

分布式电流刺激抑制心肌组织中螺旋波*

王春妮 马军†

(兰州理工大学物理系, 兰州 730050)

(2012年11月4日收到; 2012年11月19日收到修改稿)

利用两种恒定电信号刺激介质不同区域来产生分布式电流, 外界分布式电流内化为跨膜电流后在介质中形成稳定的梯度力可抑制螺旋波的传播. 当螺旋波被消除后系统进一步演化为均匀态且对应的膜片电位采样序列逐渐趋于一个稳定值. 在考虑噪声情况下, 该方法仍然能消除螺旋波, 对其采样序列分析也验证了方法的可靠性.

关键词: 螺旋波, 分布式电流, 激发介质

PACS: 45.70.Qj, 47.54.-r, 82.40.Ck, 87.18.Hf

DOI: 10.7498/aps.62.084501

1 引言

时空系统在远离热力学平衡态下可观察到各类奇异的螺旋波, 这些螺旋波或者以稳定的频率在介质中旋转, 或者漫游漂移. 在化学反应系统, 气体放电和生物系统中都可以观察到螺旋波的存在^[1-6]. 过去几十年来, 人们对螺旋波的相关问题进行了广泛研究. 近年来对时空系统中螺旋波的研究主要包括: 介质中螺旋波出现的根源, 各类螺旋波的转换, 如单臂螺旋波到多臂螺旋波、稳定旋转螺旋波到漫游螺旋波或者超螺旋波, 螺旋波波头动力学行为, 外加控制下螺旋波和靶波的竞争、外界电场对介质极化后对螺旋波演化的影响, 螺旋波破裂的路径和机制. 研究比较多的则是提出各类方法来消除螺旋波和控制时空混沌. 如文献 [7] 提出的理论模型可以描述螺旋波形成条件和波前移动速度等; 文献 [8] 对于激发介质中稳定旋转螺旋波稳定性分析给出了快捷算法; 文献 [9] 基于光敏的 Belousov-Zhabotinsky 反应研究了三变量介质中螺旋波形成机制问题; 文献 [10] 对预混火焰中的靶波和螺旋波进行建模和刻画; 文献 [11] 分析了螺旋波漫游的机制; 文献 [12] 研究了一类离散激发介质中螺旋波控制和运动的机制; 文献 [13] 报道了螺旋波的对称性破缺; 文献 [14] 从实验角度研究了激发介

质中螺旋波的长波失稳引起的破裂; 文献 [15] 以一类心电活动的模型研究了螺旋波的多重破裂机制; 文献 [16] 研究了超螺旋波的统计特性和局部分岔行为; 文献 [17] 研究了漫游和漂移螺旋波的超结构特性; 文献 [18] 分析了螺旋波对流失稳问题; 文献 [19] 对化学反应系统的化学波, 湍流等控制问题进行了详细报道; 文献 [20] 报道了一类反应扩散系统中内传的螺旋波; 文献 [21] 研究了一类激发介质中螺旋波的漂移和卷波的失稳; 文献 [22] 通过周期信号调制介质的激发性来控制激发介质中的螺旋波; 文献 [23] 细致研究了具有球面几何结构介质中螺旋波的特性以及多臂螺旋波的诱发问题.

研究表明, 心肌组织中的螺旋波是有害的, 当心脏组织中电活动在空间展现为螺旋波特征时, 则表示心脏出现如心律不齐的症状, 当螺旋波破裂则进一步诱发心颤行为, 引起心脏的猝死. 对于心肌组织中螺旋波特性的研究通常采用反应扩散方程来刻画电活动的特性. 如文献 [24, 25] 提出一类模型来描述心颤以及心肌组织中螺旋波的控制问题; 文献 [26, 27] 利用一类心肌组织模型研究了螺旋波诱发、漫游以及控制问题; 文献 [28] 提出一种可激发的电动力学模型来研究再入性心率不齐和心动过速问题; 文献 [29] 采用钾离子通道阻塞来抑制螺旋波; 文献 [30] 提出采用多重电极电击来消除心肌组织中的螺旋波来预防心颤; 文献 [31] 采用周

* 国家自然科学基金(批准号: 11265008)资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: hyperchaos@163.com

期刺激和钙离子通道阻塞来抑制螺旋波和心颤;文献 [32] 提出局部刺激来消除双室模型刻画的心肌组织的螺旋波;文献 [33] 采用非连续电击方法控制了螺旋波;文献 [34] 考虑了心脏兴奋收缩和舒张下极化电流效应,研究了螺旋波诱发机制问题;文献 [35] 以四个不同种类的心肌组织模型为对象,研究了非均匀效应下螺旋波控制问题;文献 [36] 讨论了毫米尺寸的介质阻挡下外电场对螺旋波抑制问题.

近年来,国内的许多研究人员对于螺旋波的控制也进行了广泛的研究.如欧阳颀等 [37] 对螺旋波开创性的研究工作引起了广泛关注.Zhang 等 [38-42] 提出局部周期信号刺激诱发靶波来抑制螺旋波、时空混沌和卷波;并研究了外加激化电场下螺旋波的动力学行为.Zhan 等 [43-45] 对螺旋波同步和对称性问题也给出了细致的分析讨论.Yang 等 [46-48] 对螺旋波控制和破裂机制等也进行了比较全面的研究.唐国宁等 [49-54] 对螺旋波的同步控制问题的系列研究成果对认知螺旋波动力学行为和预防心颤具有重要意义.董丽芳等 [55-57] 从实验角度对气体放电条件下的斑图问题取得了重要的研究成果.Chen 等 [58-60] 对螺旋波在外场极化下螺旋波的动力学特性做出了较全面的分析和讨论.Yuan 等 [61-63] 对螺旋波的控制和波头动力学也进行了深入的探索分析.Qian 等 [64-66] 对螺旋波的动力学如反螺旋波特性和控制也进行了有趣的研究.Ma 等 [67-73] 对反应扩散系统和耦合细胞网络中的螺旋波控制以及神经元网络螺旋波诱发、传播和破裂机制等问题也进行了多角度研究,分析了外界白噪声和高斯色噪声、离子通道噪声、离子通道不同程度中毒和网络拓扑结构对神经元网络中螺旋波稳定性和破裂的影响等.

虽然已经有许多的方法用来研究螺旋波的镇定和控制问题,但寻求更实际、更可靠简单的方法一直是动力学控制和理论生物物理学家追求的目标.常规的方法如采用局部周期激励介质来诱发行波,利用稳定的行波抑制螺旋波一般事先需要估算螺旋波的旋转频率,且周期信号的幅度一般不能太小,另外就是控制区域问题,电场极化控制螺旋波也有一个控制幅度问题.这里我们建议一种采用分布式电流刺激的方法来实现螺旋波的抑制和镇定,并考虑该方法对噪声的抗干扰问题.分布式电流所选取的强度比较小,两种恒定的外界电刺激分别作用在介质一个局部圆形区域内外,通过分布式电流内化为跨膜电流来影响改变螺旋波的动力学演化

过程,最终达到控制消除螺旋波的目的.

2 模型和方法

包含跨膜电流的心肌组织在二维空间中膜片电位和电流的 Fitzhugh-Nagumo 动力学方程 [74] 通常用 (1) 式表示:

$$\begin{cases} \partial_t e = -ke(e-a)(e-1) - eg + D_e \nabla^2 e, \\ \partial_t g = \left(\varepsilon + \frac{g\mu_1}{e+\mu_2} \right) [g - ke(e-a-1)], \end{cases} \quad (1)$$

其中快变量 e 表示膜片电位,函数 $-ke(e-a)(e-1) - eg$ 表示单位面积上跨膜片离子电流的总和, D_e 是扩散系数,二维空间的拉普拉斯算子 $\nabla^2 = \partial_{xx} + \partial_{yy}$.在恰当的参数下,该模型可以再现心肌组织电活动的动力学特性,如选取参数 $a = 0.15$, $\mu_1 = 0.2$, $\mu_2 = 0.3$, $k = 8$, $\varepsilon = 0.002$, $D_e = 1$ 的条件下,系统可以产生稳定旋转的螺旋波,增大扩散系数,螺旋波则变得稀疏,反之,螺旋波将变得稠密.

动力学方程 (1) 中的第一个方程式刻画了跨膜片电流的变化规律,任何外界电刺激都要内化为跨膜电流才可以影响心肌细胞的膜片电位.利用均匀化理论可以等效描述外界刺激电流对膜片电位的影响,研究表明螺旋波斑图在空间上相当于多个细胞的尺寸大小,外界刺激电流内化为跨膜电流的函数关系 [75-77] 可以表示为

$$I_{st} = k \cdot \frac{K \cdot I_{ex}^2}{12} (1 + a - 3e), \quad (2)$$

其中参数 a, k 是系统 (1) 中对应的参数, e 变量如系统 (1) 中的膜片电位, I_{ex} 是来源于外界的电刺激信号, I_{st} 是等效的内化跨膜片电流, K 参数取决于细胞几何形状,细胞内外和突触间的电阻且与外界刺激电流无关.(2) 式表明外界刺激电流与内化的跨膜电流不是一个简单的线性关系,对于确定的介质, K 参数一般是固定的,在下面数值计算中选取 K 参数等于 1 [30].显然,选择不同的外界刺激电流则在膜片上诱发不同程度的涨落效应,如局部周期信号电刺激(钉扎法)方法控制螺旋波和时空混沌就是在介质内部局部区域产生了周期性的跨膜电流来激励膜片电位的改变,从而达到消除或者抑制螺旋波的目的.从控制效果看,一般要选取外界周期信号的频率非常接近螺旋波旋转的频率,如果介质的特性不知道,则需要对螺旋波的本征频率进行估测,以便确定和选择外界周期信号刺激的频率.实际上,局部周期信号刺激是在膜片上产生了一个梯度力,

这里我们采用另外一种简单的办法来产生这种梯度刺激,即利用分布式电流刺激来实现控制螺旋波的目的:

$$I_{ex} = \begin{cases} I_1 & r \leq R_0 \\ I_2 & r > R_0 \end{cases}, \quad (3)$$

其中 R_0 是施加第一种恒定刺激电流 I_1 的区域半径,为方便起见,通常在介质中心附近某个区域附近选择一个最大半径为 R_0 的圆形或者方形区域,其余区域则施加另外一个恒定的刺激信号 I_2 ,这两种恒定电流的偏差将产生一个梯度刺激,据(2)式内化为膜片跨膜电流后将改变膜片的电位,进一步影响介质的电位分布时空图,选择恰当的梯度形式的分布电流则可以达到控制螺旋波的目的.在梯度电流刺激下,心肌组织的电位变化的动力学方程为

$$\begin{cases} \partial_t e = -ke(e-a)(e-1) - eg \\ \quad + D_e \nabla^2 e + I_{st}(r), \\ \partial_t g = \left(\varepsilon + \frac{g\mu_1}{e + \mu_2} \right) [g - ke(e-a-1)], \end{cases} \quad (4)$$

$$I_{st}(r) = \begin{cases} k \cdot \frac{K \cdot I_1^2}{12} (1+a-3e) & r \leq R_0 \\ k \cdot \frac{K \cdot I_2^2}{12} (1+a-3e) & r > R_0 \end{cases}. \quad (5)$$

下面讨论当分布式电流选取不同值情况下螺旋波的抑制问题,并进一步考虑噪声作用下该方法的有效性问题的。

3 计算结果和讨论

在数值计算模拟中,系统尺寸长宽各为 350 长度单位,扩散系数为 1,系统被离散为 256×256 个结点,控制过程时间段为 1500 时间单位,采用无流边界条件,且以一个稳定旋转的螺旋波作为初始条件(如图 1).螺旋波具有一定的自持续性,对介质中某个结点的电位序列进行采样,在螺旋波存在的情况下其采样时间序列则表现为一定的周期性,当螺旋波消失系统变得均匀时,采样序列则变得逐渐稳定,在下面分析中也将对某个结点的采样序列或者所有结点的采样序列平均值进行记录来判断系统的螺旋波是否得到有效抑制。

首先研究固定 I_2 时,不同刺激电流 I_1 下螺旋波的演化.为简单起见,刺激区域的中心选为结点 (115, 115),此时系统的正中心结点位置为 (128, 128),选择电流 I_1 作用区域的半径 $R_0 = 15$,相对于

整个系统的尺寸面积 122500 所占的百分比大约为 0.577%,即控制区域的面积相对比较小。

图 2 的结果表明,此时螺旋波只是变得稀疏但

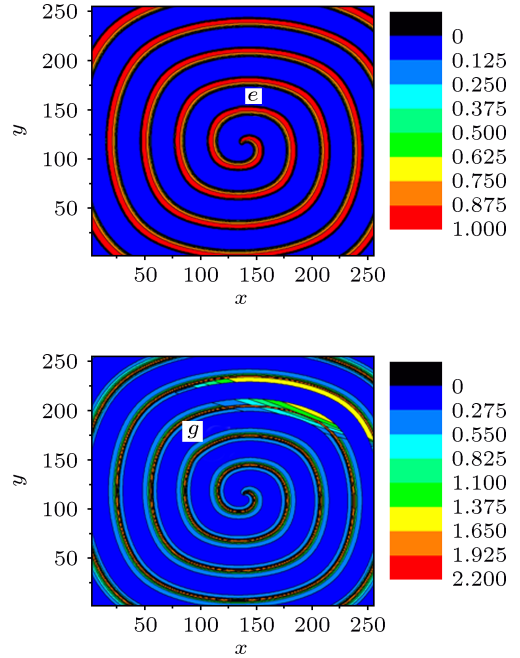


图 1 快变量和慢变量对应的螺旋波

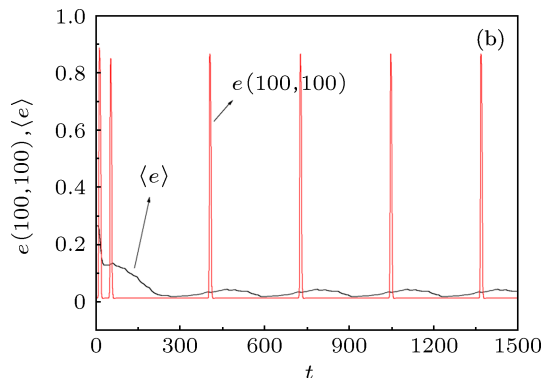
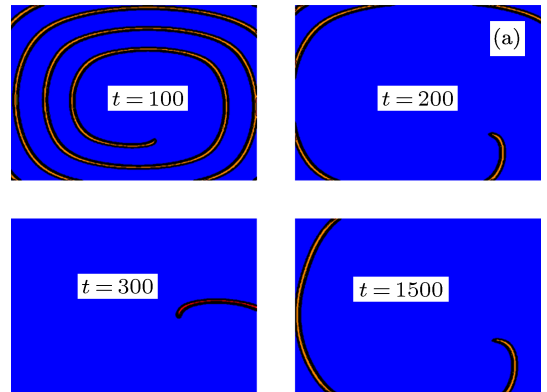


图 2 (a) $I_2 = 0.15, I_1 = 0.02, R_0 = 15$ 时螺旋波的演化; (b) 采样结点 (100, 100) 膜片电位和所有结点膜片电位平均值的时间序列

仍然存在于系统内, 其时间序列展现明显的周期性. 增加圆形区域内的刺激电流到 $I_1 = 0.14, 0.16$, 研究结果表明螺旋波仍然存在, 且采样序列仍然有 6 个显著的尖峰, 即表现出稳定的周期性. 进一步增加 I_1 则发现采样序列的前两个尖峰的间隔逐渐变小, 即螺旋波重新变得稳定的暂态过程变短. 当刺激电流 I_1 进一步增加到 5.5, 计算结果见图 3.

图 3 的结果表明, 即使进一步增大刺激电流 I_1 也不能消除螺旋波, 但相比原来的螺旋波其轮廓发生了显著变化, 且圆形刺激区域的靶波轮廓则清晰可见. 此种情况下螺旋波没有消除的可能原因在于施加在圆形区域的刺激 I_1 偏小, 其产生的局部激励并不能抑制螺旋波的传播. 从 (5) 式来看, 如果外界刺激电流太小, 内化的跨膜电流经过 (5) 式的平方运算后更小, 两个刺激区域内化后的跨膜电流不能形成强有力的梯度场来抑制螺旋波. 从临床治疗角度看, 不可能选取圆形刺激区域的刺激电流非常大, 因此需要进一步研究圆形区域外刺激电流 I_2 对控制螺旋波的作用. 我们分析固定刺激电流 I_1 到一个不太大的值, 而刺激电流 I_2 在不同值下多螺旋波的抑制问题, 简单起见, 选择刺激电流 $I_1 = 0.5$. 研究发现, 当 I_2 小于 0.12 时, 螺旋波以稠密形式仍然存在, 但刺激电流 I_2 约为 0.15 时, 螺旋波开始变得稀

疏, 进一步增加 I_2 约为 0.17, 螺旋波消失, 系统变得均匀化, 数值计算结果见图 4.

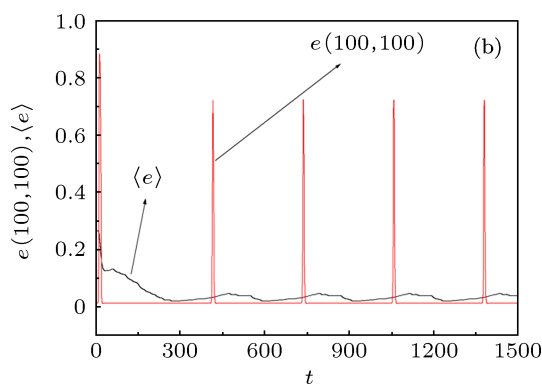
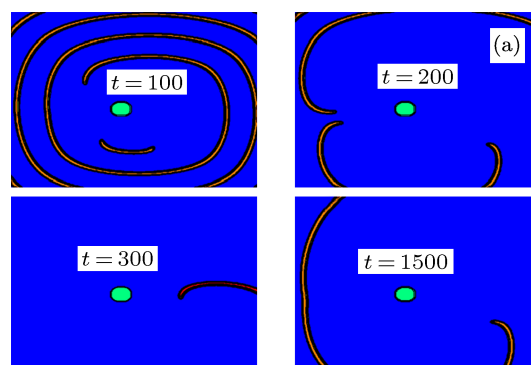


图 3 (a) $I_2 = 0.15, I_1 = 5.5, R_0 = 15$ 时螺旋波的演化; (b) 采样结点 (100, 100) 膜片电位和所有结点膜片电位平均值的时间序列

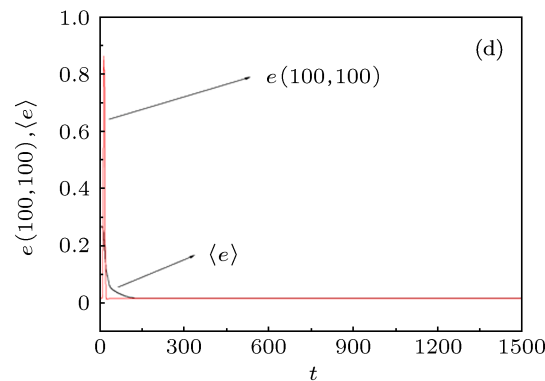
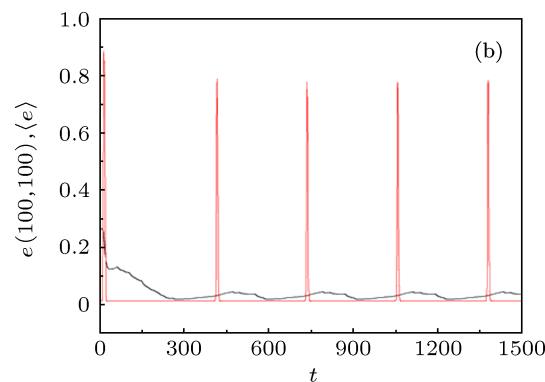
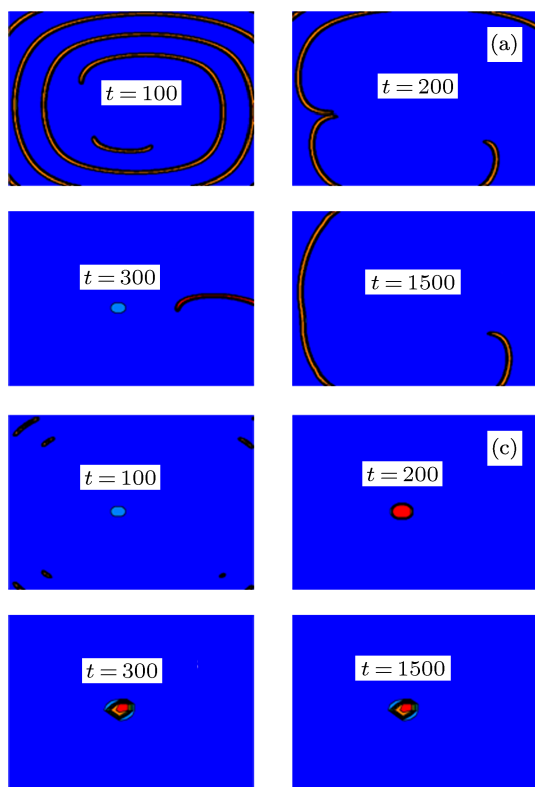


图 4 (a) $I_1 = 0.5, I_2 = 0.15, R_0 = 15$ 时螺旋波的演化; (b) 采样结点 (100, 100) 膜片电位和所有结点膜片电位平均值的时间序列; (c) $I_1 = 0.5, I_2 = 0.17, R_0 = 15$ 时螺旋波的演化; (d) 采样结点 (100, 100) 膜片电位和所有结点膜片电位平均值的时间序列

图 4 的结果表明, 刺激电流 I_1 选取 0.5 时, 小幅度增加外部刺激电流 I_2 则可以完全抑制掉螺旋波, 整个系统逐渐变得均匀稳定, 采样序列也趋于稳定. 其原因在于, 圆形区域刺激电流 I_1 太小时不能形成稳定的靶波信号来激励邻近的神经元, 从而不能大幅度地改变心肌细胞的电活动特性, 当逐渐增加圆形区域刺激电流 I_1 , 该区域形成稳定的靶波不断作用于邻近的结点, 对心肌细胞电活动进行大幅度改变, 最终抑制掉螺旋波. 如果进一步增加圆形区域内的刺激电流 I_1 , 圆形区域外的刺激电流即使进一步减小也可以消除螺旋波, 但如果圆形区域外的刺激电流 $I_2 = 0$, 即使选取更大的圆形面积和刺激电流 I_1 也不能完全消除螺旋波, 其原因可能在于圆形区域的局部刺激不能形成比较强的梯度场, 对螺旋波的传播仅仅起到驱赶而不是彻底消除. 我们也研究了在更大圆形区域内刺激介质下螺旋波抑制问题, 数值计算结果见图 5.

图 5 的结果表明, 即使增大圆形刺激电流的面积, 螺旋波也没有被消除, 只是将波头驱赶到远离系统中心, 进一步分析其时间序列, 所有结点膜片电位平均值仍然显示稳定的周期性, 这与螺旋波旋转周期相关.

我们进一步计算了周期边界条件下的情形, 数值结果和无流边界下的结果很类似, 即对螺旋波的抑制结果主要依赖于圆形区域内外分布式电流所产生的梯度场, 只要圆形控制区域外的刺激电流 I_2 不等于 0, 那么在圆形区域施加一个适度的刺激电流 I_1 则都可以完全抑制掉螺旋波, 系统则逐渐变得均匀化.

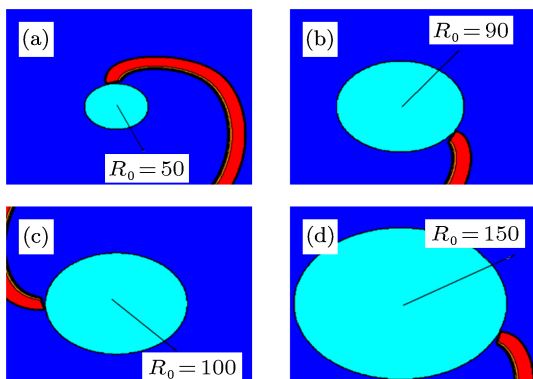


图 5 $I_1 = 5.0, I_2 = 0$, 稳定旋转的螺旋波历经 1500 时间单位的演化结果 (a) $R_0 = 50$; (b) $R_0 = 90$; (c) $R_0 = 100$; (d) $R_0 = 150$

噪声对系统的有序行为有双层作用, 一般而言, 噪声可以破坏有序性, 而按照相干共振或随机共振理论, 优化的恰当的噪声则可以规范系统的组织行为. 螺旋波本身是一种有序行为, 这里讨论噪声作

用下该方法的控制效果问题. 下面考虑的噪声为高斯白噪声, 且以加性噪声形式作用于系统 (4) 的第一变量方程上, 高斯白噪声的统计关系通常为

$$\begin{aligned} \langle \xi(x, y, t) \rangle &= 0; \\ \langle \xi(x, y, t) \xi(x', y', t') \rangle &= D_0 \delta(x - x') \delta(y - y') \delta(t - t'), \end{aligned} \quad (6)$$

其中 D_0 为高斯白噪声的强度. 图 6 给出了噪声强度 $D_0 = 0.004$ 时螺旋波受控后的演化序列.

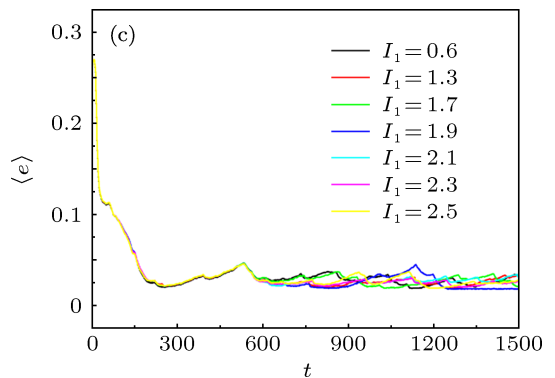
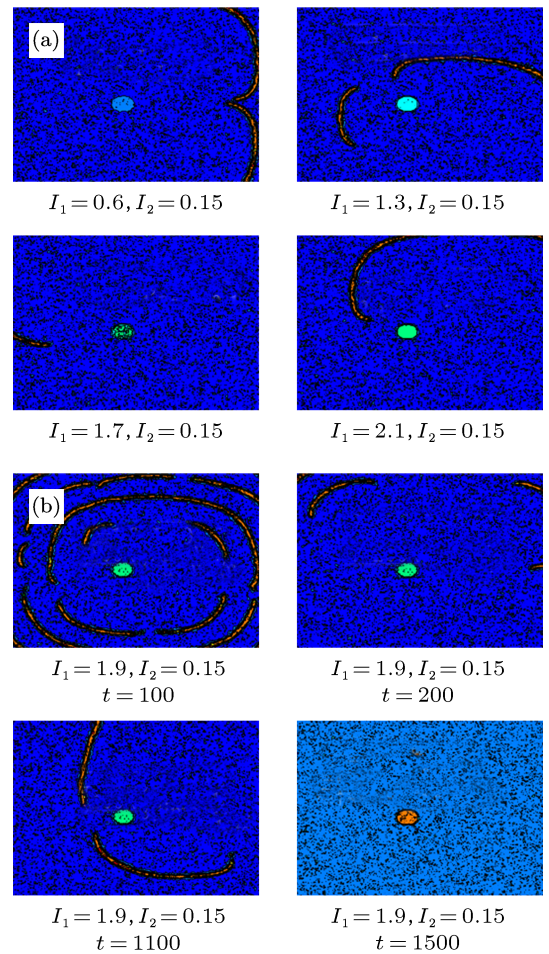


图 6 噪声强度 $D_0 = 0.004, R_0 = 15, I_2 = 0.15$, 稳定旋转的螺旋波历经 1500 时间单位的演化结果 (a) $I_1 = 0.6, 1.3, 1.7, 2.1$; (b) $I_1 = 1.9$ 下螺旋波的演化; (c) 圆形区域内施加不同刺激电流 I_1 时所有结点平均电位的时间序列

图 6 的结果表明, 在一定的噪声强度下, 螺旋波并没有被完全消除, 如刺激电流增加到 $I_1 = 3.5$ 也不能消除螺旋波, 这与图 3 和图 4 的结果很类似, 即圆形刺激区域外的电流如果太小, 那么形成的靶波则不容易抑制掉系统的螺旋波. 有趣的问题是, 图 6(b) 表明在一定的噪声强度下, 某个恰当的分分布式电流却是可以消除掉螺旋波的, 如 $R_0 = 15$, $I_2 = 0.15$, $I_1 = 1.9$, $D_0 = 0.004$ 可以消除螺旋波, 而即使将刺激电流 I_1 增加到 2.3, 2.5, ..., 3.5 也不能消除螺旋波, 其机制在于噪声加强了此分分布式电流刺激对螺旋波的抑制作用, 从而导致系统朝有序化方向演化; 进一步分析其对应的时间序列, 所有结点膜片电位的平均值则很快趋于一个稳定值 (而其他分分布式电流刺激下对应的膜片电位平均值的时间序列仍然展现确定的周期性, 即时间序列有多组明显的尖峰), 这意味着螺旋波被彻底消除了.

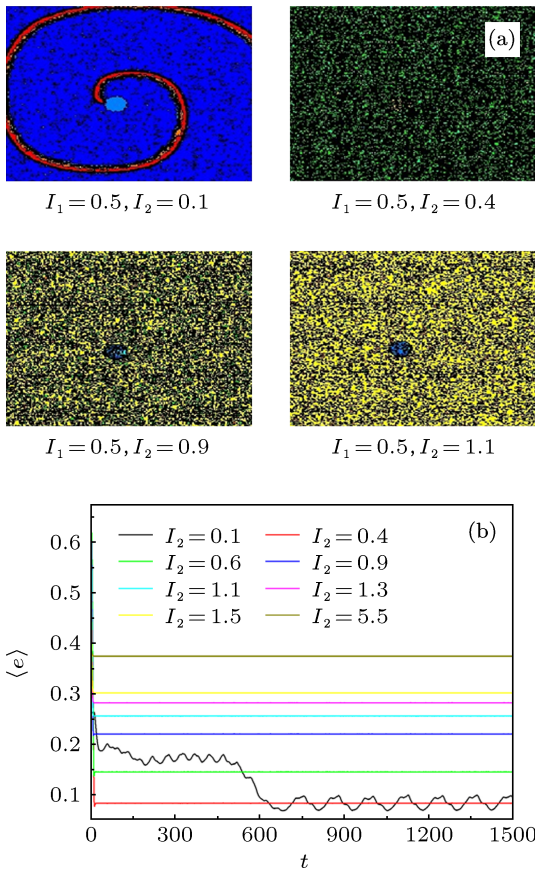


图 7 噪声强度 $D_0 = 0.004$, $R_0 = 15$, $I_1 = 0.5$, 稳定旋转的螺旋波历经 1500 时间单位的演化结果 (a) $I_2 = 0.1, 0.4, 0.9, 1.1$; (b) 圆形区域外施加不同刺激电流 I_2 时所有结点平均电位的时间序列

图 7 的结果表明, 在噪声作用下, 当圆形区域外刺激电流 I_2 增加到一定阈值约 0.2, 系统的螺旋波可以被分分布式电流抑制掉, 单个结点的采样序列

由于噪声作用仍然无规律振荡, 但所有结点的膜片电位平均值则很快趋于稳定值, 螺旋波被消除的暂态过程在噪声作用下相对缩短了.

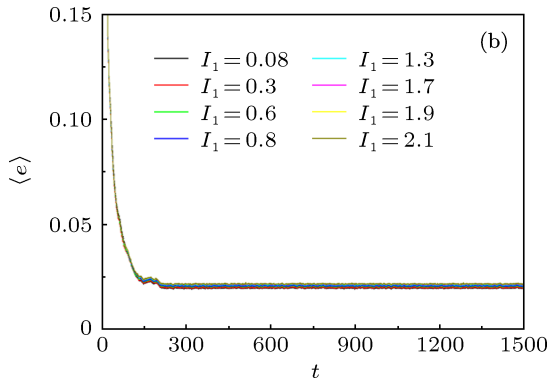
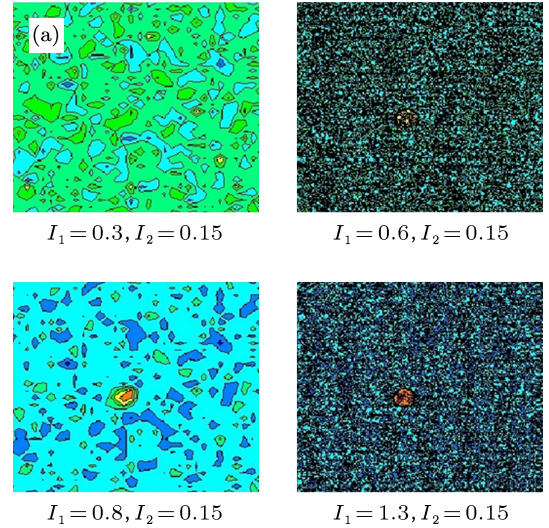


图 8 噪声强度 $D_0 = 0.008$, $R_0 = 15$, $I_2 = 0.15$, 稳定旋转的螺旋波历经 1500 时间单位的演化结果 (a) $I_1 = 0.3, 0.6, 0.8, 1.3$; (b) 圆形区域内施加不同刺激电流 I_1 时所有结点平均电位的时间序列

图 8 的结果表明, 进一步增加噪声的强度, 当圆形区域内刺激电流 I_1 逐渐增加到一定阈值, 系统的螺旋波仍然可以消除, 所有结点平均电位的序列值也很快趋于一个比较小的稳定值, 由于噪声在整个系统的作用, 螺旋波消除后系统不再变得均匀化. 进一步研究了给定圆形区域电流 I_1 , 且圆形区域外电流选取不同值下螺旋波的抑制对噪声的响应问题, 计算结果见图 9.

图 9 的计算结果表明, 当圆形区域外的电流 I_2 比较小的时候螺旋波仍然存在, 一定的分分布式电流刺激和噪声协同作用下单臂螺旋波会变得稀疏或者断裂演化为多个螺旋波共存在介质中. 螺旋波存在下, 所有结点的膜电位平均值显现出明确的周期性, 且单个结点的采样序列也表现出周期性放电

特性. 当单臂螺旋波在噪声和分布式电流作用下 ($I_2 = 0.14, I_1 = 0.5, D = 0.008$, 图 9(a) 中第二个子图, 图 9(c) 中第 4 个子图) 断裂演化为 3 个独立的螺旋波时, 其时间序列显现出多周期特性. 继续增大圆形区域外的刺激电流, 系统的螺旋波彻底被消除, 系统所有结点的膜电位平均值趋于稳定, 但单个结点膜片电位序列由于噪声作用而出现一定的涨落.

以上结果表明, 分布式电流刺激下即使考虑噪声作用, 螺旋波也可以被消除. 和常规的局部周期信号激励不同的是, 可以在圆形区域外部恒定刺激电流 I_2 比较小的情况下, 在一定面积的圆形区域内

施加一个不太大的恒定信号 I_1 来形成分布式电流刺激, 且 ($I_2 - I_1$) 的正负对控制结果没有显著影响. 常规的局部周期性信号刺激首要考虑的是刺激信号的周期, 然后是刺激信号的幅度和刺激区域的面积问题. 如果系统螺旋波的旋转周期不知道的情况下, 常规的周期信号刺激控制螺旋波的方法难免遇到困难, 而且所要求的信号幅度比较大. 从临床治疗心颤角度看, 电击法要求电极的电压一般比较高, 原因可能在于利用单个电极直接作用于一个局部区域, 如图 5 结果那样, 圆形区域外刺激电流等于 0 的情形. 实际上只要在圆形区域之外施加一个非常小的刺激就可以改善控制效果.

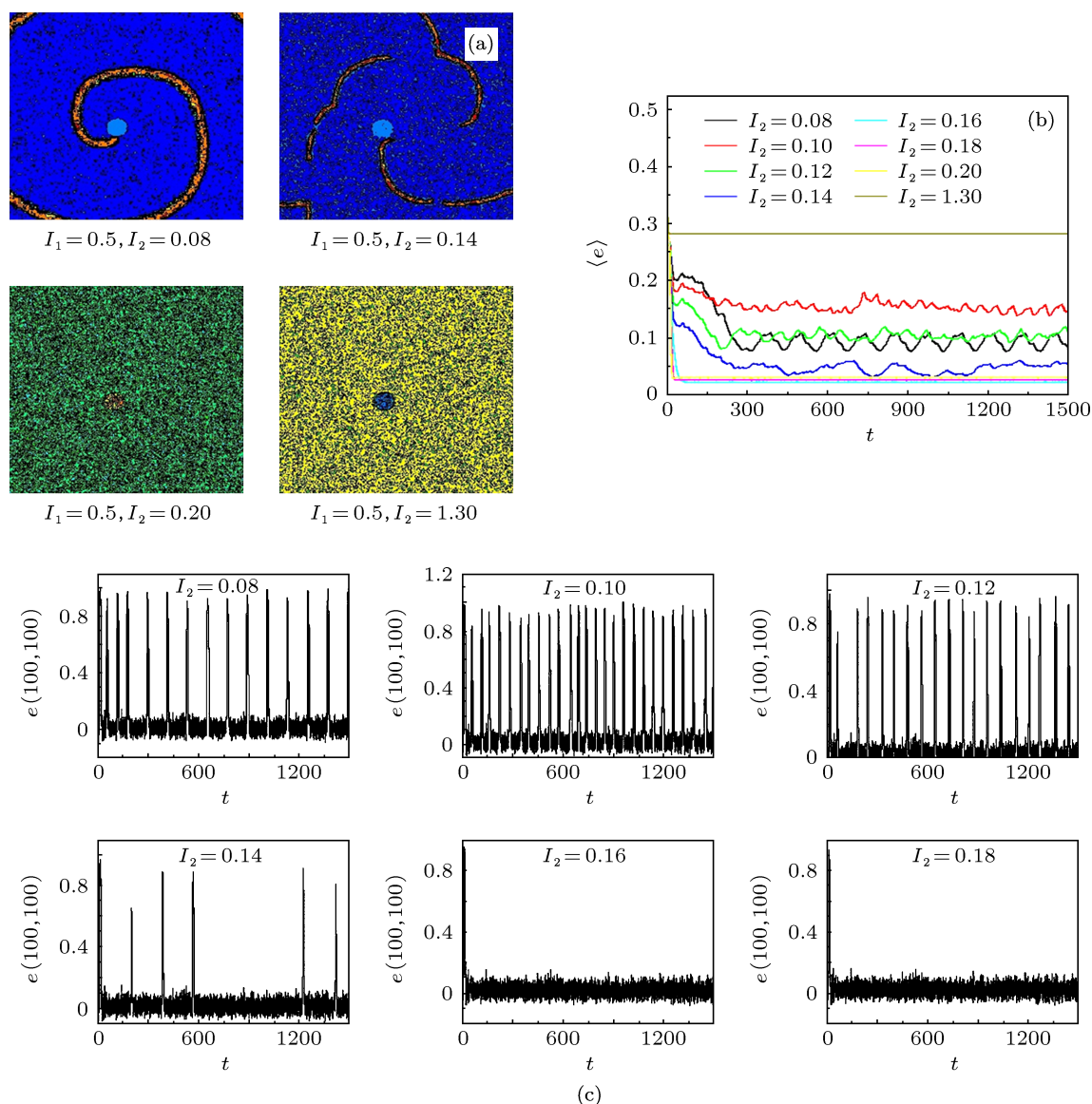


图 9 噪声强度 $D_0 = 0.008, R_0 = 15, I_1 = 0.5$, 稳定旋转的螺旋波历经 1500 时间单位的演化结果 (a) $I_2 = 0.08, 0.14, 0.20, 1.3$; (b) 圆形区域外施加不同刺激电流 I_2 时所有结点平均电位的时间序列; (c) 结点 (100, 100) 膜电位时间序列

4 结论

在介质两个不同区域施加两种恒定的电信号刺激, 外电信号刺激内化为跨膜电流来影响膜片电位的涨落, 进一步影响螺旋波的演化过程. 数值计算结果表明: 1) 当分布式电流超越一定的阈值后螺旋波可以被消除, 所有结点的膜片电位平均值则趋于一个稳定值, 且对噪声有一定的抗干扰性; 如果分布式电流太小, 螺旋波的轮廓则发生显著变化, 膜片电位采样序列仍然有明显的周期性, 噪声作用

下其时间序列会发生小幅度涨落; 2) 对于单个结点膜片电位采样序列来看, 在螺旋波消除后, 没有噪声情况下其采样序列逐渐趋于稳定, 有噪声作用下结点采样序列则发生小幅度的涨落; 3) 噪声可以加速分布式电流对螺旋波的抑制.

相比于常规的局部周期信号刺激产生靶波抑制螺旋波的方法, 分布式电流刺激不需要事先知道螺旋波的本征旋转频率, 且刺激电流的幅度也比较小, 可能在实验上更具有可操作性.

- [1] Hagan P S 1982 *SIAM J. Appl. Math.* **42** 762
- [2] Braune M, Engel H 1993 *Chem. Phys. Lett.* **204** 257
- [3] Nettekheim S, von Oertzen A, Rotermund H H, Ertl G 1993 *J. Chem. Phys.* **98** 9977
- [4] Koch A J, Meinhardt H 1994 *Rev. Mod. Phys.* **66** 1481
- [5] Barkley D 1994 *Phys. Rev. Lett.* **72** 164
- [6] Merzhanov A G, Rumanov E N 1999 *Rev. Mod. Phys.* **71** 1173
- [7] Meron E, Pelcé P 1988 *Phys. Rev. Lett.* **60** 1880
- [8] Barkley D 1992 *Phys. Rev. Lett.* **68** 2090
- [9] Amemiya T, Kádár S, Kettunen P, Showalter K 1996 *Phys. Rev. Lett.* **77** 3244
- [10] Scott S, Wang J Showalter K 1997 *J. Chem. Soc. Faraday. Trans.* **93** 1733
- [11] Starobin J M, Starmen C F 1997 *Phys. Rev. E* **55** 1193
- [12] Osipov G V, Shulgin B V, Collins J J 1998 *Phys. Rev. E* **58** 6955
- [13] LeBlanc V, Wulff C 2000 *J. Nonlinear Sci.* **10** 569
- [14] Zhou L Q, Ouyang Q 2000 *Phys. Rev. Lett.* **85** 1650
- [15] Fenton F H, Cherry E M, Hastings H M 2002 *Chaos* **12** 852
- [16] Ashwin P, Melbourne I, Nicol M 2001 *Physica D* **156** 364
- [17] Sandstede B, Scheel A 2001 *Phys. Rev. Lett.* **86** 171
- [18] Sandstede B, Scheel A 2000 *Phys. Rev. E* **62** 7708
- [19] Mikhailov A S, Showalter K 2006 *Phys. Rep.* **425** 79
- [20] Vanag V K, Epstein I R 2001 *Science* **294** 835
- [21] Henry H 2004 *Phys. Rev. E* **70** 026204
- [22] Steinbock O, Müller S C, Zykov V S 1993 *Nature* **366** 322
- [23] Rohlf K, Glass L, Kapral R 2006 *Chaos* **16** 037115
- [24] Biktashev V N, Holden A V 1996 *Proc. R. Soc. Lond. B* **263** 1373
- [25] Biktashev V N, Holden A V 1998 *Chaos* **8** 48
- [26] Qu Z L, Xie F G, Garfinkel A, Weiss N J 2000 *Ann. Biomed. Eng.* **28** 755
- [27] Xie F, Qu Z, Garfinkel A, Weiss J N 2002 *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* **283** H448
- [28] Nash M P, Panfilov A V 2004 *Progr. Biophys. Mol. Biol.* **85** 501
- [29] Honjo H, Yamazaki M, Kamiya K, Kodama I 2007 *Circ. J.* **71** (Suppl. A) A26
- [30] Panfilov A V, Müller S C, Zykov V S 2000 *Phys. Rev. E* **61** 4644
- [31] Stamp A T, Osipov G V, Collins J J 2002 *Chaos* **12** 931
- [32] Ashihara T, Namba T, Ito M, Ikeda T, Nakazawa K, Trayanova N 2004 *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* **15** 226
- [33] Ma J, Ying H P, Li Y L 2007 *Chin. Phys.* **16** 955
- [34] Weise L D, Panfilov A V 2011 *PLoS ONE* **6** e27264
- [35] Shajahan T K, Nayak A R, Pandit R 2009 *PLoS ONE* **4** e4738
- [36] Cysyk J, Tung L 2008 *Biophys. J.* **94** 1533
- [37] Ouyang Q 2000 *Pattern Formation in Reaction-Diffusion Systems* (Shanghai: Shanghai Scientific & Technological Education Publishing House) pp73–77 (in Chinese) [欧阳颀 2000 反应扩散系统中的斑图动力学 (上海: 上海科技教育出版社) 第 73—77 页]
- [38] Zhang H, Cao Z J, Wu N J, Ying H P, Hu G 2005 *Phys. Rev. Lett.* **94** 188301
- [39] Cao Z J, Li P F, Zhang H, Xie F G, Hu G 2007 *Chaos* **17** 015107
- [40] Gao X, Feng X, Cai M C, Li B W, Ying H P, Zhang H 2012 *Phys. Rev. E* **85** 016213
- [41] Deng L Y, Zhang H, Li Y Q 2010 *Phys. Rev. E* **86** 016204
- [42] Wu N J, Zhang H, Ying H P, Cao Z J, Hu G 2006 *Phys. Rev. E* **73** 060901
- [43] Nie H C, Gao J H, Zhan M 2011 *Phys. Rev. E* **84** 056204
- [44] Zhan M, Zou W, Liu X 2010 *Phys. Rev. E* **81** 036211
- [45] Zhan M, Luo J M, Gao J H 2007 *Phys. Rev. E* **75** 016214
- [46] Yang J Z, Xie F G, Qu Z L, Garfinkel A 2003 *Phys. Rev. Lett.* **91** 148302
- [47] Yang J Z, Zhang M 2006 *Phys. Lett. A* **352** 69
- [48] Yang J Z, Garfinkel A 2003 *Phys. Rev. E* **68** 066312
- [49] Gu G F, Lü Y P, Tang G N 2010 *Chin. Phys. B* **19** 050515
- [50] Chen X J, Tian T T, Zhou Z W, Hu Y B, Tang G N 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 210509 (in Chinese) [陈醒基, 田涛涛, 周振玮, 胡一博, 唐国宁 2012 物理学报 **61** 210509]
- [51] Zhou Z W, Chen X J, Tian T T, Tang G N 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 210506 (in Chinese) [周振玮, 陈醒基, 田涛涛, 唐国宁 2012 物理学报 **61** 210506]
- [52] Kuang Y L, Tang G N 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 190501 (in Chinese) [邝玉兰, 唐国宁 2012 物理学报 **61** 190501]
- [53] Li G Z, Chen Y Q, Tang G N, Liu J X 2011 *Chin. Phys. Lett.* **28** 020504
- [54] Kuang Y L, Tang G N 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 100504 (in Chinese) [邝玉兰, 唐国宁 2012 物理学报 **61** 100504]
- [55] Dong L F, Wang H F, Liu F C, He Y F 2007 *New J. Phys.* **9** 330
- [56] He Y F, Liu F C, Fan W L, Dong L F 2012 *Chin. Phys. B* **21** 034701
- [57] Dong L F, Bai Z G, He Y F 2012 *Acta Phys. Sin.* **61** 120509 (in Chinese) [董丽芳, 白占国, 贺亚峰 2012 物理学报 **61** 120509]
- [58] Chen J X, Xu J R, Yuan X P, Ying H P 2009 *J. Phys. Chem. B* **113** 849
- [59] Chen J X, Zhang H, Li Y Q 2009 *J. Chem. Phys.* **130** 124510
- [60] Chen J X, Mao J W, Hu B, Xu J R, He Y F, Li Y, Yuan X P 2009 *Phys. Rev. E* **79** 066209
- [61] Yuan G Y 2011 *Chin. Phys. B* **20** 040503
- [62] Yuan G Y, Yang S P, Wang G R, Chen S G 2008 *Chin. Phys. B* **17** 1925

- [63] Yuan G Y, Xu L, Xu A G, Wang G R, Yang S P 2011 *Chaos, Soliton. Fract.* **44** 728
- [64] Qian Y 2012 *Chin. Phys. B* **21** 088201
- [65] Qian Y, Wang C J, Shi H S 2010 *Chin. Phys. B* **20** 108201
- [66] Qian Y, Huang X D, Liao X H 2010 *Chin. Phys. B* **19** 050513
- [67] Ma J, Ying H P, Pan G W, Pu Z S 2005 *Chin. Phys. Lett.* **22** 2176
- [68] Ma J, Wu Y, Ying H P, Jia Y 2011 *Chin. Sci. Bull.* **56** 151
- [69] Ma J, Tang J, Zhang A H, Jia Y 2010 *Sci. China Phys. Mech. Astro.* **53** 172
- [70] Ma J, Tang J, Zhang A H, Jia Y 2010 *J. Biol. Syst.* **18** 243
- [71] Huang L, Ma J, Tang J, Li F 2013 *J. Biol. Syst.* **21** 1350002
- [72] Ma J, Huang L, Ying H P, Pu Z S 2012 *Chin. Sci. Bull.* **57** 2094
- [73] Ma J, Tang J, Wang C N, Jia Y 2011 *Int. J. Bifur. Chaos* **21** 587
- [74] Aliev R R, Panfilov A V 1996 *Chaos, Soliton. Fract.* **293** 965
- [75] Purmir A, Krinsky V I 1996 *Physica D* **91** 205
- [76] Keener J P 1996 *J. Theor. Biol.* **178** 313
- [77] Purmir A, Krinsky V I 1997 *J. Theor. Biol.* **185** 189

Suppression of the spiral wave in cardiac tissue by using forcing currents with diversity*

Wang Chun-Ni Ma Jun[†]

(Department of Physics, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China)

(Received 4 November 2012; revised manuscript received 19 November 2012)

Abstract

Forcing currents are generated by using two types of constant currents to stimulate different areas of a medium. The external current is mapped into transmembrane current and stable gradient force is induced to drive the stable rotating spiral wave. The medium becomes homogeneous when the spiral wave is removed and the time series of sampled membrane potentials becomes stable value without considering noise. The scheme is confirmed to be effective in the presence of Gaussian white noise.

Keywords: spiral wave, currents with diversity, excitable media

PACS: 45.70.Qj, 47.54.-r, 82.40.Ck, 87.18.Hf

DOI: 10.7498/aps.62.084501

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 11265008).

[†] Corresponding author. E-mail: hyperchaos@163.com