心脏中的螺旋波和时空混沌的抑制研究*

邝玉兰 唐国宁

(广西师范大学物理科学与技术学院,桂林 541004)

(2011年8月26日收到;2011年9月28日收到修改稿)

以 Luo-Rudy 相 I 心脏模型为基础, 研究心脏中螺旋波和时空混沌的控制, 提出了两种控制方法:(I)通过交替 改变细胞外钾离子浓度来产生平面波, 再利用弱外电场辅助平面波抑制螺旋波和时空混沌;(II)先提高细胞外钾离 子浓度, 然后利用外电场激发波的方式产生平面波, 再用平面波去抑制螺旋波和时空混沌. 研究结果表明, 只要适当 选择控制参数, 这两种方法都能够有效抑制螺旋波和时空混沌. 当心肌出现局部缺血时, 在心肌缺血处就会出现高 的细胞外钾离子浓度, 在这种情况下, 可以采用电场发射波的方法来抑制心脏中的螺旋波和时空混沌. 对这些控制 方法的优点和控制机制做了解释.

关键词:心脏,螺旋波,时空混沌,细胞外钾离子浓度

PACS: 05.45.-a, 05.45.Gg

1引言

众所周知,当心脏电信号中出现螺旋波时,心 脏将出现心室心动过速 (室速), 当螺旋波失稳破碎 形成时空混沌时,将出现心室纤维性颤动 (室颤), 室颤可在短时间内夺去人的生命^[1]. 心肌组织是 一种可激发介质,了解可激发介质中螺旋波的动 力学行为,并提出有效抑制螺旋波的方法,对消除 心脏中螺旋波和时空混沌电信号有重要意义. 迄今 为止人们提出了多种抑制螺旋波和时空混沌的方 法^[2-5],对于一般反应扩散系统,可以采用空间梯 度场扰动^[6,7]、参数扰动^[8]、周期信号驱动^[9]等 方法. 对于心脏系统, 可以用钠离子和钾离子通道 阻滞剂来抑制心脏的室颤 [10]. 文献 [11] 提出使用 钙离子激动剂抑制心脏中的螺旋波和时空混沌,而 临床上则通常采用外部电击 [12] 和内置心脏除颤 仪^[13]. 由于心脏的复杂性, 将在其他介质中可有效 抑制螺旋波的方法用于心脏中螺旋波的抑制时,可 能变得不是十分有效. 例如: 抗心动过速起搏的成 功率通常只有80%,它无法终止高频的心律不齐及 心室纤维性颤动 [14]. 研究还发现, 长期使用抗心律 失常药物会破坏心肌组织中的离子平衡,给病人带

© 2012 中国物理学会 Chinese Physical Society

来极大的副作用,有时还会导致室颤.电击除颤时, 高功率脉冲作用到心脏上不仅给病人带来了极大 的痛苦,而且可能导致心肌局部坏死,为以后心律 过速埋下了隐患.提出简单有效抑制心脏中的螺旋 波和时空混沌的方法仍需要进一步研究.

1998 年 White 等^[15]在试验中观察到,施 加一个外电场可以在大的心肌间断处 (手术切 口)导致心肌层被激发,产生一个向外传播的波. 1999 年 Pumir 和 Krinsky^[16]利用外电场在障碍物 表面附近产生激发波的特点,实现了螺旋波的去钉 扎. 2007 年 Pumir 等^[17]用这种外电场在缺陷(由无 扩散功能的介质构成)附近产生激发波的方法(称 为电场导致波发射)终止了心脏中螺旋波电信号, 因此他们认为,这种终止螺旋波的方法有可能成为 一种临床使用方法,因此最近对异质介质上的波发 射问题引起人们的关注^[18],但是波发射的机制需 要进一步研究.

研究表明^[19],当心脏出现急性缺血时,心 肌细胞外的钾离子浓度可从约 5 mmol 提高 到约 15 mmol,静息态膜电位从 -82 mV 提高 到 -50 mV.因此我们利用心肌细胞外的钾离子 浓度与静息态膜电位的这种关系,提出两种产生平

^{*}国家自然科学基金(批准号:11165004,10765002)资助的课题.

[†] E-mail: tangguoning@sohu.com

面波的新方法,并用平面波来终止心脏中的螺旋 波和时空混沌. 假设在心脏内存在一小块异质介 质(缺陷),缺陷内外除细胞的外钾离子浓度有较大 的差别外,其他参数相同. 第一种方法是,使缺陷内 细胞的外钾离子浓度做周期变化,导致缺陷内细胞 周期性被激发产生平面波. 第二种方法是,使缺陷 内心肌细胞维持较高的外钾离子浓度,利用均匀的 周期弱外电场在缺陷附近产生平面波. 研究表明, 在适当选择控制参数下,这两种方法都可以有效终 止心脏中的螺旋波和时空混沌. 由于可以通过向 心脏输入氯化钾来提高细胞的外钾离子浓度,因此 我们提出的控制方法是可行的. 下面先介绍模型 和控制方法,然后介绍数值模拟结果,最后是我们 的结论.

2 模型和控制方案

Luo 和 Rudy 于 1991 年提出一个能比较好地 反映心室细胞膜电位变化的数学模型,该模型被称 为 L-R 相 I 心脏模型^[20].本文采用该模型来研究 二维空间上螺旋波和时空混沌的抑制,施加外电场 后模型方程变为

$$\frac{\mathrm{d}V}{\mathrm{d}t} = -\frac{1.0}{C_{\mathrm{m}}}(I_{\mathrm{Na}} + I_{\mathrm{Si}} + I_{\mathrm{K}} + I_{\mathrm{K1}} + I_{\mathrm{K1}} + I_{\mathrm{Kp}} + I_{b}) + D\nabla^{2}V + \varepsilon(t)\frac{\partial V}{\partial x},$$
(1)

式中 V 为膜间电压 (单位: mV), $D = 0.001 \text{ cm}^2/\text{ms}$ 是扩散系数, t 为时间 (单位为 ms), $\varepsilon(t)$ 为外电 场强度,随时间变化, $C_{\rm m} = 1.0 \,\mu\text{F/cm}^2$ 为细胞的 膜电容; I 代表跨膜离子电流 (单位: $\mu\text{A/cm}^2$), 其 中 $I_{\rm Na} = \bar{G}_{\rm Na} \cdot m^3 \cdot h \cdot j \cdot (V - E_{\rm Na})$ 为快速内行钠 离子电流, $I_{\rm Si} = \bar{G}_{\rm Si} \cdot d \cdot f \cdot (V - E_{\rm si})$ 为慢速内行钙 离子电流, $I_{\rm K} = \bar{G}_{\rm K} \cdot X \cdot X_{\rm i} \cdot (V - E_{\rm K})$ 为含时外行 钾离子电流, $I_{\rm K1} = \bar{G}_{\rm K1} \cdot K1_{\infty} \cdot (V - E_{\rm K1})$ 为不含 时外行钾离子电流, $I_{\rm Kp} = \bar{G}_{\rm Kp} \cdot K_{\rm P} \cdot (V - E_{\rm Kp})$ 为 饱和钾离子电流, $I_{\rm b} = \bar{G}_{\rm b} \cdot (V - E_{\rm b})$ 为背景电流, 其中 $m, h, j, d, f \to X$ 是门变量,满足如下类型的 微分方程:

$$\mathrm{d}y/\mathrm{d}t = \alpha_y(1.0 - y) - \beta_y y,$$

y代表门变量.在上述电流方程和门变量方程中, $K1_{\infty}, X_{i}, K_{P}, \alpha_{y}$ 和 β_{y} 为与电压有关的函数; \bar{G} 为 与各离子电流对应的最大电导率,E为与各离子电 流对应的能斯特平衡电位.在L-R相I模型中 \bar{G}_{Na} , \bar{G}_{si} , \bar{G}_{Kp} , \bar{G}_{b} , E_{b} 取常数, 其他离子电流最大电导率和平衡电位则依赖于离子浓度, 计算表达式如下:

$$\begin{split} \bar{G}_{\rm K} &= 0.282 \sqrt{\frac{[{\rm K}]_{\rm o}}{5.4}}, \\ E_{\rm K} &= \frac{RT}{F} \ln \frac{[{\rm K}]_{\rm o} + PR_{\rm NaK}.[{\rm Na}]_{\rm o}}{[{\rm K}]_{\rm i} + PR_{\rm NaK}.[{\rm Na}]_{\rm i}}, \\ \bar{G}_{\rm K1} &= 0.6047 \sqrt{\frac{[{\rm K}]_{\rm o}}{5.4}}, \\ E_{\rm K1} &= \frac{RT}{F} \ln \frac{[{\rm K}]_{\rm o}}{[{\rm K}]_{\rm i}}, \\ E_{\rm Kp} &= E_{\rm K1}, \\ E_{\rm Na} &= \frac{RT}{F} \ln \frac{[{\rm Na}]_{\rm o}}{[{\rm Na}]_{\rm i}}, \\ E_{\rm si} &= 7.7 - 13.0287 \ln[{\rm Ca}]_{\rm i}, \\ \frac{d[{\rm Ca}]_{\rm i}}{dt} &= -0.0001I_{\rm si} + 0.07(0.0001 - [{\rm Ca}]_{\rm i}), \end{split}$$

式中 R = 8314 J/kmol, K 是气体普适常数, T = 310(K) 是室温, $PR_{NaK} = 0.01833$ 为 Na/K 可透性 比率, F = 96485(C/mol) 是 Faraday 常数, 而各离 子浓度为: $[Na]_i = 18$ mmol, $[Na]_o = 140$ mmol, $[K]_i = 145$ mmol, $[K]_o = 5.4$ mmol, 其中的下标 i 表 示细胞内, 下标 o 表示细胞外.

本文把钾离子的最大电导率的计算式改为: $\bar{G}_{\rm K} = 0.705 \sqrt{\frac{[{\rm K}]_o}{5.4}}$,使得在小组织上能形成再进入 波.选钙离子电导率 $\bar{G}_{\rm si}$ 为可调参数,外钾离子浓 度 [K]_o和外电场强度 ε 为控制参数,其他参数与 文献 [20] 相同.在上述参数值和无外场的情况下, 当 0 $\leqslant \bar{G}_{\rm si} \leqslant 0.043 \, {\rm mS/cm}^2$ 时,系统可存在螺旋波, 如果 $\bar{G}_{\rm si} > 0.043 \, {\rm mS/cm}^2$,则系统中的螺旋波将由 于失稳破碎而形成螺旋波湍流态 (时空混沌).

在运用数值方法解方程 (1) 时, 取 8.4 cm×8.4 cm 大小的二维空间并离散化 成 300×300 个格点,空间步长为 $\Delta x = \Delta y =$ 0.028 cm²,取时间步长为 $\Delta t = 0.01$ ms,使用无 流边界条件.时间求导使用一阶 Euler 向前差分 法,空间二阶导数采用中心差分方法,一阶导采 用 Lax-Wandrof 格式^[21],即

$$\varepsilon(t)\frac{\partial V}{\partial x}\Big|_{(i,j)} = -\frac{\varepsilon(t)}{2\Delta x}(V_{i+1} - V_{i-1}) + \frac{\varepsilon^2(t)\Delta t}{2\Delta x^2}(V_{i+1} - 2V_i + V_{i-1}),$$
(2)

其中 (*i*, *j*) 为格点坐标指数.

为了终止心脏中的螺旋波和时空混沌,在介质的左边界处取具有 10×300 个格点的长条形区

域 Ω ,改变该区域内细胞外的钾离子浓度 [K]_o,其 他参数不变.由于该区域介质性质与其他区域不同, 该区域称为缺陷.施加控制前,固定取细胞外钾离 子浓度为 [K]_o = 5.4 mmol,改变后的细胞外钾离子 浓度记为 [K]_o.使用如下两种控制方法.

方法(I) 细胞外的钾离子浓度和电场交 替变化

$$\left[\mathbf{K}\right]_{o}(t) = \begin{cases} \left[\mathbf{K}\right]_{o}' & \text{if} \quad nT \leqslant t \leqslant nT + 30, \\ 5.4 \text{ mmol} & \text{if} \quad nT + 30 < t < nT + T; \\ (3a) \end{cases}$$

$$\varepsilon(t) = \begin{cases} \varepsilon' & \text{if } nT + 30 \leqslant t \leqslant nT + 40, \\ 0 & \text{other;} \end{cases}$$
(3b)

这里,细胞外高钾离子浓度持续时间为 30 ms,细胞 外的钾离子浓度提高期间不加电场,加电场的目的 是为了获得期望的平面波.

方法(II) 钾离子浓度突变和电场交替变化

$$[K]_{o}(t) = \begin{cases} 5.4 \text{ mmol} & t = 0, \\ [K]'_{o} & t > 0; \end{cases}$$
(4a)

$$\varepsilon(t) = \begin{cases} \varepsilon' & \text{if } nT \leqslant t \leqslant nT + 10, \\ 0 & \text{other;} \end{cases}$$
(4b)

在上述方法中,外电场持续时间固定为 10 ms,以模 拟电击除颤时的电场持续时间, T 为交替周期 (单 位 ms).

为了描述控制效果,我们定义全局偏导数:

$$\sigma = \frac{1}{9 \times 10^4} \sum_{i,j=1}^{300} \left| \frac{1}{2\Delta y} (V_{(i,j+1)} - 2V_{(i,j)} + V_{(i,j-1)}) \right|,$$
(5)

当 σ 接近于0或等于0时,系统只存在平面波,若 这时去掉控制,平面波将消失,系统回到静息态.所 以我们认为, $\sigma = 0$ 对应螺旋波(或时空混沌)已被 抑制.

3 数值模拟结果

首先取 $[K]_o = 5.4 \text{ mmol } \pi \bar{G}_{si} = 0.03 \text{ mS/cm}^2$ (或 $\bar{G}_{si} = 0.05 \text{ mS/cm}^2$) 在介质中产生螺旋波 (或 时空混沌), 初始螺旋波的波头位于介质中心附近. 通过检测离波头较远的某点介质 (不失一般性, 这 里选择检测点坐标为 (75, 75)) 的振荡周期, 得到螺 旋波的平均周期约为 54 ms, 湍流态的平均周期约 为 56 ms. 当心肌细胞外钾离子浓度超过 10 mmol 时, 医学上称为重度高钾血症, 可引起心脏停搏于 舒张状态^[22]. 由于高钾血症对细胞无损伤, 在有的 试验中细胞外钾离子浓度甚至超过 100 mmol^[23]. 考虑到本文提出的控制方法不需要很高的细胞外 钾离子浓度, 在以下的研究中取 [K][']₀ ≤ 22 mmol.

研究表明,即使细胞外的钾离子浓度很 高 (如 [K]' ≥ 19 mmol), 本文提出的第一种控制方 法也很难产生比螺旋波或时空混沌平均周期低很 多的平面波,只可以产生周期低至 46 ms 的平面波, 这种频率不高的平面波在无外电场帮助下,无法有 效消除螺旋波和时空混沌. 第二种控制方法在无 外电场下不能连续产生平面波,但是随着细胞外的 钾离子浓度的提高,在不太强的外电场下可以产生 更低周期的平面波. 例如, 取 $[K]'_{o} = 18 \text{ mmol}, 所能$ 获得的最低周期是 40 ms, 但若将外钾离子浓度提 高到 $[K]'_0 = 30$ mmol,则能获得最低周期为 25 ms. 图 1 给出了在 T = 65 ms 下,用不同控制方法控 制螺旋波和时空混沌时最小电场 ε_{\min} 随 [K]' 的变 化. 在给定 $[K]'_{o}$ 情况下, 只要电场 $\varepsilon(t) \ge \varepsilon_{\min}$, 两 种方法都能终止螺旋波和时空混沌,即平面波能将 它们赶出系统. 当 [K]'_o < 16.5 mmol 时, 方法(I) 不能产生周期为交替周期的平面波;同理,[K]'。< 17 mmol 时, 方法(II) 也出现同样的情况, 因此图 1 没有给出相应的结果.从图 1(a) 可以看出,采用第 一种方法进行控制时,在 [K]' 较低情况下驱除时 空混沌普遍比驱除螺旋波需要的电场要高得多, 在 $[K]'_{o} \ge 18 \text{ mmol} 后所需最小电场 <math>\varepsilon_{\min}$ 一致,皆 为 0.02. 大家知道, 只有当平面波的周期远低于螺 旋波和时空混沌的平均周期才能使平面波有效抑 制它们^[24]. 在本文中,虽然平面波的周期高于螺旋 波和时空混沌的平均周期,但是在外电场作用下, 一方面外场提高了平面波的波速,从而提高了它对 螺旋波的冲击力;另一方面,外场抑制了螺旋波和 时空混沌对平面波的作用,使大周期平面波能有效 终止螺旋波和时空混沌.从图 1(b) 可以看出,采用 第二种方法进行控制时,用于驱除两种不同的波需 要的最小电场只有较小的差异,并且随着 [K]'。的增 加, ε_{\min} 相应减小. 图 1 中曲线上方给出的都是绝 对可控区. 在曲线下方, 当 ε 很接近 ε_{\min} 时, 也存在 可控情况,只是平面波周期不是交替周期,控制时 间也相应增加许多. 当 ε 离开 ε_{\min} 稍远时, 为绝对 不可控区.



图 1 在 T = 65 ms 情况下,用不同控制方法控制螺旋波和时空混沌时,最小电场 ε_{min} 随 [K]_o 的变化 空心菱形对应对螺旋 波的控制,实心圆点对应对时空混沌的控制; (a) 采用方法 (I); (b) 采用方法 (I)

为了对控制效果有直观的印象,图 2 和图 3 分 别给出了用方法 (I) 控制螺旋波和时空混沌时不 同时刻的膜电压斑图.图 2 和图 3 的 [K]_o 取值皆 为 18 mmol,电场 ε' 的取值分别是 0.05 和 0.1.其 中这两个图的图 (a) 表示施加控制前的系统状态, 图 (d) 是取消控制一段时间后系统回到静息态的状 态.从图 2 可以看出,螺旋波在平面波和电场作用 下,首先会破碎成多个小螺旋波,然后被平面波赶 出系统.如果电场再弱一些,螺旋波不会破碎,但是 控制时间相应会增加.用方法 (II) 控制螺旋波和时 空混沌也有类似的效果.图 4 给出了在图 2 和图 3 的参数和控制方法下 σ 随时间变化的曲线.从图 4 可以看出, σ 是振荡式下降,这是平面波周期比较低 的缘故.当第一列平面波与螺旋波 (或时空混沌) 相 遇时, σ 开始减小,直到平面波破碎,这时第二列平 面波与破碎的波还相隔很远,导致破碎的波得到发展, σ 增大,直到下一列波到来, σ 又继续减少. 从图可以看出,当外电场 ε' 比对应的 ε_{\min} 大得多时,控制时间约为 0.6 s.

本文中两种控制方法都是通过平面波来驱除 螺旋波和时空混沌的,但是,两种方法产生平面波 的方式是不同的.为了看出平面波是如何产生的, 我们使用不同控制方法在系统处于静息态下产生 平面波.图 5 给出了在直线 $y_i = 150\Delta y, x_i = i\Delta x$ ($i = 1, 2, \dots, 300$)上各点膜电压随时间变化的二 维斑图. 从图 5(a)可以看出,第一种控制方法交 替改变缺陷区的细胞外钾离子浓度,使缺陷内的 介质交替被激发,产生了周期为 T 的平面波,外场 使该平面波快速传出缺陷,从而可以产生较高波 速的平面波,有利于控制.从图 5(b) 可以看出,第



图 2 用方法 (I) 控制螺旋波时不同时刻的膜电压斑图, 控制参数为 $[K]'_o = 18 \ \pi \epsilon' = 0.05$ (a) t = 0; (b) t = 300 ms; (c) t = 760 ms, 行波已完全将螺旋波消除, 这时取消控制 (即使 $[K]'_o = 5.4 \text{ mmol } \pi \epsilon' = 0$); (d) t = 930 ms, 系统恢复到静息态



图 3 用方法 (I) 控制时空混沌时不同时刻的膜电压斑图, 控制参数为 $[K]'_o = 18 \ \pi \epsilon' = 0.1$ (a) t = 0; (b) $t = 250 \ ms$; (c) $t = 866 \ ms$, 这时取消控制 (即使 $[K]'_o = 5.4 \ mmol \ \pi \epsilon' = 0$); (d) $t = 1100 \ ms$, 系统处于静息态



图 4 与图 2 和图 3 对应的控制过程中 σ 随时间 t 的变化 (a) 参数与图 2 相同 (控制螺旋波); (b) 参数与图 3 相同 (控制时空 混沌)



图 5 使用不同控制方法产生平面波时 $y_i = 150\Delta y$ 直线上各点膜电压 V 随时间 t 变化的斑图, X 表示空间格点横坐标 (a) 方法 (I); (b) 方法 (II)

二种控制方法不改变缺陷区的细胞外钾离子浓度, 平面波产生于缺陷的右边界外侧,可见是外电场在 缺陷附近导致介质被激发,产生了周期为T的平面 波.由于施加的电场比较大,在图中还观察到在施 加电场期间平面波波速明显加快的情况 (参见图中 波纹线相对平坦地方).

下面研究交替周期对控制的影响. 通常, 只有 当交替周期在一定范围内, 才能产生周期为交替周 期的平面波, 交替周期不同, 需要的电场强度也不 同. 例如固定 [K]_o = 18 mmol, 采用不同控制方法 控制螺旋波, 得到最小电场 ε_{min} 随 T 的变化如图 6 所示. 从图 6(a) 中可以看出, 利用方法 (I) 进行控 制, 当周期小于 50 ms 时, 无法产生周期为交替周 期 T 的平面波, 当周期在 [50, 70] ms 范围时, 最小 电场 ε_{min} 的值都是一样的. 但当周期大于 70 ms 后, ε_{min} 将出现不同程度的增加. 从图 6(b) 中可以 看出, 用方法 (II) 进行控制, 当 T < 40 ms 时, 无 法在弱电场下产生周期为交替周期 *T* 的平面波, 当 $T \in [42.5, 80]$ ms 时,在此区间内各周期值对应 的 ε_{\min} 之间差别不大.图中没有给出 T > 80 ms 的 结果,是因为该周期已经远高于螺旋波和时空混沌 的平均周期.可见只要交替周期在一定范围内取值 和 $\varepsilon \ge \varepsilon_{\min}$ 都可以达到控制的目的.

考虑到心肌缺血形成的缺陷(高钾离子浓度 区)的形状是不规则的,而且随机分布.我们还研究 了当缺陷不是长条形而是小圆形时,用第二种控制 方法是否可以终止螺旋波和时空混沌.研究发现只 要缺陷位于介质左边,且数量足够多和缺陷足够大, 在适当选择控制参数下,由外电场在不同缺陷处 产生的激发波可以形成一列向右传播的波,就可 以有效终止螺旋波和时空混沌(见图 7).从图 7 可 以看出,图中有 7 个缺陷,电场并不能做到每次 都能在每一个缺陷处产生激发波,但总会出现一 些激发波,导致在较小的电场下也能终止螺旋波. 这些结果表明,当控制点分散时,可以提高控制 效率.

考虑到钙电导 G_{si} 取不同值对应的螺旋波或

时空混沌的周期有所不同,本文还在钙电导 \bar{G}_{si} 取 其他值的情况下对螺旋波和时空混沌进行了控制, 结果表明我们提出的控制方法同样有效.



图 6 在 $[K]'_{0} = 18 \text{ mmol}$ 情况下,用不同控制方法驱除螺旋波时 ε_{\min} 随交替周期 T 的变化 (a) 方法 (I); (b) 方法 (II)



图 7 在介质存在多个小圆形缺陷下,用第二种控制方法控制螺旋波时,不同时刻的膜电压斑图,控制参数为 $[K]'_o = 18 \text{ mmol}$ $\pi \epsilon' = 0.08$, 缺陷半径为 2.52 mm (a) t = 0; (b) t = 200 ms; (c) t = 1815 ms, 这时取消控制; (d) t = 1995 ms, 系统处于静息态

4 控制机制分析

现在我们来分析用上述两种控制方法为什 么能产生平面波. 研究表明, 当细胞外钾离子浓 度处于正常值 [K]。= 5.4 mmol 时,细胞的静息 态电位约为-84 mV. 如果将细胞外钾离子浓度提 高到 [K]。= 16.2 mmol, 细胞的静息态电位相应 将提高到-58.40 mV. 细胞外钾离子浓度越高, 细 胞的静息态电位也就越高,如果 [K]。 = 5.4 mmol 和 $[K]_{o} = [K]_{o}'$ 对应的静息态电位差超过正常介质 的激发阈值,当缺陷内介质的细胞外钾离子浓度在 正常值 5.4 mmol 与 [K]' 之间交替变化时, 如果在 每次细胞外钾离子浓度提高前,缺陷内及其附近区 域细胞的膜电位都可以回到静息态的值,那么,每 次提高细胞外钾离子浓度,都会导致介质被激发, 这就是第一种方法可以产生平面波的原因. 对于第 二种控制方法,由于缺陷区的细胞外钾离子浓度始 终处于很高的值,而且不会被激发,始终处于静息 态. 从而在缺陷与正常介质边界的两侧, 细胞的静

息态电位存在一个较大差值,在合适的外电场作用 下将产生一个激发力,导致与缺陷相邻的正常介质 被激发.这就是第二种方法可以产生平面波的原因.

5 结 论

我们提出了两种产生平面波的新方法,一种是 交替改变细胞外钾离子浓度来产生平面波,另一种 通过提高细胞外钾离子浓度,用电场激发波方式产 生平面波.这两种产生平面波的方法,都是利用缺 陷内高细胞外钾离子浓度和正常细胞外钾离子浓 度的静息电位差来实现的.研究表明,用这两种方 法产生平面波,在弱外电场作用下(适当的控制参 数)可以有效终止心脏中的螺旋波和时空混沌.需 要的控制时间接近1s.这类控制方法的特点是: (1)不需要在心脏里植入控制电极,因此给控制带 来极大的方便;(2)需要的外电场比较弱,可以降低 对心脏组织造成损害.希望我们的结果能为临床控 制螺旋波和时空混沌提供一个好的参考.

- [1] Meron E, Pelc E P 1988 Phys. Rev. Lett. 60 1880
- [2] Ma J, Wu N J, Ying H P, Pu Z S 2006 Chin. J. Comput. Phys. 23 243
- [3] Ma J, Pu Z S, Feng W J, Li W X 2005 Acta Phys. Sin. 54 4602 (in Chinese) [马军, 蒲忠盛, 冯旺军, 李维学 2005 物理学报 54 4602]
- [4] Yi X Z, Liu Y 2008 Acta Phys. Sin. 57 6844 (in Chinese) [尹小 舟, 刘勇 2008 物理学报 57 6844]
- [5] Gao J Z, Xie L L, Xie W M, Gao J H 2011 Acta Phys. Sin. 60 080503 (in Chinese) [高加振, 谢玲玲, 谢伟苗, 高继华 2011 物 理学报 60 080503]
- [6] Gabbay M, Ott E, Guzdar P N 1999 Phys. Rev. E 59 2443
- [7] Krinsky V I, Hamm E, Voignier V 1996 Phys. Rev. Lett. 76 3854
- [8] Kheowan O U, Zykov V S, Rangsiman O, Muller S C 2001 Phys. Rev. Lett. 86 2170
- [9] Osipov G V, Collins J J 1999 Phys. Rev. E 60 54
- [10] Qu Z L, Weiss J N 2005 Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol. 289 1692
- [11] Zhong M, Tang G N 2010 Acta Phys. Sin. 59 3070 (in Chinese)
 [钟敏, 唐国宁 2010 物理学报 59 3070]
- [12] Ouyang Q 2001 Physics 30 31 (in Chinese) [欧阳颀 2001 物理 30 31]
- [13] Young J B, Abraham W T, Smith A L 2003 The Journal of the

American Medical Association 289 2685

- [14] Wathen M S, Degroot P J, Sweeney M O, Stark A J, Otterness M F, Adkisson W O, Canby R C, Khalighi K, Machado C, Rubenstein D S, Volosin K J 2004 *Circulation* **110** 2591
- [15] White J B, Walcott G P, Pollard A E, Ideker R E 1998 Circulation 97 1738
- [16] Pumir A, Krinsky V 1999 J. Theor. Biol. 199 311
- [17] Pumir A, Nikolski M, Hörning M, Isomura A, Agladze K, Yoshikawa K, Gilmour R, Bodenschatz E, Krinsky V 2007 *Phys. Rev. Lett.* **99** 208101
- [18] Hörning M, Takagi S, Yoshikawa K 2010 Phys. Rev. E 82 021926
- [19] Kleber A G 1983 Circ. Res. 52 442
- [20] Luo C H, Rudy Y 1991 Circ. Res. 68 1501
- [21] Wu J H, Han Q S 1988 Computational Fluid Dynamics Theory, Mmethod and Application 05 (Beijing: Science press) p105 (in Chinese) [吴江航, 韩庆书 1988 计算流体力学的理论, 方法及 应用 05 (北京: 科学出版社) 第 105 页]
- [22] Cui H, Sun L, Wang Z R 2006 J. Pract. Electrocardiol. 15 116 (in Chinese) [崔红, 孙玲, 王志榕 2006 实用心电学杂志 15 116]
- [23] Shaw R M, Rudy Y 1997 Cardiovasc. Res. 35 256
- [24] Zhong M, Tang G N 2010 Acta Phys. Sin. **59** 1593 (in Chinese) [钟敏, 唐国宁 2010 物理学报 **59** 1593]

Suppressions of spiral waves and spatiotemporal chaos in cardiac tissue*

Kuang Yu-Lan Tang Guo-Ning[†]

(College of Physics and Technology, Guangxi Normal University, Guilin 541004, China)

(Received 26 August 2011; revised manuscript received 28 September 2011)

Abstract

Suppressions of spiral waves and spatiotemporal chaos in cardiac tissue are investigated by using the Luo-Rudy phase I model. Two control methods are proposed. (I) A planar wave is generated by alternately changing the extracellular potassium ion concentration, and then a weak external electric field is used to help plane wave to suppress spiral waves and spatiotemporal chaos. (II) The extracellular potassium ion concentration is first enhanced. Planar waves are then generated by the wave emission induced by an external electric field. We use the planar waves to suppress the spiral waves and spatiotemporal chaos. The results show that the control methods can effectively suppress spiral waves and spatiotemporal chaos when relevant parameters are appropriately chosen. When regional myocardial ischemia occurs, high extracellular potassium ion concentration will appear where myocardial ischemia occurs. The methods of wave emission can be used to suppress spiral waves and spatiotemporal chaos in heart in this case. The advantages and mechanism of the control methods are explained.

Keywords: cardiac tissue, spiral waves, spatiotemporal chaos, extracellular potassium ion concentration **PACS:** 05.45.–a, 05.45.Gg

^{*} Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 11165004, 10765002).

[†] E-mail: tangguoning@sohu.com