

# 弱信号在 Hodgkin-Huxley 神经元单向耦合系统中的传输特性

梁晓冰<sup>1)</sup> 刘希顺<sup>1)†</sup> 刘安芝<sup>1)</sup> 王博亮<sup>2)</sup>

1) 国防科技大学电子科学与工程学院, 长沙 410073)

2) 厦门大学计算机科学系, 厦门 361005)

(2008 年 5 月 12 日收到, 2008 年 11 月 7 日收到修改稿)

研究了阈下信号在含噪声的 Hodgkin-Huxley 神经元单向耦合系统中的传输特性. 结果表明, 各单元中均存在随机共振现象, 可见噪声有助于提高信号的检测和传输; 另外, 耦合实现了信号的传输, 且随着耦合强度的增强信号的传输效率增加, 在耦合强度达到某一程度时两神经元实现了有时延的一致放电; 并且接收元的信噪比最优值处的噪声强度随着耦合强度的提高而减小, 最终与驱动元的一致; 另外在耦合强度过强时, 接收元出现过耦合放电, 但是最终会被不断增强的噪声抑制, 此现象有助于解释神经元的自放电及神经系统的自调节. 研究表明噪声和耦合在神经系统传输弱信号过程中起重要作用, 且有助于揭开神经系统的信号传输机理, 在模型中解释生物学现象.

关键词: Hodgkin-Huxley 神经元模型, 随机共振, 噪声, 单向耦合系统

PACC: 8730, 0547

## 1. 引 言

信息在脑中的传输和处理方式的研究是目前的一大热点, 有助于理解脑的运行机理, 实现具有认知机理的信号处理. 噪声在神经系统中是普遍存在的, 大量的理论和生理实验均证明了这些噪声是有益于阈下弱信号在神经系统中的传输的<sup>[1-4]</sup>, 这种出乎意料的有益现象被称之为随机共振<sup>[5]</sup>, 它表现为在非线性系统中的噪声在某一适当强度时, 系统对弱信号最为敏感, 而噪声过小时系统不会检测到输入其中的弱信号, 过强则会淹没它们. 这种现象对于弄清神经系统如何检测和处理来自传感器的微弱神经激励是非常关键的.

神经网络中存在化学突触和电突触两种连接, 前者涉及到多种化学递质的交换, 比后者要复杂得多, 而电突触参与电信号的快速传导, 是神经元间信号传递的最简单形式. 近来很多研究人员对各种有噪声的神经网络的动力学特征及其信号传输特性做了研究, 特别是电突触耦合网络, 并且发现电耦合在神经网络中扮演重要角色<sup>[6]</sup>. 另外, 这种电耦合模

型在非线性系统中是一种非常普遍的网络形式. 以往的研究多集中在最近邻耦合<sup>[7-9]</sup>或全耦合<sup>[10-12]</sup>系统, 而最近一些研究则转向单向耦合系统<sup>[13-20]</sup>. 比如 Zhang 等<sup>[13]</sup>发现在单向耦合双稳系统中, 适当的耦合和噪声可以使信号在系统中实现无阻抗的传输; Jiang 等<sup>[14]</sup>发现在布鲁塞尔模型单向耦合系统中耦合可以维持单纯的噪声引起的随机共振——一致共振; 文献 [15] 的研究表明在一个多级兴奋性系统中一致共振也可以得到维持; La Rosa 等<sup>[16]</sup>则发现在一个单向耦合 HR 神经元链中会出现新的规则节律; Hou 等<sup>[17]</sup>的研究发现噪声可以激励起信号在单向耦合化学振荡器中传输; Li 等<sup>[18]</sup>研究了两个耦合 FN 神经元单向耦合系统中只在一端输入噪声时网络的集总动力学行为, 结果表明在这个网络中噪声引起的内部随机共振, 即一致共振, 在一定的噪声强度和耦合强度时得到了提高与维持; 后来他们又研究了在二十个 FN 单元的单向耦合网络中的单端输入噪声引起的振荡信息的传输<sup>[19]</sup>. 总结这些研究可以发现, 他们主要研究了单纯的噪声激励起的一致共振现象在各种物理化学系统中的动力学表现, 但是针对弱激励信号和此类神经网络的研究还不多

见,而单向耦合系统与控制动物节律活动的中枢模式发生器(central pattern generator)的动力学密切相关<sup>[21]</sup>.另外神经系统的输入信号往往是非直流的,研究低于神经元响应阈值的弱周期信号在此类随机系统中的传输,对于探索神经系统的信号处理方式也是很有意义的.

鉴于此,文中研究了弱周期信号在 Hodgkin-Huxley(HH)神经元模型构成的单向耦合系统中的传输特性.结果表明弱信号的传输与噪声强度和耦合强度都存在着密切关系.噪声使得系统中的各元均产生了随机共振现象,通过它实现了信号的检测,且有利于信号的传输;耦合实现了信号在系统中的传递,而且随着耦合强度的提高,信号在系统中的传输效果提高;另外接收元的信噪比最优值处的噪声强度随着耦合强度的增强而减弱,直到与驱动元一致;但是当耦合强度过强时,无信号单元表现出了自放电现象,随着噪声的增强,自放电被抑制,信噪比成线性下降,此现象可用于解释神经元的自放电和神经系统的自调制等.本研究有助于揭开神经系统的信号传输机理,理解噪声及耦合在生物神经系统中的作用,并在模型中解释神经生物学的现象.

## 2. HH 单向耦合系统模型及数据分析方法

### 2.1. HH 单向耦合系统模型

HH 模型是由 Hodgkin 与 Huxley 于 1952 年通过对枪乌贼大神经纤维的生理实验数据建立起来的<sup>[22]</sup>.本文对由二元 HH 模型构成的单向电耦合系统进行了研究.系统模型如图 1 所示,第一个单元中除噪声外另加入了弱信号,称为驱动元,第二个单元中除噪声外还通过耦合接收来自驱动元的激励,称为接收元.

系统模型的公式如方程组(1)所示:

$$C_m \frac{dv_1}{dt} = -g_{Na} m_1^3 h_1 (v_1 - V_{Na}) - g_K n_1^4 (v_1 - V_K) - g_L (v_1 - V_L) + \xi_1(t) + I_{ext},$$

$$C_m \frac{dv_2}{dt} = -g_{Na} m_2^3 h_2 (v_2 - V_{Na}) - g_K n_2^4 (v_2 - V_K) - g_L (v_2 - V_L) + \xi_2(t) + \alpha(v_1 - v_2),$$

$$\frac{dm_i}{dt} = \alpha_m^i (1 - m_i) - \beta_m^i m_i,$$

$$\frac{dh_i}{dt} = \alpha_h^i (1 - h_i) - \beta_h^i h_i,$$

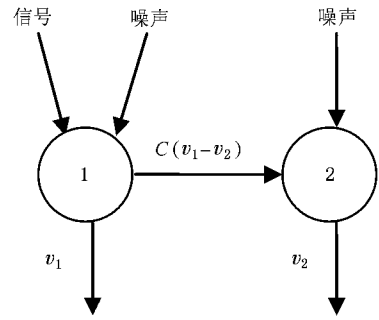


图 1 系统模型图

$$\frac{dn_i}{dt} = \alpha_n^i (1 - n_i) - \beta_n^i n_i, \quad i = 1, 2. \quad (1)$$

这里  $v_i$  代表膜电位,  $C_m$  为膜电容,  $g_{Na}$ ,  $g_K$ ,  $g_L$  分别为钠离子、钾离子、漏离子的最大电导,  $m$ ,  $h$ ,  $n$  为离子的门控变量,  $\alpha_k^i, \beta_k^i$  ( $k = m, n, h$ ) 是电导变量系数, 表达式参见附录.  $V_{Na}, V_K, V_L$  分别为三离子的平衡电位. 各参数的取值如表 1 所示.  $I_{ext}$  代表外部输入电流,  $I_{ext} = I_1 \sin(2\pi f_s t)$ ,  $\xi_i(t)$  为高斯白噪声(Gauss white noise, GWN), 且  $\xi_i(t) = 0, \xi_i(t)\xi_j(t') = 2D\delta_{ij}\delta(t-t')$  ( $i = 1, 2$ ),  $D$  称为噪声强度, 为均值计算符号.  $C$  为单向耦合强度.

表 1 参数取值

参数	值
$C_m / (\mu F/cm^2)$	1
$g_{Na} / (mS/cm^2)$	120
$g_K / (mS/cm^2)$	36
$g_L / (mS/cm^2)$	0.3
$V_{Na} / mV$	110
$V_K / mV$	-12
$V_L / mV$	10.6

### 2.2. 数据分析方法

通过二阶随机龙格-库塔算法<sup>[23]</sup>计算上述方程组,为了移除阈下振荡和其他不包含信息的时间成分,对各元的膜电位进行了重定义,  $v_{i,out}(t) = \sum_n \delta(t - t_n)$  ( $i = 1, 2$ ), 其中  $t_n$  为第  $n$  次放电时刻.

接下来对模型的输出序列在频域中进行分析. 首先通过快速傅里叶变换求得其功率谱密度 PSD, 然后通过

$$SNR = 10 \log_{10} \frac{H_{sp} - H_n}{H_n} \quad (2)$$

计算得到信噪比 SNR. 公式中  $H_{sp}$  为 PSD 的峰值, 频率位于  $f_p$ ;  $H_n$  为 PSD 在频率范围  $0.9 < f/f_p < 1.1$  上排除  $f_p$  后的平均值<sup>[3]</sup>. 可见信噪比与神经元放电量及其规则度相关. 在本文的随机共振过程中, 当噪声强度提高时, 放电量增加, 输出信号能量提高, 信噪比变大, 而噪声达到适当强度时, 放电序列的规则度最优, 信噪比最大; 当噪声继续增强, 放电量继续增加, 但是规则度下降, 峰值周围的信号能量增强, 导致信噪比下降.

### 3. 仿真结果和讨论

这里将外部正弦信号设为  $I_1 = 1.5 \text{ mA}$ , 取 HH 神经元模型较敏感的频率  $f_s = 50 \text{ Hz}$ <sup>[10]</sup>, 使神经元处于阈下状态. 计算时间步长  $\Delta t$  设为  $0.002 \text{ ms}$ . 为了模拟足够长的响应时间, 减少统计波动的影响, 进行了 50 次仿真和统计参数的计算, 然后取其均值, 下面对计算结果进行描述和讨论.

为了研究噪声与耦合对弱信号在系统中的传输影响, 对不同的耦合强度和噪声强度下的系统响应进行了仿真.

驱动元的功率谱密度如图 2 所示, 其峰值在  $50 \text{ Hz}$  处. 随着噪声强度的提高, 峰值周围的功率谱密度随之改变. 两个神经元的输出信噪比如图 3 所示, 这些曲线均为倒钟形, 这是随机共振的表征, 是一种噪声提高的信号传输现象<sup>[10, 13]</sup>. 图 3 中, 较稀疏的几条实线为接收元的曲线, 从下到上耦合系数  $C$  依次为  $4, 6, 7, 7.5, 10, 12, 15$ , 较密集近似于一条线的虚线部分为驱动元在上述耦合系数时的曲线. 可见, 信号输入元的信噪比由于无其他反馈影响, 因此各种条件下的结果一致, 且它的随机共振现象使得系统实现了弱信号的检测; 而接收元的信噪比与耦合密切相关, 因此随耦合系数变化而不同, 该元中的信噪比提高证明了系统对弱信号的传输效率提高. 当耦合系数增强时, 它的输出信噪比随之升高, 但是当耦合系数大于某一强度时, 它的信噪比反而会高于第一个单元, 其膜电位如图 4 所示. 接收元的放电明显多于驱动元, 这是一种过耦合引起的神经元放电现象. 随着噪声强度的增强, 放电被抑制, 信噪比下降. 在神经系统中是存在神经元的自放电现象的, 此处模型中的放电有助于解释此类现象.

另外比较各曲线可以发现, 不同的耦合强度会使得神经元在不同的噪声强度处响应最优, 即信号传输

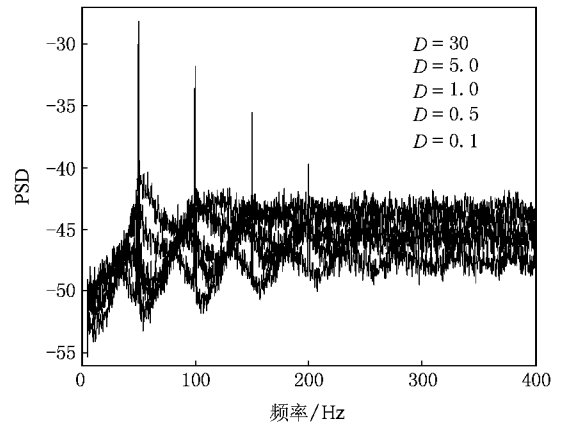


图 2 PSD 由下而上噪声强度分别为 0.1, 0.5, 1, 5, 30

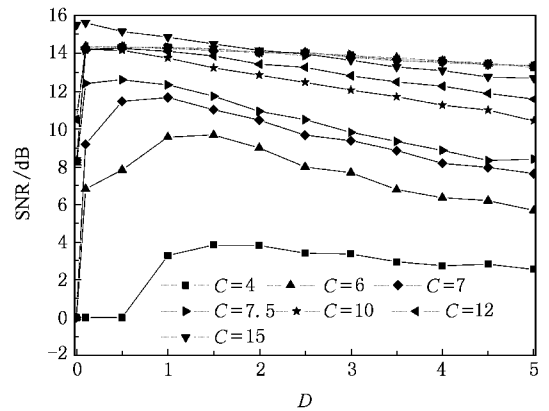


图 3 信噪比曲线

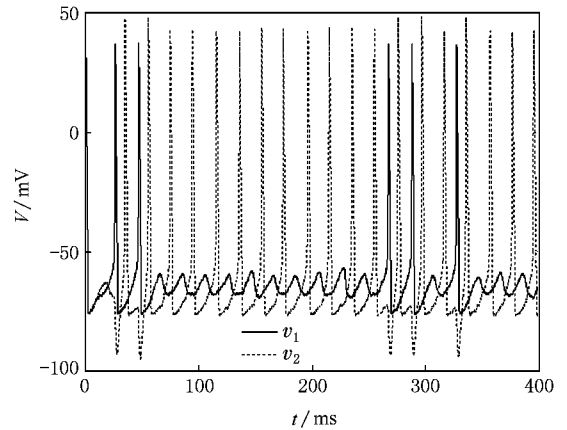


图 4 膜电位图, 耦合强度  $C = 15$ , 噪声强度  $D = 0.1$

性能最强. 随着耦合的加强, 信号的最佳传输需要的噪声强度越来越小, 从  $C = 6$  时的  $1.5$  减弱到  $C = 10$  时的  $0.1$ , 基本与驱动元一致. 此时两个单元基本实现了有时延的一致放电, 如图 5 所示. 图 6 为  $C = 6, D =$

0.1 时的膜电位,可见,当耦合强度较强时,两个神经元的响应是趋于一致的,而当强度较小时,由于耦合信号较小,接收元的响应很弱,放电量很小.

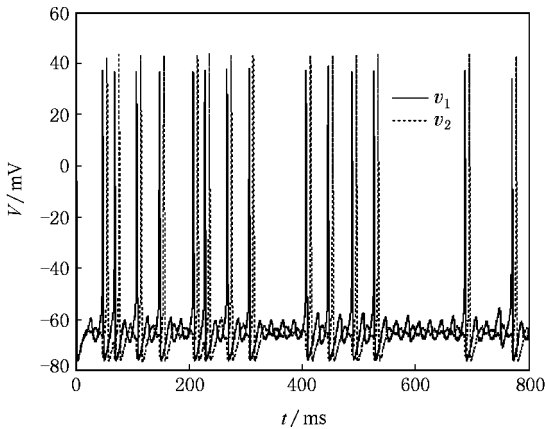


图 5 膜电位图,耦合强度  $C = 10$ ,噪声强度  $D = 0.1$

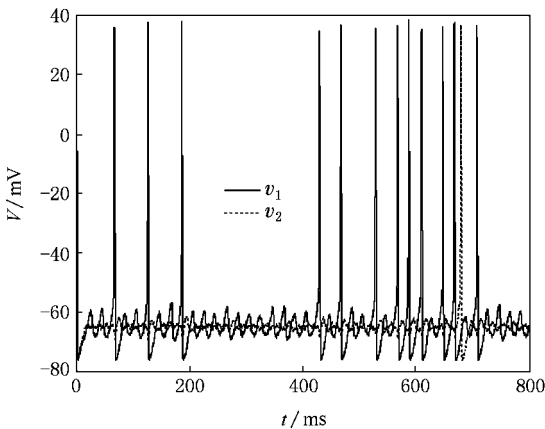


图 6 膜电位图,耦合强度  $C = 6$ ,噪声强度  $D = 0.1$

综合上述结果可以发现,在一定的耦合强度和噪声强度下,两个单元达到时延一致放电的时候,弱信号实现了最优传输.而当条件改变时,耦合系统对

弱信号的传输效果较差,甚至没有任何响应.

## 4. 结 论

本文研究了弱信号在含噪声的单向耦合 HH 系统中的传输.结果表明噪声通过随机共振使得系统实现了弱信号的检测和传输,并且适当的耦合强度和噪声强度可以实现最优的信息传递.另外模型仿真中出现的过耦合自放电及其被噪声抑制,有助于解释生物神经网络中神经元的自放电与其自我调制等现象.这些结果表明,本研究不仅有助于揭开和仿真神经系统的信号处理机理,它还有助于进一步了解神经系统中噪声及耦合的作用,开展神经系统的生物学特性研究.本文的二元模型一定程度上已经代表了单向耦合网络的动力学特性和信号传输特点,在以后的研究中,将会考虑更加复杂的网络,及复杂的混合弱信号在此类系统中的检测与传输问题.

## 附 录

静息电位取为  $-65$  mV,  $\alpha_k^i, \beta_k^i$  ( $i = 1, 2; k = m, n, h$ ) 公式如下:

$$\alpha_m^i = \frac{0.1(v_i + 10)}{1 - \exp\left[-\frac{(v_i + 40)}{10}\right]},$$

$$\beta_m^i = 4\exp\left[-\frac{(v_i + 65)}{18}\right],$$

$$\alpha_h^i = 0.07\exp\left[-\frac{(v_i + 65)}{20}\right],$$

$$\beta_h^i = \left\{1 + \exp\left[-\frac{(v_i + 35)}{10}\right]\right\}^{-1},$$

$$\alpha_n^i = \frac{0.01(v_i + 55)}{1 - \exp\left[-\frac{(v_i + 55)}{10}\right]},$$

$$\beta_n^i = 0.125\exp\left[-\frac{(v_i + 65)}{80}\right].$$

[1] Lindner B, Garcia-Ojalvo J, Neiman A *et al* 2004 *Phys. Rep.* **392** 321  
 [2] Wiesenfeld K, Moss F 1995 *Nature* **373** 33  
 [3] Gluckman B J, Netoff T I, Neel E J *et al* 1996 *Phys. Rev. Lett.* **77** 4098  
 [4] Moss F, Ward L M, Sannita W G 2004 *Clin. Neurophysiol.* **115** 267  
 [5] Benzi R, Sutera A, Vulpiani A 1981 *J. Phys. A* **14** 453  
 [6] Kepler T B, Marder E, Abbott L F 1990 *Science* **248** 83

[7] Lindner J F, Chandramouli S, Bulsara A R *et al* 1998 *Phys. Rev. Lett.* **81** 5048  
 [8] Shi X, Lu Q S 2005 *Chin. Phys.* **14** 1088  
 [9] Wang Q Y, Lu Q S, Chen G R 2006 *Euro. Phys. J. B* **54** 255  
 [10] Hu G, Haken H, Xie F G 1996 *Phys. Rev. Lett.* **77** 1925  
 [11] Yu Y G, Liu F, Wang W 2001 *Biol. Cybern.* **84** 227  
 [12] Pikovsky A, Zaikin A, Casa de la MA 2002 *Phys. Rev. Lett.* **88** 050601  
 [13] Zhang Y, Hu G, Gammaitoni L 1998 *Phys. Rev. E* **58** 2952

- [ 14 ] Jiang Y J , Xin H W 2000 *Phys. Rev. E* **62** 1846
- [ 15 ] Postnov D E , Han S K , Yim T G *et al* 1999 *Phys. Rev. E* **59** 3791
- [ 16 ] La Rosa M , Rabinovich M I , Huerta R *et al* 2000 *Phys. Lett. A* **266** 88
- [ 17 ] Hou Z H , Qu K , Xin H W 2005 *Chem. Phys. Chem.* **6** 58
- [ 18 ] Li Q S , Liu Y 2006 *Phys. Rev. E* **73** 016218
- [ 19 ] Li Q S , Lang X F 2006 *Phys. Rev. E* **74** 031905
- [ 20 ] Zhang R , Hu A H , Xu Z Y 2007 *Acta Phys. Sin.* **56** 6851 ( in Chinese ) [ 张 荣、胡爱花、徐振源 2007 物理学报 **56** 6851 ]
- [ 21 ] Marder E , Bucher D 2001 *Neuran* **11** 986
- [ 22 ] Hodgkin A L , Huxley A F 1952 *J. Physio.* **117** 500
- [ 23 ] Honeycutt R L 1992 *Phys. Rev. A* **45** 600

## The transmission of weak signal in one-way coupled Hodgkin-Huxley neural system

Liang Xiao-Bing<sup>1)</sup> Liu Xi-Shun<sup>1)†</sup> Liu An-Zhi<sup>1)</sup> Wang Bo-Liang<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup> Department of Electronic Science and Technology , College of Electronic Science and Engineering , National University of Defense Technology , Changsha 410073 , China )

<sup>2)</sup> Department of Computer Science , Xiamen University , Xiamen 361005 , China )

( Received 12 May 2008 ; revised manuscript received 7 November 2008 )

### Abstract

The study of signal transmission in neural models is helpful to investigate and model the transmission mechanism of biological neural systems , and realize the signal processing of cognition mechanism. We investigate the transmission of weak signals in a noisy one-way coupled Hodgkin-Huxley neural system. The results show that there is stochastic resonance and it helps to detect and transmit the signal. In addition , the coupling enables the signal transmission in the system. The efficiency of the signal transmission is increased with the increasing coupling strength. At some strength the firing of the elements will be in synchronization. What 's more , the optimal noise intensity of the receptor declines with the increase of the coupling strength , in the end will be equal to that of the driver. When the coupling strength is too high , the receptor will fire by itself. But the spikes will be suppressed by the increasing noise. It may be used to interpret the self action of neurons and the self adjusting in neural system. In addition , these results show that the noise and coupling are important to the transmission of weak signal in neural system. This study maybe helpful to interpret some phenomena in biological experiments.

**Keywords** : Hodgkin-Huxley neuron model , stochastic resonance , noise , one-way coupled system

**PACC** : 8730 , 0547