6 表示引入二阶核之后,模型的输出比仅有一阶核时更接近实验结果。对于光-水平细胞系统、水平细胞——神经节细胞系统等他

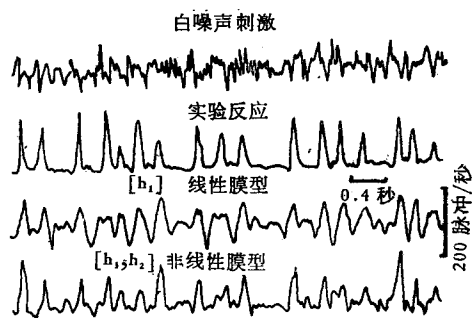


图6 鲇鱼光—神经节细胞系统实验和模型反应之比较 (引自 Marmarelis 等人)

们也作了类似的研究。Marmarelis 等人^[9]系统地论述了用白噪声方法分析生理系统的各个方面,认为要对这类系统进行功能辨识,白噪声方法是目前所知的最好的方法。Johnson^[13]认为白噪声方法虽然在视觉系统的应用方面取得很大成功,但是听觉周边的非线性却远高于二阶,因此想用二阶维纳级数逼近周边听觉系统不会得到什么好结果。因此用白噪声方法分析生物系统中的非线性仍然有一定局限性。

五、非线性系统的计算和模拟

由上几节的叙述中我们可以知道,无论用哪种方法处理非线性系统几乎都离不开电子计

算机。下面再介绍一个直接在计算机上模拟非线性系统的例子^[14]。

体温调节中的控制作用都是非线性的,对于作为受控部分的人体热力学性质可以用图 7 点线围起来的方框所示的电路来模拟。其中电流源 H_c 表示身体核心部分由基础代谢所产生的热量(加上由运动和颤抖产生的热量 H_{ex} 和 H_{sh} ,并扣除由呼吸所散失的热量 H_r),电流源 H_e 表示由于蒸发从皮肤向环境散逸的热量;电压源 T_a 表示环境温度;电导 G_a 表示身体通过辐射、对流和传导与环境之间的热交换。 C_c 和 C_s 分别代表身体核心部分和皮肤的热容量, T_c 和 T_s 分别代表身体核心部分和皮肤的平均温

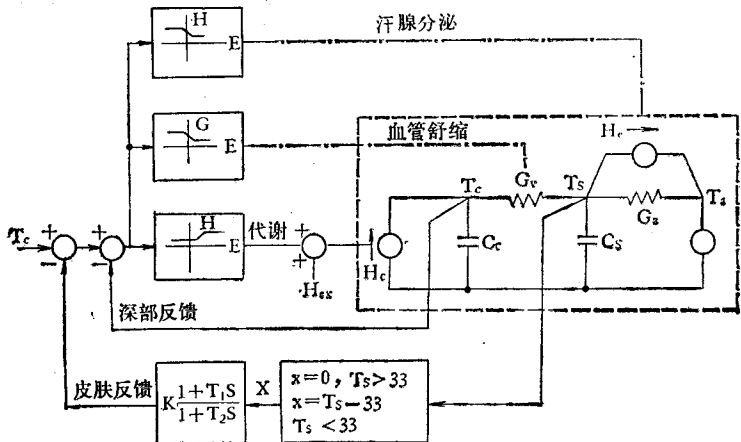


图 7 人体体温调节的反馈模型
(符号说明见正文)(引自 Winton 等人)

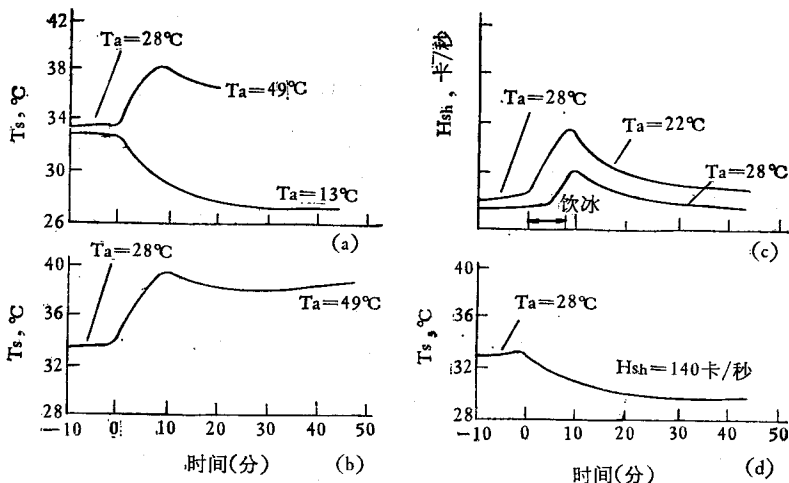


图 8 图 7 中的模型当加上外部或内部热负载时的反应
(a) 以阶跃形式暴露于炎热和寒冷环境中。(b) 以阶跃形式暴露于炎热而潮湿的环境中。(c) 在两种不同的环境中饮冰。(d) 在温和环境中运动。(引自 Winton)

度, G_v 代表身体核心部分和体表之间的热交换。由皮肤和深部的温度感受器来的反馈信号通过汗腺分泌、血管舒缩和代谢, 从而改变系统的参数 H_a 、 G_v 和 H_{sh} 。假定从中枢感受器来的反馈是连续的且反馈系数为 1。而从体表来的反馈只有当皮肤温度低于 33°C 时才起作用, 此时的传递函数为

$$G(s) = K \frac{1 + T_{1s}}{1 + T_2s} \quad (7)$$

从中枢和周边来的这些反馈信号相对于给定值 37.1°C 产生误差信号 e 。由此按图 2 所示的诸控制作用调节系统的参数。这样 Winton 等人把整个人体体温调节的反馈模型用图 7 中的框图来表示。由图 7 可见这个系统的非线性性质是相当复杂的, 根本无法得出解析解, 但可用计算机进行模拟。

图 8 是计算机模拟的结果。图 8 (a) 是裸体的受试者在一温和的环境中 ($T_a = 28^\circ\text{C}$) 平衡之后, 突然走进一炎热 ($T_a = 49^\circ\text{C}$) 或寒冷 ($T_a = 13^\circ\text{C}$) 的环境中去所发生的皮肤温度 T_s 的阶跃反应。模拟的结果和 Atkins 的实验结果符合得很好。用这个模型预测, 暴露于炎热环境 ($T_a = 49^\circ\text{C}$) 时出汗蒸发所散失的热量约为每秒 55 卡, 而 Hardy 等人在环境温度 48°C 时所得的实验结果为每秒 55 卡(假定受试者的体表为 1.8 平方米)。图 12 (b—d) 的模拟结果都和实验结果吻合得很好。体温调节系统的这种定量的模拟研究, 对于预测在宇宙飞行以及低温麻醉等极端情况下人体的体温变化从而确保人身安全有很重要的意义。

对于有复杂非线性的生物系统, 计算机模拟是一种非常有力的工具, 特别当我们不只限于从输入-输出关系上来描述系统, 而还想了解各个组成部分(其中有许多是非线性的)如何构成整个生物系统时, 而其它一些方法中, 例如描述函数法中的分析频谱、非线性方程求数值解、用相关技术求各阶维纳核也都离不开计算机。

六、非线性生物系统分析的其它方面

对于低阶非线性系统的分析(特别是二阶

系统) 常可应用相空间内的几何方法。这种方法的实质就是根据系统在相空间内的运动轨迹判定它的特性。

例如生态系统中的捕食模型:

$$\begin{aligned} \frac{dx}{dt} &= ax - bxy \\ \frac{dy}{dt} &= cy + dxy \end{aligned} \quad (8)$$

其中 $x(t)$ 为被捕食者的数目, y 为捕食者的数目, a 、 b 、 c 、 d 均为常数。显然这是一个非线性系统。但其轨迹方程

$$\frac{dy}{dx} = \frac{y(-c + dx)}{x(a - by)} \quad (9)$$

是一个可分离变量的方程。可以证明它的解是封闭曲线。由此即可说明在害虫-天敌生克系统中害虫周期性大发生的原因。

对于在平衡态附近的非线性系统, 常可假定对该稳态施加一个小扰动, 使系统偏离平衡态, 然后对状态变量的非线性函数作泰勒展开, 略去高阶项从而简化系统方程。这种摄动理论的方法在生物系统的组分分析 (Compartmental analysis) 中有广泛的应用。文献[15]中列出了大量有关这个方面的参考文献。本文不再赘述。

生物系统的非线性分析目前还仅仅是开始, 但是其重要性正日益为人们所认识。1978 年美国国立普通医学研究所规划中, 强调特别予以鼓励的研究内容之一就是生物系统的非线性分析。

参 考 文 献

- [1] Jones, R. W.: *Principles of biological regulation-an introduction to feedback systems*, Academic Press, 1973.
- [2] Knight, B. W. et al.: *J. Gen. Physiol.*, **56**, 421, 1970.
- [3] 黄秉宪: «生物化学与生物物理进展», 1980年, 第3期。
- [4] Benzinger: *Physiol. Review*, **49**, 671, 1969.
- [5] Lange, D. et al.: *The functional organization of the compound eye*, (ed. by C. G. Bernhard), Pergamon Press, 425, 1966.
- [6] Naeije, M. et al.: *Biol. Cybernetics*, **21**, 53, 1976.
- [7] 孙复川等: «自动化学报», 1979年, 5期, 130页。
- [8] Baar: *Biophysical and Physiological System analysis*, Addison-Wesley Pub. Co. Inc, 1976.

(下转第 67 页)

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。

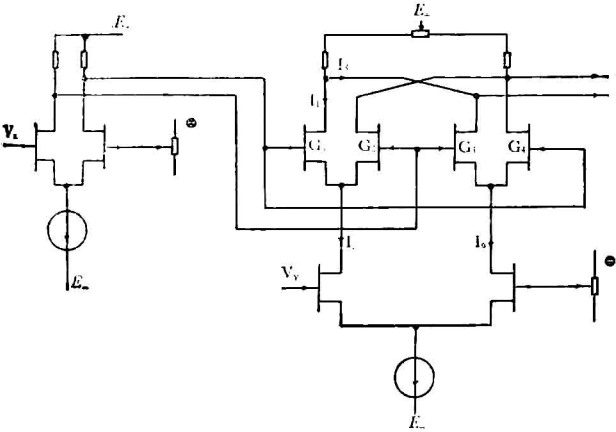


图 4 FET 四象限可变跨导乘法器

(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。

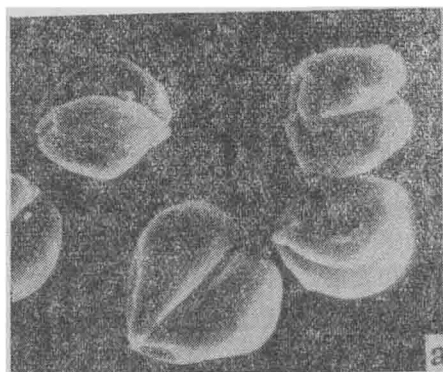
参 考 文 献

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

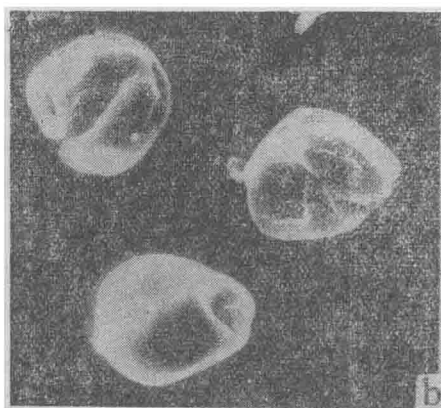
[本文于 1981 年 2 月 25 日收到]

(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)



(a) 离子镀膜的云杉花粉 1200 倍



(b) 真空蒸发镀膜的云杉花粉 1200 倍

图 5

3. 茨烯 (camphene) 干燥法 茨烯之熔点为 $35-45^{\circ}\text{C}$, 在 45°C 以下为固体, 在室温下即可升华, 因此利用它进行干燥也不存在液—气相界面问题, 从而可以避免表面张力引起的组织损伤。该法不需特殊设备, 经济简便, 得到了越来越普遍的应用。此外也有用乙腈 (CH_3CH) 干燥、电热差冷冻干燥 (Thermoelectric Freezedrying) 及对二氯苯 (p-Dichlorobenzene) 等方法进行干燥的。

将经过前处理的样品, 固定或贴附在阳极铝块上, 并把该铝块放在镀膜机的底盘上, 把制作好的镀膜附件扣在阳极铝块上。通过制紧螺丝调节阳极与阴极间的距离。二者之间的理想距离依据镀膜机高压直流电压及电流强度而定。在我们制作的这个离子镀膜装置上, 高压为 -3000 V , 电流为 20 mA 的条件下, 把上下铝块(阴、阳极)之间的距离调节在 $15-20$ 毫米左右。调节好以后, 放下真空罩抽真空。当真空度达到 5×10^{-3} 托时, 可以通过镀膜机真空罩右侧的针阀, 把装入小钢瓶内的氩气充入真空室。也可采用不输入氩气的办法。即当真空度达到 $10^{-1}-10^{-2}$ 托时, 转动 GZD-310C 镀膜机控制板上的高压轰击旋钮, 这时通过钟罩上的

观察窗看到离子镀膜附件内阴极与阳极之间有蓝色辉光产生。在喷涂像花粉, 木材等凹凸不平的样品时, 只需喷涂 1 分钟至 2 分钟时间, 就能获得较为理想的膜层。如果采取真空罩内不充入氩气的办法, 整个喷涂过程从安放样品、抽低真空室到离子喷涂完毕, 只需几分钟时间, 这与真空蒸发镀膜相比, 时间大大缩短(真空蒸发镀膜需要一个多小时)。此外, 离子镀膜还可节约贵重金属。这是因为离子镀膜法金属粒子的溅射只局限在有机玻璃罩内, 而真空蒸发则分布在整个真空钟罩内。

经过一年来的使用和改进, 我们认为, 在 GZD-310C 型真空镀膜机的高压轰击电源上稍加改装, 再自制一个离子镀膜附件, 做扫描电镜生物样品镀膜之用, 效果良好, 可以代替真空蒸发方法(图 5)。

参 考 文 献

- [1] 骆定祚: 《实用真空技术》, 1980 年, 第 491 页。
- [2] 《薄膜工艺》编辑组: 《薄膜工艺》, 1972 年, 第 82 页。
- [3] 应国华等: 《超微结构论文选编》, 1980 年, 第 9 页。
- [4] 郝兰: 《真空镀膜技术》译本, 第 229 页。
- [5] Atsuo, Koreeda: *J. Electron Microscopy*, 29(1), 61, 1980.

[本文于 1981 年 1 月 7 日收到]

(上接第 67 页)
316.

- [13] Johuson, D. H.: *J. A. S. A.*, 68, 876, 1980.
- [14] Winton, H. J. et al.: *Simulation*, 15, 213, 1970.

- [15] Brown, R. F.: *IEEE Transactions on BME*, BME-27, 1, 1980.

[本文于 1981 年 7 月 18 日收到]