

和一射频场。有人认为稳定磁场对人体是安全的,例如接受稳定磁场照射的加速器工作人员,似乎没有发现有致病效应。至于射频场所引起的热效应,有人计算认为不会引起机体的可见损伤。此外,通常所用的 NMR 成象仪中,由磁场梯度所产生的感应电流,也不足以引起体内任何部位的纤颤^[17]。

Wolff 等曾对 NMR 成象仪可能引起 DNA 和染色体变化进行了试验。他们用 NMR 成象仪的强磁场、脉冲磁场梯度和射频场照射 CHO 的培养细胞,在照射长达 14 小时后,未发现有染色体畸变。用平均功率为 61.2mW 的射频照射 HeLa 细胞达 16 小时后,也没有检测出 DNA 合成受抑制^[18]。Cooke 和 Morris 曾研究 NMR 线扫描成象仪对人体血细胞的影响,也没有发现可能引起遗传方面的损伤^[19]。

参 考 文 献

[1] Opella, S. J.: *Science*, 198, 158, 1977.

- [2] Shulman, R. G. et al.: *Science*, 205, 160, 1979.
- [3] Menasche, P. et al.: *Med. Progr. Technol.*, 8, 183, 1982.
- [4] Damadian, R.: *Science*, 171, 1151, 1971.
- [5] Koivula, A. et al.: *Phys. Med. Biol.*, 27, 1937, 1982.
- [6] Mountford, C. E. et al.: *Brit. J. Cancer*, 41, 1000, 1980.
- [7] Agris, P. F. et al.: *Science*, 216, 1325, 1982.
- [8] Mountford, C. E. et al.: *Cancer Res.*, 42, 2270, 1982.
- [9] Pykett, I. L. et al.: *Radiology*, 143, 157, 1982.
- [10] Edelstein, W. A. et al.: *Brit. J. Radiol.*, 54, 149, 1981.
- [11] Goldman, M. R. et al.: *Amer. J. Cardiol.*, 46, 1278, 1980.
- [12] Brady, T. J. et al.: *Radiology*, 144, 343, 1982.
- [13] Smith, F. W. et al.: *Radiology*, 142, 677, 1982.
- [14] Crooks, L. E. et al.: *Radiology*, 144, 843, 1982.
- [15] Battocletti, J. H. et al.: *Med. Phys.*, 8, 435, 1981.
- [16] 文宗曜等:《中华物理医学杂志》, 3(1), 57, 1981.
- [17] Marx, J. L.: *Science*, 210, 302, 1980.
- [18] Wolff, S. et al.: *Radiology*, 136, 707, 1980.
- [19] Cooke, P. et al.: *Brit. J. Radiol.*, 54, 622, 1981.

[本文于 1983 年 5 月 11 日收到]

生物膜噪声与单通道记录

蔡 体 导

(中国科学院上海生理研究所)

三十年来,在神经和肌肉实验中使用电压钳方法获得了大量有关可兴奋膜工作特性的知识。膜电流记录技术有效地总和了流经很多离子单通道的离子流:

$$I = \langle g \rangle (V_m - E) \quad (1)$$

式中 $\langle g \rangle = Npr$ 是膜电导,也就是等于离子单通道总数 $\times$ 离子单通道“道通”概率 $\times$ 离子单通道电导, $(V_m - E)$ 是离子通过通道的电驱动力,其中 V_m 为膜电位, E 为离子平衡电位。但要从这样的平均值中推论离子单通道的特性,一般来说是不可能的,所以从 60 年代尤其是 70 年代以来,很多工作者开始研究神经和肌肉的膜噪声,希望进一步了解离子单通道的工作特

性,从微观水平上来研究兴奋机理。

另一方面,从生物膜本身来说,也存在着随机起伏现象,如阈值的变动等等,最早对膜噪声的研究也正是从这个现象开始的^[1]。

一、膜 噪 声 源

从现代物理学知识知道在生物膜上至少有以下几种噪声源:

1. 热噪声 如同一般电阻上的热噪声,由带电粒子热运动造成,其频谱为 $4KTR\text{Re}Z(f)$, 其中 $\text{Re}Z(f)$ 为膜阻抗的实数部分。

2. 闪变噪声 (1/f 噪声) 在其他物理系统中也存在,它的起因至今仍不清楚,有人认为这

是由于离子在膜内运动所造成,与电流平方成正比。

3. 猝发噪声 是一种不规则的波动,其幅值大大超过其他噪声。有实验表明,它可能与离子通道可逆地击穿和愈合过程有关^[2],从中可获得有关组成离子通道材料的信息。

4. 电导起伏 从(1)式中可见膜电导的变化是随机的。假定每个离子单通道有两种状态:“通道”或“关闭”,那末,每一瞬间的 Np 值,也就是处于“通道”状态的通道数有一定的起伏变化,即使 V_m 和 r 不变,也会有膜电流的起伏变化。

因为我们最关心的是离子单通道的特性,所以下面主要讨论这种噪声——电导起伏。为了简化起见,在大多数情况下仅讨论只有两种状态(即“通道”或“关闭”)时的离子单通道情况

二、离子单通道的电导值 r 与平均“道通”时间 τ

为了说明问题,先看一个离子单通道开关的情况,从数学上讲,它类似在概率论中讨论的掷一个硬币的实验。设单通道的电导值为 g_1 ,则“道通”时 $g_1 = r$,“关闭”时 $g_1 = 0$,若通道“通道”的概率为 p ,则“关闭”的概率为 $(1-p)$,所以其均值 $\langle g_1 \rangle$,均方值 $\langle g_1^2 \rangle$ 和方差 $\sigma_{g_1}^2$ 分别为

$$\langle g_1 \rangle = (1-p) \times 0 + p \cdot r = p \cdot r \quad (2)$$

$$\langle g_1^2 \rangle = (1-p) \times 0 + p \cdot r^2 = p \cdot r^2 \quad (3)$$

$$\sigma_{g_1}^2 = p \cdot r^2 - p^2 \cdot r^2 = p(1-p)r^2 \quad (4)$$

同理,只要假设各单通道是互相独立的,则 N 个单通道的电导值 $g = \sum_{i=1}^N g_i$, 其均值与方差分别为:

$$\langle g \rangle = N \langle g_1 \rangle = Npr \quad (5)$$

$$\sigma_g^2 = N \sigma_{g_1}^2 = NP(1-p) \cdot r^2 \quad (6)$$

很明显,由膜电导方差与均值之比就可求出离子单通道“道通”时的电导值 r

$$\frac{\sigma_g^2}{\langle g \rangle} = r(1-p) \quad (7)$$

假如通道“道通”的概率很低 ($p \ll 1$), 那

么(7)式就变成:

$$\frac{\sigma_g^2}{\langle g \rangle} = r \quad (8)$$

这就是从膜电导起伏分析所求得的一个有关离子单通道的参数——离子单通道的电导值 r 。

离子通道“道通”与“关闭”的时程是一个随机过程,用 $g(t)$ 来表示。 $g(t)$ 的相关函数可定义为:

$$C(T) = \lim_{L \rightarrow \infty} \frac{1}{L} \int_0^L g(t)g(t+T)dt \quad (9)$$

L 是总观察时间, $C(T)$ 表示了两个信号 $g(t)$ 与 $g(t+T)$ 之间的相关程度。通过简单的推导可得:

$$C(T) = C(0)\exp(-T/\tau) \quad (10)$$

这里, τ 就是离子单通道的平均“道通”时间。

从相关理论知道 $C(0) = \sigma_g^2$, 代入(8)式得:

$$r = \frac{C(0)}{\langle g \rangle} \quad (11)$$

若对(10)式作傅氏变换,便得:

$$\text{双边功率谱 } S(f) = \frac{2\sigma_g^2\tau}{1 + (2\pi f\tau)^2} \quad (12)$$

或者单边功率谱

$$G(f) = \frac{4\sigma_g^2\tau}{1 + (2\pi f\tau)^2} \quad (13)$$

从功率谱的特征频率 f_c , 就可求得通道的平均“道通”时间:

$$\tau = \frac{1}{2\pi f_c} \quad (14)$$

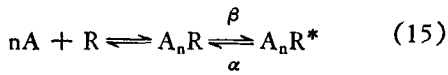
从这里我们可以清楚地看到相关函数或者功率谱与离子单通道电导值 r 和离子单通道平均“道通”时间 τ 之间的关系。

三、膜噪声研究近况

1. 化学可兴奋膜的膜噪声 Katz, Miledi^[3]

最早注意到在电泳注射下 Ach 引起神经肌肉接头后膜去极化,同时其膜电位起伏变化有明显增大。但在电流钳的条件下,肌纤维的电缆性质往往修改了它的频率特性。他们采用了细胞外微电极记录局部电流的方法,希望得到较

准确的膜电流变化。Anderson 和 Stevens^[4]应用电压箝方法来分析电导起伏,克服了 Katz 和 Miledi 方法中的困难,得到了简单的 Lorentzian 功率谱。从这些工作,Stevens 和他的同事们提出了 Ach 与其受体作用和 Ach 通道闸门工作的分子模型:



其中 A 是激动剂, n 是使一个单通道“道通”所需要的激动剂分子数, R 是受体通道, A_nR 表示激动剂与受体通道已结合但通道仍处于“关闭”状态, A_nR^* 表示通道处于“道通”状态。在这个模型中,假设第一步是一个速度非常快的结合过程,而第二步是受体发生构形变化,决定通道的“道通”与“关闭”。同时假定 Ach 通道是两状态的,所以就可以用前述(7)式求得单通道的电导值。由于 Ach 浓度在较大的变化范围内所得到的单通道电导值不变,因而他们认为通道处于“道通”状态的概率很小 $p \ll 1$, 也就是 $\alpha \ll \beta$, 所以通道平均“道通”时间 τ 就近似于 $1/2$, 而通道电导 $r = \frac{\sigma_g^2}{\langle g \rangle}$ 。

近年来,用噪声分析方法在电压箝条件下对 Ach 通道做了不少工作,综合如下:

(1) 至少存在两种不同的 Ach 通道^[5], 一是终板区的, 一是终板区外的。从通道电导来说,前者大于后者,而从通道平均“道通”时间来说,后者长于前者。

(2) 通道电导很少随温度和膜电位变化^[4], 用 Ach 作激动剂,其值在 18 到 34pS($10^{-12}\Omega^{-1}$) 之间。而通道平均“道通”时间随温度和电压而变化,降低温度和超极化延长平均“道通”时间, Q_{10} 在 1.9 到 2.9 之间^[4-6], 膜电位改变 100mV, 引起 e 倍数变化。

(3) 对不同的激动剂,通道电导和平均“道通”时间有不同值^[7]。用辛二酰胆碱时电导最大、“道通”时间最长,而用某些 3-甲基铵(如 HPTMA, PPTMA)时,电导减小一半,“道通”时间也大大缩短。

(4) 不同的一价阳离子使通道电导与平均

“道通”时间有不同值^[8]。Li 延长平均“道通”时间,但缩小电导, Cs 缩短平均“道通”时间,但增大电导。

(5) 一些药物对通道电导和平均道通时间有很大影响。二硫苏糖醇 (DTT) 使电导减小,“道通”时间缩短^[6], 不过某些氧化剂完全可逆地消除 DTT 的影响。这样看来,似乎二硫键以某种方式与 Ach 通道的构型变化有关。而脂族的醇,如乙醇和丁醇使平均“道通”时间大大延长。

(6) 在局部麻醉药作用下, Ach 通道噪声功率谱不再是简单的 Lorentzian 了,经过各种模型与实验结果的比较,最可能的解释是局部麻醉药在阻断电流流过通道的同时,阻止了通道闸门的“关闭”。这样看来,通道除了“道通”与“关闭”两状态外,还有“阻断”状态。局麻药作用是使一部分通道处于阻断状态^[9]。

引起膜噪声的其他化学递质中研究得最多的要算是谷氨酸盐,它在节肢动物接头后膜上引起电导起伏变化,结果基本类似于对 Ach 受体通道的分析,所得到的功率谱也是 Lorentzian 的,不过单通道的电导值较大,为 100—200pS, 平均“道通”时间受温度影响,但在温度下降时缩短。

2. 电压可兴奋膜的膜噪声 最早的膜噪声工作就是在朗氏节膜上做的,与化学可兴奋膜相比,情况就比较复杂。众所周知,神经轴突膜上常常同时存在多种离子通道,如钠通道、钾通道等,为了简化起见,常常希望把它们分别进行研究,可是迄今没有一个十分理想的简单方法。现在常用的方法有三种:

(1) 使用特殊的阻断剂如 TTX 可以阻断 Na 通道, TEA 在某种条件下可以阻断钾通道, (2) 利用钠、钾电流时程的不同加以区分,先是钠电流,后是钾电流, (3) 取代溶液中相应的离子如用 TMA, choline 等代替钠离子, Cs 代替钾离子。这些方法都是相辅相成的,很难达到完全分开的目的,给实验工作带来一定的困难。不仅如此,在这里,各种起源的膜噪声常常混杂在一起 (早期的研究大都是 $1/f$ 噪声)。Van

den Berg 对朗氏节膜就给出了 7 种噪声源的模型^[2], 总的膜噪声功率谱

$$S_m(f) = \frac{C_{Na}}{f} I_{Na}^2 + \frac{S_{Na}(+0)}{1 + (2\pi f\tau_h)^2} + \frac{C_K}{f} I_K^2 + \frac{S_K(+0)}{1 + (2\pi f\tau_K)^2} + \frac{C_L}{f} I_L^2 + S_B + 4KTRc\{Z_m\} \quad (16)$$

第一、二项来自钠离子系统, 三、四项是钾离子系统, 五项是漏电流系统, 六项是猝发噪声, 而最后一项是膜阻抗的热噪声。所以对用前述方法分离出来的某一离子系统进行研究时常常用

$$S(f) = \frac{A_1}{f} + \frac{S(0)}{1 + (2\pi f\tau)^2},$$

即用 $1/f$ 噪声和 Loranizan 噪声, 按某种比例相加的和去拟合实验所得的结果, 以便将 $1/f$ 噪声和电导起伏的特性区分开来。不过就是这样, 各实验室所得结果在具体定量关系上仍有不小的差别。例如钾离子通道平均开放时间 τ_K , 有人得到此值不随膜电位变化, 近似最大的 τ_n 值 (Hodgkin-Huxley 的 K^+ 电流的时间常数) 另一些人得到 τ_K 随电位而变化, 并等于 τ_n , 而再有一些人则得到 τ_n 值是 τ_K 的 1.5 到 2 倍。由于实验技术的不同, 所用的电压箝具体装置的不同以及生物标本的不同, 可能都是造成这种结果不一致的重要因素。不过迄今为止, 我们仍不知道为什么这些不同会造成这样不一致的结果。实际上, 最难估计的还是生物膜的状况, 因为在一般电压箝实验中, 包括 Hodgkin-Huxley 的实验都是在较短时程的控制电位条件下进行, 而在膜噪声测试实验时为了得到相应的低频信息与尽可能的平稳状态, 常常使用较长时程的控制电位, 因此, 各离子系统的失活、平衡电位和通道闸门“开关”的时间常数等情况, 常常与较短时程条件下不同, 而且随时间在变化。Sigworth^[10] 用总体平均技术代替常用的时间平均。这个方法不仅适用于钠离子系统 (大家知道用 Hodgkin-Huxley 模型来表示钠离子系统, 有 m 与 h 两个过程, 很难说钠电流是一个平稳过程), 而且适用于钾离子系统。在较长时程控制电位条件下, 朗氏节上钾电流至少也

有两个过程, n 与 h , 即激活与失活过程, 严格地说也是非平稳过程。所以从方法上似乎也应使用总体平均技术。

四、离子单通道记录

综上所述, 七十年代膜噪声的研究使我们对兴奋过程的理解从细胞水平深入到分子水平, 用此方法可以间接地测量离子单通道的各种特性, 不过, 我们也看到这种测量往往是与模型怎样假设有关。例如, 起初在分析 Ach 噪声时假定通道“道通”时的单位事件是形如小终板电位的快速道通, 而后又以指数形式逐渐关闭的过程, 只是幅值小一些, 是小小小终板。从这样的假定出发, 离子单通道电导的估计值是在 10^{-10} 数量级上。倘若假定单位事件是方波形式, 那末, 单通道的电导值从理论上计算就仅是上述估计值的一半^[4]。至于钠、钾通道的情况, 更是如此。从 Hodgkin-Huxley 模型来看, 可以假设通道仅有两种状态, 即“道通”与“关闭”。但也不能排除多级状态, 即还有半“道通”, 大部分“道通”, 小部分“道通”等等状态存在的可能。在这里, 用不同的假设就会估计出不同数值的离子单通道特性。很明显, 这种任意假设模型的情况对噪声分析的结果带来了困难与麻烦, 因此, 大家都寄希望于改进技术, 直接记出离子单通道的电导变化。实际上, 在人工膜上早有离子单通道记录的先例^[11]。这里的主要问题是设法从电学角度上孤立出足够小的一片生物膜来, 从而减低背景噪声, 记出离子单通道“道通”瞬间所流过的微小电流。Neher 和 Sakmann^[12] 改进了生物膜电压箝实验中已经使用的吸引方法, 用加热抛光后其尖端直径仅为 $3-5\mu$ 的微吸管, 压触在去神经后的蛙胸皮肌膜上, 即所谓细胞外斑片箝技术, 首先报道了成功的记录, 记出了 Ach 受体通道“道通”时流经通道的电流方波, 直接测量了离子单通道“道通”时的电导值 γ 与平均“道通”时间 τ , 所得结果与先前噪声分析的统计结果非常吻合。这样, 离子单通道记录不仅为采用何种模型提供了实验证据, 而且为设计新的实验——从分子水平

上考虑离子通道特性开创了一条新的途径。

五、“十亿欧姆封接”技术与发展^[13]

最初所用的微吸管与生物膜的“封接”其电阻值仅在 50M Ω 左右,最近发现,只要保持微吸管表面与生物膜表面适当的“清洁”,在微吸管与生物膜压触后稍加负压,这些“封接”的电阻会成千倍地增加,达到 10—100G Ω 。人们用“十亿欧姆封接”(Giga-seal)这样一个特殊名词以区分常见的“兆欧封接”(megaohm seal)。“十亿欧姆封接”几个数量级地降低了记录过程中的背景噪声,大大地改善了对仅有 1—2pA 的信号记录,同时用较简单的电子线路电压箝制了这一小片生物膜,而不必外加通常的微电极电压箝。这种微吸管的制作可分成三步:(1)从玻璃毛细管拉制成微吸管,基本上近似于玻璃微电极的制作过程。(2)在微吸管颈部涂以疏水性物质如 Sylgard 等,主要是为了形成一个疏水面,降低微吸管与外溶液间的杂散电容,从而降低背景噪声。不过这一步对形成“十亿欧姆封接”并不是绝对必要的。(3)热抛光微吸管尖端。这种“封接”所要求的所谓“清洁”的生物膜就是在一般电镜染色条件下没有其他表层结构的细胞膜,大多数组织培养细胞和用酶“清洁”过的成年动物细胞表面都可以满足这个要求。

另外,这种细胞膜与玻璃微吸管接触并形成“十亿欧姆封接”后,不仅在电学上是很紧密的,而且在机械上也是非常牢固的,常常可以把微吸管从细胞表面抽起而不降低这种“封接”的电阻值。这一小片与微吸管“封接”的细胞膜还能随微吸管一起抽起,并从母细胞分离出来,自身愈合形成小泡。此时,若把微吸管提出液面,或在低钙溶液中将微吸管从细胞表面抽出,便可使小泡面向外溶液的膜破裂或不能自身愈合,以致小泡内面与溶液直接接触形成所谓内面向外斑片。同样,在形成“十亿欧姆封接”后,可以破裂面向微吸管内的膜,而不降低这种“封接”的电阻值。假如此后再把微吸管从细胞表面抽起,那末,所形成的小泡就是所谓外面向外

斑片。所以,利用内面向外与外面向外斑片技术可以在直接记录无细胞的孤立斑片膜上的离子单通道时,任意改变内外溶液的成份,研究不同药物的作用等等。再者,在形成“十亿欧姆封接”并破裂面向微吸管内的膜时,使微吸管进入细胞内,是一种直接低电阻地与细胞内接通的方法,便于对过去电生理方法很难研究的小细胞作电位记录与电压箝制。有人还利用这种技术研究了细胞的胞吐过程。

六、各种离子单通道

这方面的工作综合起来可分下列三个方面:

1. 对膜噪声工作的进一步肯定 例如局麻药对 Ach 通道的影响。在离子单通道的实验中进一步表明,通道除了“道通”与“关闭”两状态外,还存在“阻断”状态。与噪声分析时相关函数呈双指数函数相对应,单通道记录时可见到单通道电流的簇状变化。这是通道在“阻断”与“非阻断”状态之间的跳跃^[14]。再则,原先对通道的“道通”与“关闭”过程中的单位事件是什么形式,存在着不同假设,现在看来,方波形式是更加符合实际^[12]。迄今为止所有已记到的单通道电流变化都呈方波形式,为此提供了实验根据。

2. 记录了很多种离子单通道电流 除了最早记录的 Ach 单通道外,现已报道的有 K⁺单通道,Na⁺单通道,Ca²⁺单通道,Ca²⁺激活的 K⁺单通道,内向整流的 K⁺单通道,Ca²⁺激活的无离子选择性单通道,谷氨酸单通道等等。从所用标本来讲,有两栖类,哺乳类成年动物的神经肌肉接头,去神经后的肌纤维,用酶分离的心肌细胞、脊髓细胞、鱿鱼神经纤维、节足类昆虫肌纤维以及各种胚胎细胞与组织培养细胞等等,它们的电导一般在几个到 200pS 之间。

3. 为进一步了解通道的分子机理提供了新的途径 R. Horn 等人对大白鼠肌管的 Na⁺单通道记录作概率分析,明确地表明激活并不是钠通道失活的先决条件^[15],并对钠通道的工作模式提出了新见解。再则,最近有人已经分离

出 Ach 受体蛋白,又把它重新装在人工磷脂膜上,并记录了类似在活体上的 Ach 通道电流。这种人工系统上的通道特性与整体肌纤维膜上的通道特性极为相似,这有力地表明在接头上由化学激活的电导增加是 Ach 受体蛋白的自身特性。有理由相信,对离子通道尤其是 Ach 通道的功能与结构关系从分子水平上的更进一步理解,已为期不远。

另外,还有一些工作把离子单通道的“道通”与“关闭”过程看成是一个马尔可夫过程,据此分析估计通道的各种动力学参数。总之,离子单通道记录技术为从分子水平上来了解离子通道的两大特性——(1)通道“道通”与“关闭”的动力学,(2)通道通透性的分子基础——提供了直接的实验手段。

对通道的研究已经由电压钳的 IV 曲线,生物膜噪声进入了离子单通道电流的新阶段,这可以使我们的研究很容易地同时从总体与个体两个方面来进行;如果再结合其他研究手段,人

们对兴奋过程的分子基础的理解在不久的将来肯定会有一个新的飞跃。

参 考 文 献

- [1] Verveen, A. A.: *Structure and Function of The Cerebral Cortex* (Tower D. B. et al. eds), Amsterdam, Elsevier, p. 282, 1960.
- [2] Van den Berg, D. J.: *Electrical Fluctuation in Myelinated Nerve Membrane*, Thesis Univ. of Leyden 1978.
- [3] Katz, B. et al: *Nature*, **226**, 962, 1970.
- [4] Anderson, C. R. et al.: *J. Physiol.*, **235**, 655, 1973.
- [5] Neher, R. et al: *J. Physiol.*, **258**, 705, 1976.
- [6] Ben-Haim, D. et al: *Pflugers Arch.*, **355**, 19, 1975.
- [7] Colquhoun, D. et al: *Nature*, **253**, 204, 1975.
- [8] Gage, P. W. et al: *J. Physiol.*, **288**, 509, 1979.
- [9] Ruff, R. L.: *J. Physiol.*, **264**, 89, 1977.
- [10] Sigworth, F. J.: *J. Physiol.*, **307**, 97, 1980.
- [11] Hladky, S. B. et al: *Nature*, **225**, 451, 1970.
- [12] Neher, E. et al: *Nature*, **260**, 799, 1976.
- [13] Hamill, O. P. et al: *Pflugers Arch.*, **391**, 85, 1981.
- [14] Neher, E. et al: *J. Physiol.*, **277**, 153, 1978.
- [15] Horn, R. et al: *Nature*, **291**, 426, 1981.

[本文于 1983 年 5 月 20 日收到]

脑内信息处理的某些特点

黄 秉 宪

(中国科学院自动化研究所,北京)

前 言

脑和电子计算机都是强有力的信息处理装置,对两者的信息处理方式加以比较,对于发展新型的信息处理装置,对脑的功能的进一步了解都有意义。

关于对脑与计算机的比较,Neuman 在他的小册子^[1]中指出了两者的相似点,但主要还是从数学的角度比较了二者的差异,在并行和串行,运算速度,计算精度等方面作了较多的分析。指出脑的元件运算速度慢,采用并行方式处理。认为并行与串行不一定在所有情况下都可以相互代换。他指出两者在逻辑和结构上可能存在广泛的不同,但未就此充分展示讨论。

本文则主要从信息处理方式的角度,在神经细胞组成的神经网络水平上,依据目前已知的神经生理学及生物控制论知识,综合考察脑的信息处理的特点。下面分几个方面讨论。而在脑中,这些方式是相互配合、共同实现脑内发生的复杂的信息处理功能。

一、脑内信息的并行处理

脑内信息处理的基本单元是神经元,它的运算速度相当低。神经脉冲频率最高不超过 1000 次/秒,然而脑对某些信息的处理比目前的电子计算机还快得多,例如对图象的辨认。因而势必采用并行处理。并行信息处理是脑信息处理的重要特点。据目前的了解,脑的并行