

视觉交变现象的神经动力学方程解释

汪云九 赵冠美

(中国科学院生物物理研究所, 北京)

视觉交变现象是视觉感知研究中一个有趣而至今尚未得到圆满解释的问题。多数学者认为交变感知的出现是由于图形-背景之间的交替。Dodcoell 认为, 象 Necker 立方体、Schröder 梯子、Mach 书和蜂窝图之类交变图产生的交变感知, 是由于视觉系统中“边”或“线”之类特征检测器疲劳(衰退)引起的^[1]。而 Vickers 认为交变现象是视觉系统中对图形-背景的一种决策过程^[2]。

本文从神经动力学方程出发, 构造一个理论模型, 解释视觉感知中的交变现象。

设视觉系统由三层不同功能的神经细胞组成(图 1), 第一层为感受细胞层 $R = (r_1, r_2, \dots, r_m)$, 由数量众多的感受细胞组成, 相当于人眼的视网膜。第二层是特征检测细胞层 $G = (g_1, g_2, \dots, g_n)$, 它接受来自第一层细胞的输出, 此层的细胞已具有特征抽提能力; g_i 表示图形的某一几何特征。这一层相当于视觉初级皮层。

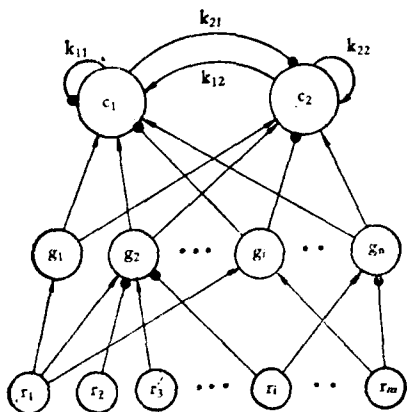


图 1 由三层不同功能神经细胞组成的视觉识别系统

箭头代表兴奋性联系, 黑点代表抑制性联系, 其他符号见正文。

第二层细胞有神经纤维上行到达感知层 C , C 层中某一神经元(或神经核团) C_i 的兴奋代表第 i 个概念(形象)的感知。本文只讨论二个细胞 C_1 和 C_2 的活动情况。

一张交变图形落在视网膜上, 引起某些感受细胞兴奋, 这些兴奋讯号上传特征检测层 G , 引起某些特征检测细胞兴奋, 这些细胞以相同或基本相同的方式和数量作用于 C_1 和 C_2 。设 C_1 和 C_2 之间有相互作用的连线 K_{12} 和 K_{21} (K_{ij} 表示第 j 个细胞对第 i 个细胞的作用系数), ($i, j = 1, 2$), 而且允许 C_i ($i = 1, 2$) 有自反馈或通过中间神经元反馈作用, 反馈系数用 K_{ii} 表示($i = 1, 2$)。假设 C_1 和 C_2 有一般神经细胞的基本特性: 阈值性(此处取阈值为 0), 空间加权总和以及适应性。因此, 可列出神经细胞 C_1 和 C_2 的活动状态 u_1 和 u_2 的动态方程:

$$\begin{cases} \frac{1}{T_1} \frac{du_1}{dt} = -u_1 + K_{11}u_1f[u_1] + K_{12}u_2f[u_2] + S_1 \\ \frac{1}{T_2} \frac{du_2}{dt} = -u_2 + K_{21}u_1f[u_1] + K_{22}u_2f[u_2] + S_2 \end{cases} \quad (1)$$

(1) 式中 u_i ($i = 1, 2$) 代表第 i 个神经细胞活动情况的状态变量, $\frac{1}{T_1}$ 和 $\frac{1}{T_2}$ 分别代表 C_1 和 C_2 的时间常数, $f[u_i]$ 代表第 i 个感知细胞的输出函数, 为简单起见可令输出函数取单位阶跃函数, 即 $f[u_i] = 1[u_i]$ 。因为特征检测细胞以相同方式作用于 C_i ($i = 1, 2$), 因此可假设 C_i 的输入相同, 即 $S_1 = S_2 = S$ 。在这样一些假定之下, 方程组(1)可简化为:

$$\begin{cases} \frac{1}{T_1} \frac{du_1}{dt} = -u_1 + K_{11}u_11[u_1] + K_{12}u_21[u_2] + S \\ \frac{1}{T_2} \frac{du_2}{dt} = -u_2 + K_{21}u_11[u_1] + K_{22}u_21[u_2] + S \end{cases} \quad (2)$$

根据作者在另一篇论文中的理论推导,方程组(2)在一定条件下有不衰减振荡解,也就是感知细胞 C_1 和 C_2 交替兴奋的现象^[3]。这一条件就是方程组(2)的特征方程有纯虚数根的条件:

$$\begin{cases} K_{11}T_1 + K_{22}T_2 - T_1 - T_2 = 0 \\ (T_2 - T_1 + K_{11}T_1 - K_{22}T_2)^2 + 4K_{12}K_{21}T_1T_2 < 0 \end{cases}$$

整理后得:

$$\begin{cases} \frac{1 - K_{22}}{K_{11} - 1} = \frac{T_1}{T_2} \\ -4K_{12}K_{21}T_1T_2 > (T_2 - T_1 + K_{11}T_1 - K_{22}T_2)^2 \end{cases} \quad (3)$$

因为 T_1 和 T_2 都是大于零的常数(时间常数的倒数),所以由(3)式可知:

$$\frac{1 - K_{22}}{K_{11} - 1} > 0$$

为保证上式不等式成立,只有这二种可能:

$$1 - K_{22} > 0, K_{11} - 1 > 0$$

即

$$1 > K_{22}, K_{11} > 1 \quad (5)$$

或

$$1 - K_{22} < 0, K_{11} - 1 < 0$$

即

$$1 < K_{22}, K_{11} < 1 \quad (6)$$

由条件(3)推得的不等式(5)和(6)意味着,为保证感知细胞 C_1 和 C_2 有不衰减的交替兴奋活动状态,必须使其中一个感知细胞的自反馈作用系数大于1,而另一个感知细胞的自反馈作用系数小于1。

不等式(4)的右端是平方项,必然大于或等于零,因此要求左端大于零,即

$$-4K_{12}K_{21}T_1T_2 > 0$$

因为 T_1 和 T_2 都是大于零的常数,所以

$$K_{12}K_{21} < 0 \quad (7)$$

即 K_{12} 与 K_{21} 必须异号而且非零。这意味着 C_1 和 C_2 之间存在互相作用,而且作用性质相反。如果感知细胞 C_1 对 C_2 的作用是兴奋性的,则 C_2 对 C_1 必须是抑制作用,才能使方程组有振荡解。如果感知细胞 C_1 和 C_2 的神经递质的分泌,符合

Dale 原则,根据我们的理论推导,若要 C_1 和 C_2 交替出现兴奋活动, C_1 和 C_2 之间的相互作用以及自反反馈联系模式,只有如下二种(图2)^[3]。一种模式(图2a)是: C_1 的自反馈作用是兴奋性的,由 Dale 原则可知 C_1 对 C_2 的作用也是兴奋性的,即 $K_{21} > 0$,再由不等式(7)可知 $K_{12} < 0$,即 C_2 对 C_1 的作用是抑制性的, C_2 的自反馈作用系数也是抑制性的,即 $K_{22} < 0$,再根据不等式(5)可知 $K_{11} > 1$,此外, $T_i (i = 1, 2)$ 和 $K_{ij} (i = 1, 2, j = 1, 2)$ 的取值大小必须满足等式(3)和不等式(4)。

第二种模式(图2b)是: C_1 的自反馈作用是兴奋的,而且由(5)式可知, $K_{11} > 1$, C_1 对 C_2 的作用系数也是兴奋的, $K_{21} > 0$,在这种模式中 C_2 没有自反馈,即 $K_{22} = 0$, C_2 对 C_1 的作用系数必是抑制性的, $K_{12} < 0$,此外, $T_i (i = 1, 2)$ 和 $K_{ij} (i, j = 1, 2)$ 的取值必须满足等式(3)和不等式(4)。

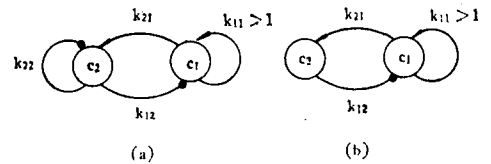


图2 如果神经递质分泌符号 Dale 原则,感知细胞 C_1 和 C_2 交替出现兴奋的二种可能的神经联系模式。参数取值还必须满足文内要求,图中符号见正文。

综上所述,视觉交变图形落到感受细胞层 R 上以后,引起某些细胞兴奋,上达特征检查细胞层 G,引起某些特征检查细胞兴奋,这些特征检查细胞既联系到感知细胞 C_1 又联系感知细胞 C_2 ,如果感知细胞 C_1 和 C_2 的活动具有一般神经细胞的主要特征(阈值、总和及适应),而且感知细胞在神经递质的分泌方式上符合 Dale 原则, C_1 和 C_2 之间以及它们自身的联系方式采取图2所示的二种模式之一,参数 T_i 和 $K_{ij} (i, j = 1, 2)$ 符合条件(3)和(4),那么, C_1 和 C_2 可出现交替兴奋的活动方式,如果感知细胞 C_1 的兴奋代表一种图形感知,感知细胞 C_2 的兴奋代表另一种图形感知,则在观察者头脑中会出

现图形感知的交变现象。

参 考 文 献

- [1] Dodwell, P. C.: Handbook of Sensory Physiology VIII: Perception. (Leibowitz, R. H. H. W. and

Tenber, H. L. Ed.) Springer-Verlag. 1978.

- [2] Vicker, D.: *Decision Processes in Visual Perception*, Academic Press, 1979.

- [3] 汪云九、赵冠美:《两个相互作用模型神经元的行为分析》(待发表), 1983.

[本文于1983年6月28日收到]

技术与方法

几种生物电信号的计算机获取与处理方法

陈 洪 文 吴 加 金

(军事医学科学院基础医学研究所, 北京)

生物电信号通常指脑电 (EEG)、心电 (ECG)、肌电 (EMG)、视网膜电流图 (ERG), 以及各种自发和诱发神经电位等, 种类繁多, 波形与频率也各异。在不同的研究领域中, 对这些信号的获取方式与处理手段也不相同。因此, 很难用一种通用的仪器和方法分析和处理。目前国内多将电生理仪器取得的信号, 收集放大后, 用示波或描记方法进行分析处理。本文介绍几种生物电信号的计算机获取和处理方法与应用实例。这些方法是在一台 PDP-12 小型电子计算机上建立的, 其硬件部分简单, 所用仪器设备国内均有生产, 也可以在微型计算机上应用。

一、放电频率的记录和时程分析

电生理仪器与计算机系统的联机, 如图 1 所示。

将电生理仪器输出的信号记录在盒式磁带记录仪上, 然后由计算机进行分析处理。送给计算机的信号, 经过一个简单的 TTL 电平转换线路, 进行电平转换, 再由计算机的外电平采样接口核对外电平的高低, 并进行采样。如果有信号输入, 计算机就计数; 无信号输入, 程序就自动记录两次放电的时间间隔。这样就能将放电频率和放电间隔都记录下来。没有外电平采样的

计算机, 利用外设中断请求线也能实现此功能。



图 1 电平采样原理图

这种方法适用于对膈神经和痛觉神经元等放电的记录和分析。图 2 是某种动物的膈神经单细胞吸气放电过程, 这类放电, 电位幅度大致相同。人们所关心的是放电频率, 放电间隔, 吸气时程(吸气持续时间) T_I 和呼气时程(呼气持续时间) T_E 的变化, 以及它们之间的关系。呼吸中枢的兴奋状态, 对放电频率有明显影响, 当呼吸中枢兴奋性增高时, 就会出现呼吸加深加快的现象^[1]。

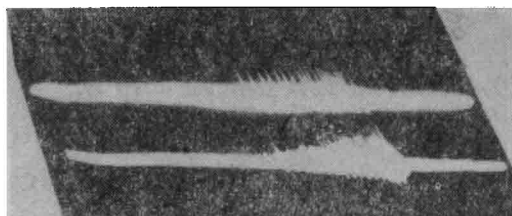


图 2 正常动物的膈神经放电

本方法可对每个放电过程的放电频率、两次放电的时间间隔及时程进行记录和分析, 也