

# 海豚等动物神经系统处理多普勒信号的 一种可能性方案\*

张 宏<sup>1)2)</sup> 方路平<sup>3)</sup> 童勤业<sup>1)2)B)</sup>

1) 浙江大学生物医学工程系 杭州 310027)

2) 浙江大学生物医学工程教育部重点实验室 杭州 310027)

3) 浙江大学神经信息学中心 杭州 310027)

(2006 年 11 月 13 日收到 2007 年 8 月 7 日收到修改稿)

海豚、蝙蝠等动物具有功能强大的生物声纳,生物神经系统处理多普勒效应的网络结构可能会有多种形式.对这类生物的神经系统信号处理机制及结构的研究,将能为信息处理提供新的视角.根据序空间神经编码理论,构建了一个生物神经回路处理多普勒信号.经计算机仿真可知,该生物神经网络运算速度快、分辨率高,并能处理任意的连续变频率多普勒信号.所研究的仅由 1—2 个神经元组成的网络结构是最简单的,由于网络只有一级神经元的延时,保证了处理的快速性,在神经元输出 10 个脉冲的情况下分辨率可达  $7^{-10}$ .

关键词:多普勒效应,海豚,神经编码,神经脉冲序列

PACC: 8730, 8734

## 1. 引 言

海豚、蝙蝠等动物具有非常有效的生物声纳系统.在深海中,海豚主要是靠回声系统来观察周围的事物,如发现食物、躲避天敌的攻击、避开障碍物等都依靠回声系统.文献 [1—3] 研究了海豚、蝙蝠的发声和回声系统,他们在对海豚用单一短回声信号识别小目标的模型<sup>[1]</sup>、利用回声及其频率变化进行目标定位的灵敏度<sup>[2]</sup>研究中,把较多的注意力集中在这些生物能发出各种声音频率变化的规律上.由于海底的复杂环境,进行多普勒效应的信息处理可大大增加海豚所得的信息量.作者至今未见关于研究海豚利用多普勒效应处理信号的文献,可是文献 [3] 对蝙蝠的研究却认为多普勒效应降低了测距的敏锐程度,是一种干扰.本文所要讨论的是神经系统中实现多普勒信号运算的可能性及其机理.利用描述神经元动作电位变化的 Hodgkin-Huxley 模型(H-H 模型)和序空间编码理论<sup>[4]</sup>对生物神经回路的多普勒效应的处理机制进行计算机仿真研究,提出了一些可能的方案.

## 2. 生物神经回路对多普勒效应的处理机制

多普勒效应是声学中广为人知的一种现象.海豚的发声器官和听觉器官组成了一套多普勒测量系统,发声器官和听觉器官分别是信号发射和接收装置.多普勒信号的发射和返回声波间的频率差值越大,表明目标物体运动速度越快.在工程实际中所有测量频率的系统中都有一个标准时钟,可是生物神经系统却没有这样的标准时钟.因此,海豚神经系统的多普勒效应处理机制应该与现有的工程方法不同.

假定海豚发射的信号是等周期的单纯音,在目标物体表面产生反射后也是单一频率的声波.这种声波在听神经作用下变成等周期的神经脉冲序列,因此在神经系统中就成为测量脉冲序列的频率问题.先构造一个测量频率的神经系统,该系统很简单,其核心就是一个神经元.不同频率的神经脉冲序列(刺激)输入神经元,产生相应的输出神经脉冲.我们从 H-H 模型、符号动力学、圆映射<sup>[5]</sup>等角度出发,

\* 国家重点基础研究发展规划(批准号 5132103ZZT21B)、国家重大基础研究专项基金(批准号 2002CCA01800)和国家自然科学基金(批准号 30170267)资助的课题.

† 通讯联系人, E-mail: bitong@public.zju.edu.cn

研究神经元输入、输出信号之间的关系,以期利用输出脉冲序列分析输入信号的频率.

### 2.1. 神经元的圆映射

根据描述神经元动作电位变化的 H-H 模型,进行计算机模拟.H-H 模型可表示为

$$\begin{aligned}
 C \frac{dV}{dt} &= I_{\text{ext}} - \bar{g}_K n^4 (V - E_K) \\
 &\quad - \bar{g}_{Na} m^3 h (V - E_{Na}) - \bar{g}_l (V - E_l), \\
 \frac{dn}{dt} &= K_n (A_n (1 - n) - B_n n), \\
 \frac{dm}{dt} &= K_m (A_m (1 - m) - B_m m), \\
 \frac{dh}{dt} &= K_h (A_h (1 - h) - B_h h).
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

这里  $\bar{g}_K, \bar{g}_{Na}, \bar{g}_l$  分别为最大钾电导、最大钠电导和由其他离子形成的漏电导,  $n$  为单个钾离子到达通道的概率,  $m, h$  分别为钠通道一个激活粒子、抑制粒子到达通道的概率,  $C$  为单位面积细胞膜上的电容,  $E_K, E_{Na}, E_l$  分别为各成分的平衡电流,  $V$  为细胞膜内外的电位差,  $V_{\text{rest}}$  为静息电位,  $I_{\text{ext}}$  为神经元单位面积细胞膜上的总电流,可表示为

$$I_{\text{ext}} = I_{\text{offset}} + I_s,$$

其中  $I_{\text{offset}}$  为由神经元内外离子浓度差产生的离子电流,  $I_s$  为 H-H 模型的输入信号,其形式为周期性的脉冲序列.考虑到真实神经系统中动作电位的一般参数,这里输入脉冲设置成幅度为 20 mA/cm<sup>2</sup>,脉冲宽度为 1 ms 的方波.  $A_n, A_m, A_h, B_n, B_m, B_h$  是钾、钠以及其他离子的速度常数,可由下列公式计算:

$$\begin{aligned}
 V' &= V - V_{\text{rest}}, \\
 A_n &= \frac{0.01(10 - V')}{e^{(10 - V')/10} - 1}, \\
 B_n &= 0.125e^{-V'/80},
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 A_m &= \frac{0.1(25 - V')}{e^{(25 - V')/10} - 1}, \\
 B_m &= 4e^{-V'/18}, \\
 A_h &= 0.07e^{-V'/20}, \\
 B_h &= \frac{1}{e^{(30 - V')/10} + 1}, \\
 K_l &= 3^{(T - 6.3)/10}.
 \end{aligned}$$

计算过程中所用参量的取值如表 1 所列,其中各变量的生物学意义参见文献 [6].

表 1 H-H 模型的仿真参数取值

参数	取值
$C/\mu\text{F}\cdot\text{cm}^{-2}$	1
$\bar{g}_K/\text{mS}\cdot\text{cm}^{-2}$	36
$\bar{g}_{Na}/\text{mS}\cdot\text{cm}^{-2}$	120
$\bar{g}_l/\text{mS}\cdot\text{cm}^{-2}$	0.3
$E_K/\text{mV}$	-71.967
$E_{Na}/\text{mV}$	54.98
$E_l/\text{mV}$	-49
$I_{\text{offset}}/\text{mA}\cdot\text{cm}^{-2}$	0
$T/^\circ\text{C}$	6.3
$V_{\text{rest}}/\text{mV}$	-59.805

H-H 模型的数值求解采用变步长的 Runge-Kutta 法.根据仿真结果,当在神经元上输入一串等间隔的神经脉冲信号(刺激信号)时,其输出是一串周期很不规则的脉冲信号(响应信号),见图 1(a).取输出信号的圆映射<sup>[4,5]</sup>,具体方法是用输入的周期信号作为时间刻度,如图 1(a)那样置于输出信号之下,按图 1(a)的方法取相位信号  $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \dots, \theta_n$ .这一操作过程就是取圆映射过程,图 1 中的  $\delta_i$  为神经元的输出脉冲,  $r_i$  是输入脉冲,其周期作为圆映射的时间参考.

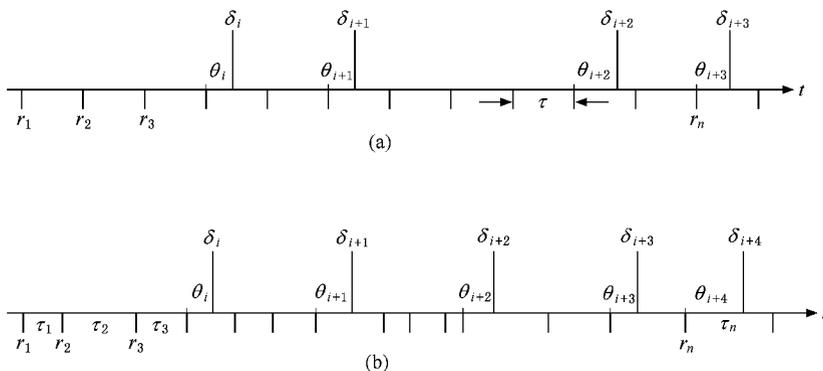


图 1 圆映射和广义圆映射示意图 (a)圆映射 (b)广义圆映射

经取圆映射过程,序列可表示为

$$\{\theta_i\} = \theta_1, \theta_2, \theta_3, \dots, \theta_n, \quad (2)$$

由序列(2)式可得

$$\theta_{n+1} = \Phi(\theta_n). \quad (3)$$

我们无法求出  $\Phi(\theta_n)$  的具体表达式,但是可按序列(2)式画出它的曲线(图2)。由图2可见,  $\theta_n$  与  $\theta_{n+1}$  之间存在着非常有规律的函数关系。

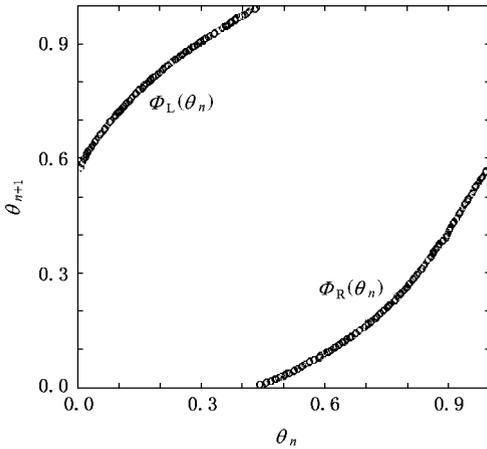


图2 输入脉冲周期为 2.6 ms 时,神经元输出的圆映射  
图中坐标量已作归一化处理

从圆映射理论看,图2所示是一个非常好的单调递增映射。当有一初始相位  $\theta_1$ , 我们就能按图2确定  $\theta_2$ , 依此类推,用  $\theta_n$  确定  $\theta_{n+1}$ , 这样就可得到一串相位序列,该序列与实际神经脉冲所取的相位规律是一致的。这一规律为我们了解神经编码打下了坚实的基础,下一步工作只要按照圆映射规则来分析这串输出脉冲序列。

## 2.2. 圆映射的符号动力学

非线性方法常用于对神经系统的分析研究<sup>[7-11]</sup>,其中圆映射适合于分析神经元的输入、输出规律。由于图2所示的映射是一个单调递增映射,所以它的取符号规则比较简单<sup>[5]</sup>。文献[1]已经对此规则作了介绍,这里为了信号处理的表达需要,在符号的表达式上略有改动。设有一串脉冲序列

$$\eta = \delta_0 \delta_1 \delta_2 \dots \delta_i \dots, \quad (4)$$

取符号的规则为

$$S_i = \begin{cases} p_0 & (n = 0), \\ p_1 & (n = 1), \\ p_2 & (n = 2), \\ \dots & \dots \\ p_r & (n = r), \end{cases} \quad (5)$$

式中  $n = j$  表示兴奋输出脉冲  $\delta_i$  在刺激信号出现后的第  $j$  周期,周期计算方法是以输出脉冲  $\delta_{i-1}$  所在周期作为第 0 周期。

按(5)式给出的规则,将神经输出脉冲序列  $\eta = \delta_0 \delta_1 \delta_2 \dots \delta_i \dots$  转换为符号序列

$$\{S_i\} = S_0, S_1, S_2, \dots, S_n, \dots, \quad (6)$$

式中

$$S_i = p_0, p_1, p_2, \dots, p_r. \quad (7)$$

假设有两符号序列

$$\{a_i\} = a_0 a_1 a_2 \dots a_n,$$

$$\{b_i\} = b_0 b_1 b_2 \dots b_n,$$

其中  $a_i$  和  $b_i$  可以分别等于  $p_0, p_1, p_2, \dots, p_r$ 。在下列条件下:

$$p_0 < p_1 < p_2 < p_3 < \dots < p_r, \quad (8)$$

要区分  $\{a_i\}$  和  $\{b_i\}$  两者大小,应先比较两个符号序列的第一个符号  $a_0$  与  $b_0$ 。当第一个符号及其后更多的符号相同时,序列有以下规律:

$$\sum p_0 < \sum p_1 < \sum p_2 < \dots < \sum p_r, \quad (9)$$

式中  $\sum = a_1 a_2 a_3 \dots a_i = b_1 b_2 b_3 \dots b_i$  是前  $i$  位相同符号部分。

## 2.3. 神经元的输出与输入脉冲频率变化关系

将周期为 2.3—5.9 ms(频率为 434.78—170.75 Hz)的等周期脉冲序列作为输入信号,进行计算机仿真。将输出序列按(5)式规则进行符号变换,得仿真结果。表2为输入脉冲序列的不同频率与输出符号序列的关系,为便于表示,取  $p_i = i$ ,表中只出现 4 5 6 三个符号。

表2 输入脉冲序列的不同频率与输出符号序列的关系

刺激频率/Hz	对应的输出脉冲符号序列(20位)
434.78	6555565555565556555556
431.03	56555556555556555556
427.35	56555555555655555556
423.73	55655555555555555556
420.17	55556555555555555555
416.67	55555555555555555555
413.22	55555555555555555555
170.75	55455554555455545555

由表2可知,输出脉冲的符号序列是按刺激频率高低排序的。如果用不同频率的脉冲输入信号刺激神经元,可以通过神经元脉冲输出的符号序列来

确定刺激频率的高低.表中频率范围还可以进一步扩大,表2所列只是其中一部分.

### 2.4. 描述多普勒效应的指标

设有  $A$  和  $B$  两串符号序列,

$$A = \{a_i\} = a_1 a_2 a_3 a_4 \dots a_i \dots, \quad (10)$$

$$a_i = p_0 p_1 p_2 \dots p_r, \quad (11)$$

$$B = \{b_i\} = b_1 b_2 b_3 b_4 \dots b_i \dots, \quad (12)$$

$$b_i = p_0 p_1 p_2 \dots p_r, \quad (13)$$

根据文献 1 定义序列  $A$  与  $B$  的距离为

$$d(A, B) = \left| \sum_{i=1}^{\infty} \frac{(a_i - b_i)}{(r+1)^i} \right|. \quad (14)$$

这里的  $d(A, B)$  就是用来衡量多普勒效应的一个指标.当两序列完全相同时,也就是发射和反射波频率相同,则两序列距离为零.根据表 1 的数据,序列距离  $d(A, B)$  与两波形的频率差具有单调变化规律.

根据上述分析,检测多普勒效应的关键单元只用两个神经元就可以组成(见图 3),其中  $I(t) = \{r_i\}$  是被测量的脉冲序列,  $O_a(t)$  是神经元  $N_a$  的输出(相当于  $\{\delta_i\}$ , 见图 1),  $O_b(t)$  是神经元  $N_b$  的输出,它的信号与  $I(t)$  相同(作为图 1 中的  $\{r_i\}$ ).由于仅存在单个神经元的延时,因而其处理速度很快.

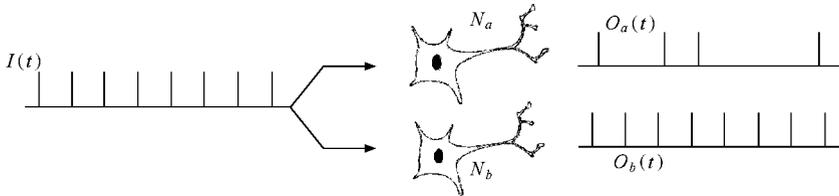


图 3 处理多普勒信号的神经网络示意图

图 3 中  $\{r_i\}$  也可来自产生  $I(t)$  脉冲序列的神经元,直接通过该神经元的轴突送到  $O_b(t)$ ,不需要另一个神经元  $N_b$ .神经系统根据  $O_a(t)$  和  $O_b(t)$  就可以知道  $I(t)$  的频率高低,不需要任何标准时钟.

在实际生物神经系统中不可能按(14)式进行距离计算,这里只是分析所需.由表 1 可以看出,只要知道神经元的输出符号序列是增加还是减少即可,这与距离的变化是一致的.

### 3. 处理变频率多普勒信号

海豚等动物发出的声音不是单一频率的,对于这种变频率声波的处理需要更复杂的计算.这种复杂计算仍可能由一个神经元来完成.

文献 4 中讨论的广义圆映射可帮助我们容易地解决这一复杂计算问题.广义圆映射与原有的圆映射的唯一差别在于其输入神经元的信号是非周期的,比较图 1(a)与(b)就可看出两者的差别,其他规则(如取符号、定义距离等)都与上述周期的输入信号情况下相同.广义圆映射在文献 4 中已有介绍.为便于讨论,此处再明确相关定义.

定义 1 设两个函数  $f_A(t), f_B(t)$ , 若对于任意  $t$  存在如下关系:

$$f_A(t) \geq f_B(t), \quad (15)$$

且至少存在一个  $t$  值使不等式成立,则称  $f_A(t), f_B(t)$  是可排序函数,记为  $RS[f_A(t), f_B(t)]$ .

定义 2 设有函数序列  $\{f_i(t), i = 1, 2, \dots, k\}$ , 若对任意  $i$  均有  $f_i(t), f_{i+1}(t)$  是可排序函数.则称  $\{f_i(t)\}$  是可排序函数序列,记为  $RS[f_i(t), i = 1, 2, \dots, k]$ .图 4 中曲线就是可排序函数序列,记

$$f_A(t) > f_B(t) > f_C(t). \quad (16)$$

定义 3 若有不等周期的脉冲序列  $\{\delta_i\} = \delta_1, \delta_2, \delta_3, \delta_4, \dots, \delta_n$ , 其周期分别为

$$\{\tau_i\} = \tau_1, \tau_2, \tau_3, \tau_4, \dots, \tau_1. \quad (17)$$

分别求周期  $\tau_i$  的倒数  $f_i = 1/\tau_i$ , 可得

$$\{f_i\} = f_1, f_2, f_3, f_4, \dots, f_i, \quad (18)$$

式中的频率是离散的.用样条函数把(18)式中各点连接起来并使之光滑,从而得到函数  $f(t)$ , 我们称  $f(t)$  为脉冲序列  $\{\delta_i\}$  的频率曲线.

定义 4 有三个脉冲序列  $\{A\}, \{B\}, \{C\}$ , 对应的频率曲线分别为  $f_A(t), f_B(t), f_C(t)$ , 如果有  $RS[f_A(t), f_B(t), f_C(t)]$  则称脉冲序列  $\{A\}, \{B\}, \{C\}$  为可排序序列,记为  $FRS[\{A\}, \{B\}, \{C\}]$ .

定理 1 若神经元的输入脉冲序列(刺激)是可

排序的,则对应的输出脉冲序列的符号序列的排序规律与输入脉冲序列的排序规律是一致的。

证明 在这里我们尚不能严格证明定理.我们采用计算机实验,把可排序的脉冲序列输入到 H-H 模型,得到脉冲序列输出.假定给出任意三条频率曲线,为不失一般性,采用三条正弦曲线来讨论(图 4),输入到 H-H 模型的是与之对应的脉冲序列,计算结果见表 3.

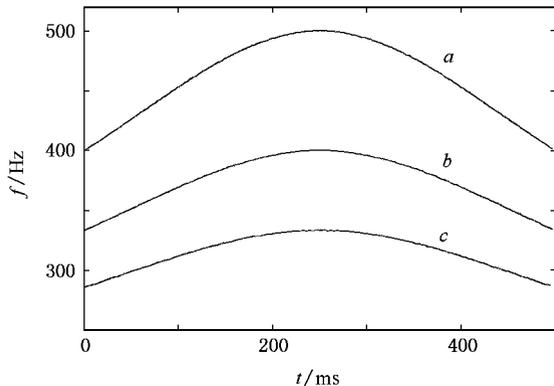


图 4 输入脉冲序列  $A, B, C$  对应的频率曲线 曲线  $a$  与脉冲序列  $A$  对应,曲线  $b$  与脉冲序列  $B$  对应,曲线  $c$  与脉冲序列  $C$  对应

表 3 输入脉冲序列  $A, B, C$  与对应的输出脉冲序列的符号序列

输入脉冲序列	符号序列
$A$	$S_A = 44454445455455545554554545454444$
$B$	$S_B = 4445444454454545455454545445444444$
$C$	$S_C = 444454444454445445445445445444444444$

图 4 中的三条曲线按定义 1 有关系  $a > b > c$  存在.对表 3 中的符号序列进行排序后可知,曲线  $a$ 、曲线  $b$ 、曲线  $c$  各自对应的符号序列  $S_A, S_B, S_C$  的大小顺序是  $S_A > S_B > S_C$ .

在多普勒效应中发射波与反射波之间满足定义 2 的关系,能适用定理 1 来判别.同样可得出两个序列的距离,确定多普勒效应的强弱.

如果图 4 中的曲线  $a$ 、曲线  $b$  和曲线  $c$  变为三条水平平行的直线,则就是纯音多普勒测量.这三条输入脉冲的频率曲线也满足定义 2,说明多频率多普勒效应是纯音多普勒效应的推广.

#### 4. 测量分辨率和信息处理速度

两串脉冲序列频率高低的简单处理方法是进行

两者的周期比较,特别是对单频率声波的多普勒效应.但是,神经系统采用这种方法处理的分辨率很低.神经编码理论中有一种平均频率编码,当两种输入信号频率相差较小时,在有限时间内不同的频率可能有相同的输出脉冲数,无法区分差异.例如对于水中低速游动的鱼类,多普勒效应所致频率变化很小,测量较为困难.而本文所讨论方法的分辨率却很高.从(14)式可知,如果取 10 个神经脉冲,就有 10 个符号,这 10 个符号中最后一个符号对精度的贡献是  $7^{-10}$ ,此时最大频率大约在 400—500 Hz,虽然序列间距离和频率不是线性关系,但已反映出对频率的敏感性.如果再增加脉冲数,分辨率还可以得到显著提高.如此高的分辨率,在现有技术上是很难实现的.

我们认为,海豚只有依靠高分辨率才有可能对低速目标进行准确的判别.由于上述信息处理结构只需 1—2 个神经元,所以外界信息一旦输入,即有结果快速输出.按上述精度要求,也只需 10 个神经脉冲信号.如果神经元工作在 200 Hz 频率下,那么约 0.1 s 就可得出处理结果(输出 10 个脉冲).如果降低分辨率,速度还可以进一步提高,这样的速度足以满足海豚捕食和逃避天敌的需要.

### 5. 海豚等生物可能在序空间中测量速度

#### 5.1. 不稳定和不确定系统只有在序空间中才能实现高灵敏测量

神经系统的每一神经元需要进行新陈代谢,其状态受外界环境影响很大,加之神经系统存在的结构不稳定性,使得相同刺激下输出脉冲序列存在不确定性.用这种不确定的脉冲序列实现高分辨率的测量,从传统的确定性理论的角度看,这是不可想象的.

以上所述的种种变化,反映在本文中就是(1)式参数的变化,这些参数的变化最后都反映在图 2 两函数曲线的变化上.根据符号动力学理论<sup>[12]</sup>,只要这两个函数的单调性不变,不管函数怎样变化都不会影响符号的排序性.我们讨论在符号序列空间中求出距离,因此是在符号空间中测量速度.测量的结果不会受上述因素影响,符号序列所构成的空间就是文献 4 中所提的序空间.

## 5.2. 海豚等生物可能在序空间中测量速度

需要指出的是,本文方法讨论的是分辨率,而不是精度.分辨率只能是相比较而言,精度是指绝对测量所得.所谓序空间测量就是只测量相对大小,不测量绝对数值.海豚在捕食过程中本身也在游动,它所发出的声波由于多普勒效应使其波形发生变化,而且自身速度也很难测量,再加上水流影响,所以它不可能知道小鱼游动的绝对速度,但是可以知道它与小鱼接近速度或是离开速度相对大小.这种相对大小的测量我们称之为序空间中测量,以上的分析都是属于序空间中测量.有了这一信息,再加上海豚的测向能力(这方面内容将另文介绍),足以满足海豚

捕食、躲避敌害的需要.

## 6. 结 论

本文通过计算机仿真分析,讨论神经系统实现多普勒信号处理的机制.提出了一种简单、快速的处理结构,并具有很高的分辨率.

本文所提出测量机制和结构仅仅是理论上推测.当然,我们还可能再构建其他的结构来实现多普勒运算,究竟神经系统采用何种结构,还有待于作进一步的研究.但是本结构是最简单的,因为它只用1—2个神经元构成.

- 
- [ 1 ] Rimskaya-Korsakova L K , Dubrovsky N A 2006 *Acoust. Phys.* **52** 446
- [ 2 ] Popov V V , Supin A Y , Klishin V O , Bulgakova T M 2003 *J. Doklady Biol. Sci.* **392** 393
- [ 3 ] Holderied M W , Jones G , Helversen O V 2006 *J. Exp. Biol.* **209** 1816
- [ 4 ] Tong Q Y , Qian M Q , Li X , Guo H J , Han X P , Li G , Shen G Y 2006 *Sci. China E* **36** 449 ( in Chinese ) [ 童勤业、钱鸣奇、李绪、郭宏基、韩晓鹏、李光、沈公羽 2006 中国科学 E **36** 449 ]
- [ 5 ] Zhang Z J , Chen S G 1989 *Acta Phys. Sin.* **38** 1 ( in Chinese ) [ 张忠建、陈式刚 1989 物理学报 **38** 1 ]
- [ 6 ] Meunier C , Segev I 2002 *Trends Neurosci.* **25** 558
- [ 7 ] Zhang S H , Zhan Y , Yu H 2006 *Chin. Phys.* **15** 2450
- [ 8 ] Li H C , Zhang J S , Xiao X C 2005 *Chin. Phys.* **14** 2181
- [ 9 ] Wang M S , Hou Z H , Xin H W 2006 *Chin. Phys.* **15** 2553
- [ 10 ] Song Y , Zhao T J , Liu J W , Wang X Q , Zhan Y 2005 *Acta Phys. Sin.* **54** 4020 ( in Chinese ) [ 宋杨、赵同军、刘金伟、王向群、展永 2005 物理学报 **54** 4020 ]
- [ 11 ] Xiong T , Zhang B L , Chang S J , Shen J Y , Zhang Y X 2005 *Acta Phys. Sin.* **54** 2435 ( in Chinese ) [ 熊涛、张便利、常胜江、申金媛、张延忻 2005 物理学报 **54** 2435 ]
- [ 12 ] Zhou Z L 1997 *System of Symbolic Dynamics* ( Shanghai : Shanghai Scientific and Technological Education Publishing House ) ( in Chinese ) [ 周作领 1997 符号动力系统 ( 上海 : 上海科技教育出版社 ) ]

# A possible way for dolphin and other animals to handle Doppler signals<sup>\*</sup>

Zhang Hong<sup>1,2)</sup> Fang Lu-Ping<sup>3)</sup> Tong Qin-Ye<sup>1,2,3)†</sup>

<sup>1</sup> *Department of Biomedical Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China*

<sup>2</sup> *Key Laboratory of Biomedical Engineering of Ministry of Education, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China*

<sup>3</sup> *Center of Neural Information Research, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China*

( Received 13 November 2006 ; revised manuscript received 7 August 2007 )

## Abstract

Animals such as dolphin and bat feature powerful biological sonar structure. The research on the mechanism and principle of signal processing performed by neural system will provide a novel viewpoint for signal processing. In this paper, a biological neural loop is established to handle Doppler signal based on neural coding theory of ordered space. From simulation, the system loop achieves fast operation and high resolution. Furthermore, Doppler signals of continuously-changing frequency can be properly coped with as well. The network structure for handling Doppler signals may take many forms. However, the structure proposed in the paper is possibly the simplest one, for it comprises only one or two neurons, ensuring rapid processing and high resolution.

**Keywords** : Doppler effect, dolphin, neuron coding, neural spike sequence

**PACC** : 8730, 8734

<sup>\*</sup> Project supported by the State Key Development Program for Basic Research of China ( Grant No. 5132103ZZT21B ), the Special Foundation for State Major Basic Research Program of China ( Grant No. 2002CCA01800 ) and the National Natural Science Foundation of China ( Grant No. 30170267 ).

<sup>†</sup> Corresponding author. E-mail: bitong@public.zju.edu.cn