

用同步复极化终止心脏中的螺旋波和时空混沌*

周振玮 王利利 乔成功 陈醒基 田涛涛 唐国宁†

(广西师范大学物理科学与技术学院, 桂林 541004)

(2013年3月20日收到; 2013年4月20日收到修改稿)

为了模拟电击除颤导致动作电位持续时间缩短, 在 Luo-Rudy 相 I 心脏模型中引入了同步复极化. 研究了同步复极化对螺旋波和时空混沌动力学的影响. 数值结果表明: 在控制周期比较小的情况下, 同步复极化可以有效消除螺旋波和时空混沌, 在有一些控制参数下, 同步复极化只能消除螺旋波, 或者只能消除时空混沌. 当螺旋波不被控制时, 观察到螺旋波转变为长周期和长波长的螺旋波或破碎成时空混沌的现象. 并对控制机制进行了分析.

关键词: 螺旋波, 时空混沌, 同步复极化, 控制

PACS: 05.45.Gg, 05.45.-a, 82.40.Ck

DOI: 10.7498/aps.62.150508

1 引言

心脏作为人体一个非常重要的器官, 它的病变直接影响着人们的生活甚至威胁人的生命. 由于心脏组织中出现螺旋波电信号与心动过速有关, 螺旋波破碎形成时空混沌会导致心颤^[1,2], 危及生命. 因此人们对心动过速, 心颤产生机理及控制的研究从未间断过. 目前临床上消除心脏中的螺旋波电信号比较成熟的方法是用体外高电压电击除颤^[3]. 在理论上人们也提出了多种终止心脏中的螺旋波和时空混沌的方法^[4-11], 大多数方法在数值模拟上取得了很好的成效, 但是由于心脏结构复杂、控制实施困难等原因, 至今仍没能在临床中得到应用.

虽然体外电击除颤方法成熟有效, 但是也存在一些问题, 例如首次电击除颤成功的概率只有 69%, 通常需要多次电击或提高电击能量才能达到除颤目的^[12], 内置除颤也存在类似的情况^[13]. 此外电击除颤方法还存在明显的副作用, 如导致疼痛、心肌功能障碍和损伤等^[14-16]. 要解决这些问题需要充分了解电击除颤成功和失败的机理, 使电击对心脏造成的损伤减少到最小, 目前电击除颤机理并没有被完全了解.

研究表明, 心室肌细胞的动作电位变化可分为

5 个时期, 0 期为除极化期, 膜内电位由静息态的约 -90 mV 上升到约 $+30\text{ mV}$; 1 期为快速复极化期, 膜内电位由 $+30\text{ mV}$ 降到 0 mV ; 2 期为复极化的平台期; 3 期同样为快速复极化期, 膜内电位由 0 mV 下降到静息态的值; 4 期为静息期. 0 至 3 期构成了动作电位的持续时间 (action potential duration, APD). 通常人们认为电击只会延长动作电位持续时间, 实验研究结果表明^[17,18], 电击除颤可以使处于不应期的细胞再次去极化, 延长了复极化时间, 即增加了 APD, 导致传导障碍, 这样心脏组织的膜电位快速回到均匀的静息态值, 窦房结的重新起搏使得心脏又恢复正常. 但是文献^[19, 20]指出: 电击除颤并不总是使细胞膜电位上升 (再次去极化), 导致 APD 增加, 也会使膜电位下降 (加快复极化), 缩短 APD, 而且延长和缩短 APD 现象可同时存在心肌组织的不同部位中, 只是电击除颤出现缩短 APD 现象的概率比较小. 显然, 延长和缩短 APD 现象的同时存在可能会导致除颤失败, 虽然人们对电击除颤出现 APD 延长能有效除颤已经有了充分的认识, 但是对电击除颤缩短 APD 是否能有效除颤目前仍缺乏研究.

本文采用 Luo-Rudy 相 I 心脏模型研究了同步复极化终止螺旋波和时空混沌的问题, 采用与文献^[17]不同的同步复极化, 我们假设电击导致处于复

* 国家自然科学基金 (批准号: 11165004) 资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: tangguoning@sohu.com

极化期的膜电位小于某个阈值的细胞同时回到静息态. 数值研究结果表明, 这种同步复极化在一定条件下也能有效终止螺旋波和时空混沌, 接下来先介绍本文采用的模型和控制方法, 然后介绍数值模拟结果并分析, 最后是结论, 并对该控制方法的可行性进行了讨论.

2 模型和同步复极化方法

Luo-Rudy 相 I 模型^[21] 是 Luo 和 Rudy 在 1991 年提出的. 在这个模型中包含了六种离子电流, 关于膜电压 V 的偏微分方程如下:

$$\frac{\partial V}{\partial t} = -\frac{I_{\text{ion}}}{C_m} + D\nabla^2 V, \quad (1)$$

其中 V 表示细胞膜电位 (单位: mV), t 表示时间 (单位: ms), $C_m = 1.0 \mu\text{F}/\text{cm}^2$ 为细胞膜电容, $D = 0.001 \text{ cm}^2/\text{ms}$ 为扩散系数, I_{ion} 表示跨膜总离子电流 (单位: $\mu\text{A}/\text{cm}^2$), $I_{\text{ion}} = I_{\text{Na}} + I_{\text{si}} + I_{\text{K}} + I_{\text{K1}} + I_{\text{Kp}} + I_{\text{b}}$, 其中 I_{Na} 为快速内流 (流向细胞内的) 钠离子电流, I_{si} 为慢速内流钙离子电流, I_{K} 为含时外流钾离子电流, I_{K1} 为不含时外流钾离子电流, I_{Kp} 为饱和钾离子电流, I_{b} 为背景电流, 各种电流的具体表达式参看文献 [21], 每种离子电流都有自己的最大电导率 G 和门变量 W , 但各种门变量遵循同样形式的方程

$$\frac{dW}{dt} = \frac{W_{\infty} - W}{\tau_w}, \quad (2)$$

$$W_{\infty} = \frac{\alpha_w}{\alpha_w + \beta_w}, \quad \tau_w = \frac{1}{\alpha_w + \beta_w},$$

其中 α_w, β_w 与膜电位有关的函数. 本文选钙电导率 G_{si} 为可调参数, 钾电导率 $G_{\text{K}} = 0.705 \text{ ms}/\text{cm}^3$, 其他系统参数如不特殊说明均采用文献 [21,22] 的数值, 当 $G_{\text{si}} = 0.02$ (或 $G_{\text{si}} = 0.05$) 时, 在适当的初始条件下可产生稳定螺旋波 (或时空混沌). 数值求解方程 (1) 时, 我们采用向前欧拉法、二阶精度的差分法和无流边界条件, 在 x 和 y 方向的空间步长均取 $\Delta x = \Delta y = \Delta = 0.028 \text{ cm}$, 时间步长取 $\Delta t = 0.02 \text{ ms}$, 求解方程 (2) 时采用文献 [23] 中介绍的方法. 系统尺寸均为 $L_x = L_y = 8.4 \text{ cm}$, 空间离散成 $N_x \times N_y = 300 \times 300$ 个格点, 格点用 (ξ, η) 标记, 其中 ξ, η 为整数.

考虑到电击的持续时间都很短, 心肌细胞对电击的响应几乎是同时的, 显示出以固定的时间复极化^[17], 但处于不同状态和位置的心肌细胞对电击的响应有所不同, 既可以使膜电位上升, 也可以使膜电位下降. 当电击导致动作电位持续时

间缩短时, 可以使动作电位更快回到静息态. 处于不同状态的心肌细胞在电击下快速复极化达到一个比较低的膜电位值, 虽然它们达到的膜电位值有所不同, 但差异较小, 而且在这样低的膜电位下的细胞已经处于可激发的状态 (可以近似为静息态), 再加上心肌细胞对电击的响应时很短, 可以认为电击导致动作电位缩短的心肌细胞都能瞬间同步复极化到静息态, 所以我们采用如下同步复极化方法: 当 $t = nT$ ($n = 1, 2, \dots$) 时, 如果正处于复极化期的格点 (ξ, η) 的 $V_{\xi, \eta}(t) \leq V_{\text{th}}$, 则认为电击瞬间使该格点上的膜电位 V 、各门变量和细胞内钙浓度 $[\text{Ca}]_i$ 回到细胞静息态值: $V = -84 \text{ mV}$, $m = 0.0018$, $h = 0.9814$, $j = 0.988$, $d = 0.0031$, $f = 1.0$, $X = 0.00594$, $\text{Ca}_i = 0.00013 \text{ mM}$, 否则该点上的膜电位、各门变量和细胞内钙浓度按正常规律变化 (这里没有给出细胞内钙浓度变化方程), 其中 T 为控制周期 (电击的周期), V_{th} 为控制阈值.

为了说明螺旋波和时空混沌是否被控制, 我们定义控制参数 σ 为

$$\sigma = \sum_{\xi=1}^{300} \sum_{\eta=1}^{300} (|V_{\xi, \eta} - V_{\xi, \eta-1}| + |V_{\xi, \eta} - V_{\xi-1, \eta}|)_{t=4000}, \quad (3)$$

σ 表示施加控制后在 $t = 4000 \text{ ms}$ 时介质相邻各格点膜电位的差的绝对值之和. $\sigma = 0$ 表示系统回到静息态, 螺旋波和时空混沌已经被控制, 在下面的结果中我们以此为根据来判断螺旋波和时空混沌是否被控制.

3 数值模拟结果

要获得较好的除颤效果, 电击周期要小于心动过速周期 (一般都在几百毫秒以上), 但电击持续时间很短, 不同情况下需要的电击能量也不相同. 我们在模拟中, 将控制阈值 V_{th} 限定在 $[-82, -48] \text{ mV}$ 内, V_{th} 越大, 表示需要的电击能量就越大. 考虑到螺旋波的周期约为 45 ms , 我们让电击周期 T 在 $[20, 400] \text{ ms}$ 内变化, 以模拟多次电击. 用 $T = \infty$ 来模拟只进行一次电击, 这时同步复极化从 $t = 0$ 开始.

首先取 $G_{\text{si}} = 0.02$ (或 $G_{\text{si}} = 0.05$) 在系统中产生螺旋波 (或时空混沌) 初态, 然后每隔 T 时间对螺旋波和时空混沌进行同步复极化控制. 数值研究结果表明: 当 $T = \infty$ 时, 只要控制阈值 $V_{\text{th}} \geq -78 \text{ mV}$

就可以有效消除螺旋波, 这表明本文提出的同步复极化可以有效消除螺旋波, 而且需要的能量可以很小; 但是对于时空混沌的控制, 仅当控制阈值 $V_{th} = -48 \text{ mV}$ 时才是可控制的. 这表明, 当电击能量较小 (V_{th} 较小) 时, 只进行一次同步复极化不能消除时空混沌.

现在我们来研究多次同步复极化对螺旋波和时空混沌的控制效果. 图 1 和图 2 分别给出了在 $G_{si} = 0.02 \text{ ms/cm}^3$ 和 $G_{si} = 0.05 \text{ ms/cm}^3$ 情况下 $V_{th}-T$ 平面上的相图, 图中空心圆符号表示不可控, 实心三角形符号表示可控. 从图 1 可以看出, 只要 $V_{th} \in [-78, -60] \text{ mV}$, 螺旋波都能被终止, 与控制周期无关; 增大 V_{th} 将降低消除螺旋波的成功率; 增大控制周期可有效增大可控范围, 因此当 $T = \infty$ 时, 控制范围增加到 $V_{th} \geq -78 \text{ mV}$ 的所有区域. 从图 2 可以看出, 当 $T \in [20, 60] \text{ ms}$ 时, 时空混沌都可以被控制, 可控范围最大; 增大控制周期 T 会导致可控范围缩小. 文献 [24] 指出, 较长的电击时间间隔往往伴随着除颤失败, 这与我们的时空混沌控制结果基本符合. 要兼顾螺旋波和时空混沌的控制效果, 控制周期宜在 $[20, 60] \text{ ms}$ 范围内取值, 控制阈值宜限定在 $[-78, -60] \text{ mV}$ 范围内, 所以, 在高频同步复极化下, 使用较少的能量就能达到控制螺旋波和时空混沌的目的.

对比图 1 和图 2 的结果可以看出, 在不同的控制周期下, 对螺旋波和时空混沌的控制效果差异较大, 随着控制周期的增加, 螺旋波的控制效果越来越好, 而时空混沌的控制效果越来越差. 这是因为对于螺旋波控制, 螺旋波态的缺陷点只有一个, 只需要一次控制就可以成功消除它, 过大的控制阈值和较小的控制周期, 更容易产生新的缺陷点, 使控制效果变差. 对于时空混沌控制, 因为时空混沌态的初始缺陷点数目较多, 一次控制很难把所有缺陷点都消除. 当控制周期较长时, 等下一次控制来临时, 缺陷数目已增加不少; 当控制阈值较小时, 每一次控制消除的缺陷数目又相对较少. 只有因控制减少的缺陷数目大于新增加的缺陷数目, 时空混沌才可以被消除, 这就是为什么当控制周期较长、控制阈值较小时不容易消除时空混沌的原因.

现在我们来分别讨论螺旋波和时空混沌的控制机理. 同步复极化不能有效控制螺旋波有三种情形: 施加控制后, 没有被同步复极化的区域按原动力学规律复极化, 而被同步复极化的区域迅速被激发, 导致螺旋波波臂变宽 (该宽度存在明显不同的

两个区), 然后出现传导障碍, 因大部分区域波无法传播, 螺旋波的很大一部分直接演化到静息态, 只有在螺旋波波头或边界附近出现孤立的激发区, 被激发后形成螺旋波对, 最后由螺旋波对演化成波长和周期均变长的螺旋波, 如图 3 所示; 或者演化成时空混沌, 如图 4 所示; 还有一种情况是, 施加控制后, 螺旋波无明显变化.

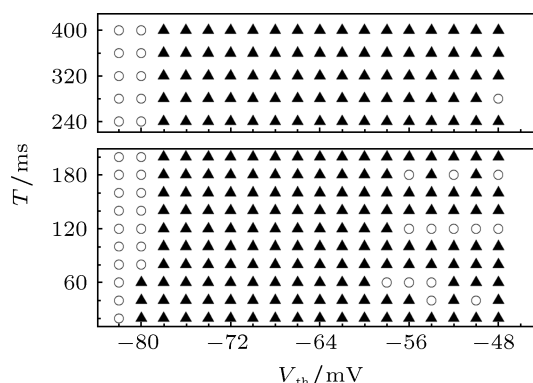


图 1 在 $G_{si} = 0.02 \text{ ms/cm}^3$ 情况下 $V_{th}-T$ 平面上的相图. 实心三角形表示螺旋波可控制, 空心圆表示螺旋波不可控制

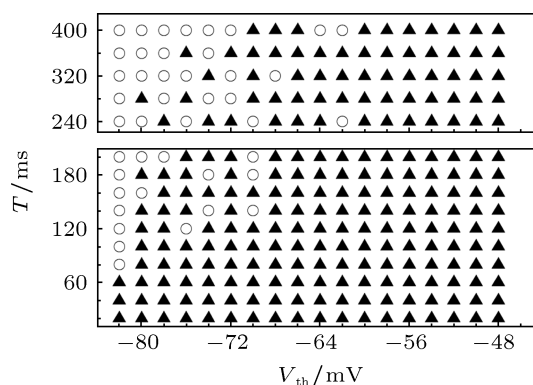


图 2 在 $G_{si} = 0.05 \text{ ms/cm}^3$ 情况下 $V_{th}-T$ 平面上的相图. 实心三角形表示时空混沌可控制, 空心圆表示时空混沌不可控制

同步复极化能有效控制螺旋波只有一种情形: 施加控制后, 螺旋波波臂首先变宽, 形成传导障碍, 导致螺旋波很大一部分消失, 同时原螺旋波波头或边界附近出现螺旋波碎片, 最后演化为一个不可维持的靶波而消失, 如图 5 所示.

同步复极化控制时空混沌的过程如图 6 和图 7 所示, 从图 6 和图 7 可以看出, 同步复极化后, 都能导致波峰的宽度变宽. 如果由于传导障碍不能导致所有的缺陷点都消失, 剩下的缺陷点将继续演化, 产生新缺陷点, 如果这样的过程不断出现, 时空混沌不能被控制 (如图 6 所示), 在内置除颤器的实验中也观察到类似现象 (参见文献 [25] 的图 7). 如果多次同步复极化后, 能使所有的缺陷点都消除, 介

质中只剩下孤立的激发区, 当这些区产生的靶波消失后, 介质将回到静息态, 时空混沌被控制, 如图 7

所示. 对于时空混沌的控制, 只进行一次同步复极化很难使所有缺陷点都消失.

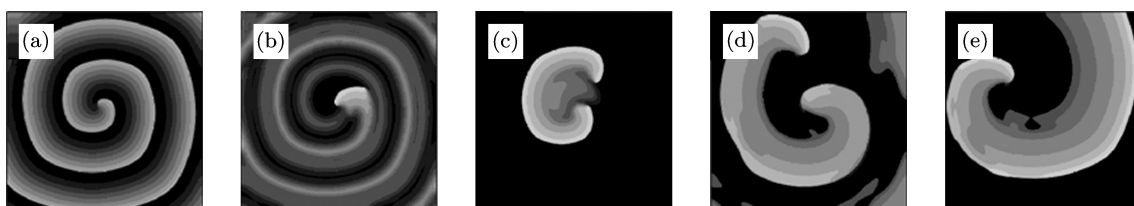


图 3 在 $G_{si} = 0.02 \text{ ms/cm}^3$, $V_{th} = -50 \text{ mV}$ 和 $T = 40 \text{ ms}$ 的情况下膜电位在不同时刻的斑图 (a) $t = 0$; (b) $t = 100 \text{ ms}$; (c) $t = 140 \text{ ms}$; (d) $t = 400 \text{ ms}$; (e) $t = 4000 \text{ ms}$

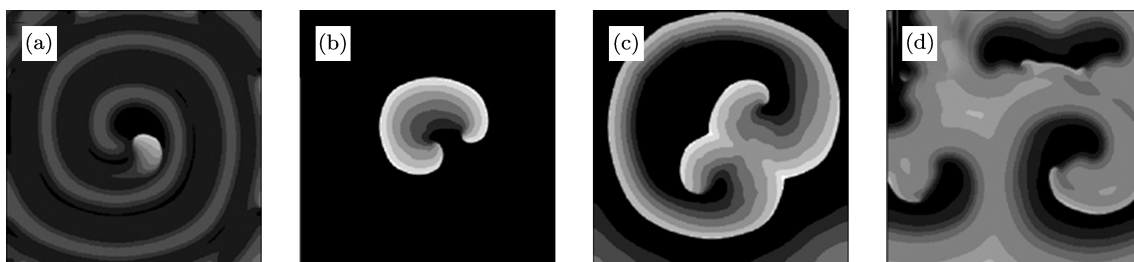


图 4 在 $G_{si} = 0.02 \text{ ms/cm}^3$, $V_{th} = -48 \text{ mV}$ 和 $T = 120 \text{ ms}$ 的情况下不同时刻的膜电位斑图 ($t = 0$ 时刻斑图如图 3(a) 所示) (a) $t = 180 \text{ ms}$; (b) $t = 220 \text{ ms}$; (c) $t = 340 \text{ ms}$; (d) $t = 4000 \text{ ms}$

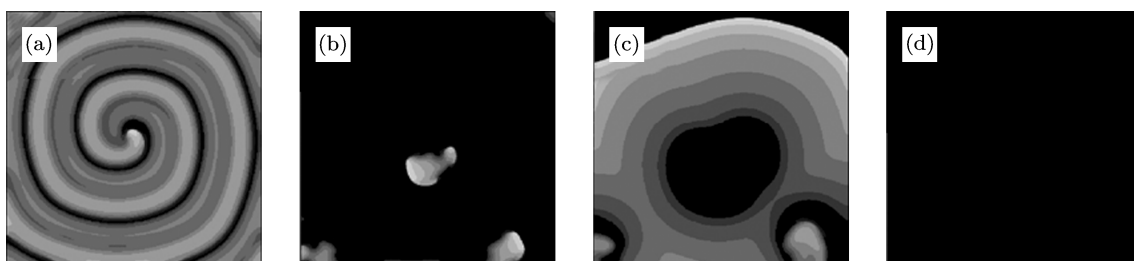


图 5 在 $G_{si} = 0.02 \text{ ms/cm}^3$, $V_{th} = -62 \text{ mV}$ 和 $T = 20 \text{ ms}$ 的情况下不同时刻的膜电位斑图, $t = 0$ 时刻斑图如图 3(a) 所示. (a) $t = 60 \text{ ms}$; (b) $t = 100 \text{ ms}$; (c) $t = 180 \text{ ms}$; (d) $t = 280 \text{ ms}$, 此时介质已回到均匀静息态

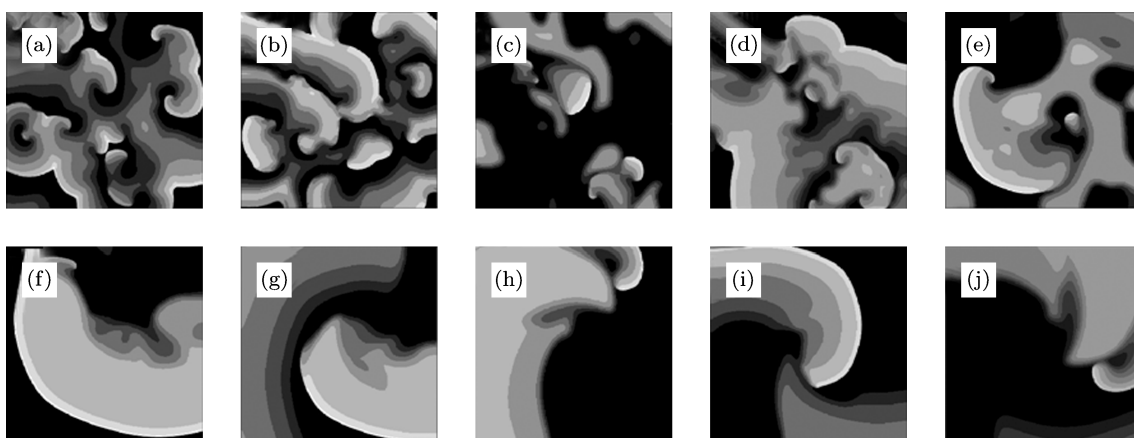


图 6 在 $G_{si} = 0.05 \text{ ms/cm}^3$, $V_{th} = -70 \text{ mV}$ 和 $T = 140 \text{ ms}$ 的情况下不同时刻的膜电位斑图 (a) $t = 0 \text{ ms}$; (b) $t = 160 \text{ ms}$; (c) $t = 240 \text{ ms}$; (d) $t = 320 \text{ ms}$; (e) $t = 1100 \text{ ms}$; (f) $t = 1320 \text{ ms}$; (g) $t = 1720 \text{ ms}$; (h) $t = 2040 \text{ ms}$; (i) $t = 2680 \text{ ms}$; (j) $t = 4000 \text{ ms}$

以最快的速度消除螺旋波和时空混沌, 避免由于心动过速和心颤导致死亡是电击除颤追求的目标, 因此我们还研究了控制时间随控制周期的变化情况. 我们把开始施加同步复极化 (σ 约为 20 多万) 到 σ 减少到 10 所经历的时间定义为控制时间 τ . 在给定控制周期 T 下, 不同的控制阈值可能得到不同的 τ , 对不同控制阈值下的控制时间取平均得到

平均控制时间 τ_{avg} . 图 8 给出了平均控制时间 τ_{avg} 随控制周期 T 的变化. 从图中可以看出, 控制螺旋波需要的控制时间较短, 都在 600 ms 内. 但是控制时空混沌, 则可能需要更长的控制时间; 控制周期小, 需要的控制能量和控制时间也少. 这些结果为我们如何将电击除颤带来的副作用降低到最小提供了新的思路.

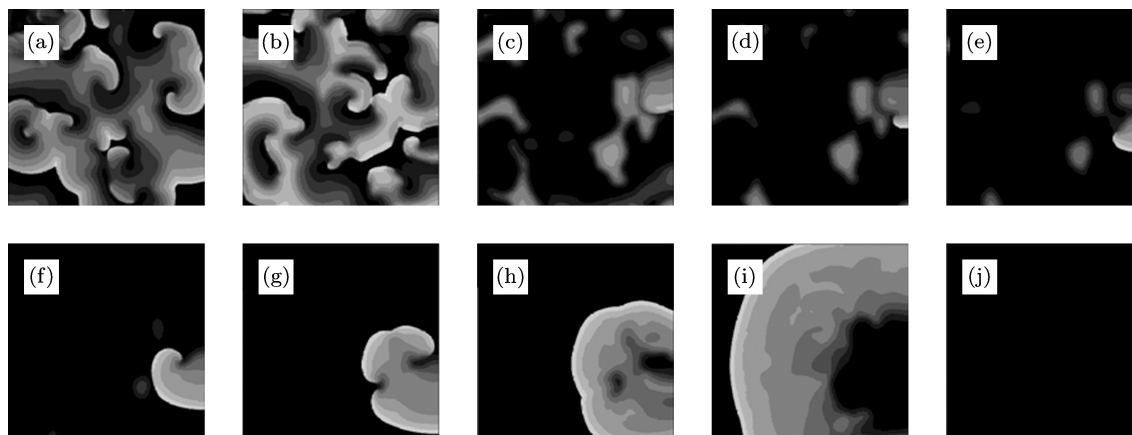


图 7 在 $G_{\text{si}} = 0.05 \text{ ms/cm}^3$, $V_{\text{th}} = -70 \text{ mV}$ 和 $T = 280 \text{ ms}$ 的情况下不同时刻的膜电位斑图 (a) $t = 0 \text{ ms}$; (b) $t = 300 \text{ ms}$; (c) $t = 380 \text{ ms}$; (d) $t = 400 \text{ ms}$; (e) $t = 420 \text{ ms}$; (f) $t = 440 \text{ ms}$; (g) $t = 460 \text{ ms}$; (h) $t = 480 \text{ ms}$; (i) $t = 540 \text{ ms}$; (j) $t = 840 \text{ ms}$ (此时介质已回到均匀静息态)

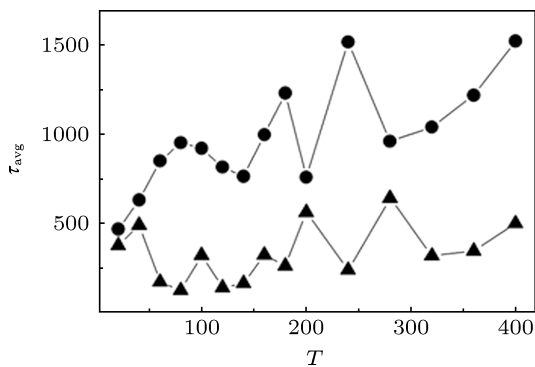


图 8 平均控制时间 τ_{avg} 随控制周期 T 的变化 (实心三角形表示对螺旋波的控制, 实心圆表示对时空混沌的控制)

我们知道, 电击除颤效果与心脏中螺旋波和时空混沌的状态有关. 为了解不同初态对同步复极化的影响, 我们选择图 1 和图 2 的一些可控参数, 分别用 5 个不同初态进行了研究, 发现在给定控制参数下, 极少数情况下会出现不可控的情况, 绝大部分情况下仍是可以控制的, 因此初态对我们做出的可控结论影响不大.

4 结论与讨论

本文研究了同步复极化对螺旋波和时空混沌

的影响. 数值模拟结果表明: 同步复极化对螺旋波和时空混沌都有很大影响. 主要影响有: 导致螺旋波转变为时空混沌或长周期和长波长的螺旋波, 增大波峰的宽度, 而且可以消除螺旋波和时空混沌. 当控制阈值 $V_{\text{th}} \in [-78, -60] \text{ mV}$ 时, 同步复极化可以很好地控制螺旋波, 增加控制周期可以增大可控范围. 当 $T \leq 60 \text{ ms}$ 时, 只要控制阈值 $V_{\text{th}} \geq -82 \text{ mV}$, 同步复极化都能消除时空混沌. 随着控制周期 T 的增加, 可控范围将逐渐缩小, 最后只有当控制阈值取很大的值才能消除时空混沌, 同时会增加控制时间. 由于控制螺旋波和时空混沌需要的能量大小直接与控制阈值 V_{th} 有关, 上述结果表明, 选择较小的控制周期, 可以使用很少的能量就可以达到消除螺旋波和时空混沌的目的, 这为我们设计除颤器提供了新的线索.

同步复极化是否可以实现是一个必须考虑的问题, 本文提出的这种加速细胞同步复极化方法除可以通过电击实现外, 还可以通过其他方法实现. 在医学上有很多药物可以显著加快动作电位第 3 期的复极化, 如文献 [26] 指出异丙肾腺素可以通过激活环磷酸腺苷依赖性氯电流 $I_{\text{Cl-cAMP}}$ 使动作电位复极过程加速, 导致 APD 缩短, 文献 [27] 指出乙

酰胆碱通过三磷酸鸟苷控制 G_i 蛋白激活乙酰胆碱依赖性钾电流 $I_{K\text{-ACh}}$ 而使得复极化加速, APD 缩短, 因此可以通过药物实现同步复极化. 此外, 同步复极化还可以通过刺激迷走神经来实现. 实验表明 [28], 以一定的频率 (1—5 Hz) 刺激颈部的迷走神

经可以加速心脏组织复极化, 并可以减少心颤发生概率, 甚至避免心颤的发生. 这些实验结果证实了通过同步复极化控制心脏中的螺旋波和时空混沌是可行的. 希望我们的结果能为心脏病的防治提供有益的参考.

- [1] Gray R A, Jalife J, Panfilov A V, Baxter W T, Cabo C, Davidenko J M, Pertsov A M 1995 *Science* **270** 1222
- [2] Davidenko J M, Pertsov A V, Salomonsz R, Baxter W, Jalife J 1992 *Nature* **355** 349
- [3] Piller L W 1970 *Electronic instrumentation theory of cardiac technology* (London:Staples Press)
- [4] Sinha S, Pande A, Pandit R 2001 *Phys. Rev. Lett.* **86** 3678
- [5] 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]
- [6] Yu L C, Ma J, Zhang G Y, Chen Y 2008 *Chin. Phys. Lett.* **25** 2706
- [7] 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]
- [8] Shajahan T K, Nayak A R, Pansit R 2009 *Plos One* **4** e4738
- [9] Yuan G Y, Yang S P, Wang G R, Chen S G 2008 *Chin. Phys. B* **17** 1925
- [10] 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]
- [11] Ma J, Ying H P, Li Y L 2007 *Chin. Phys.* **16** 955
- [12] Walker R G, Koster R W, Sun C, Moffat G, Barger J, Dodson P P, Chapman F W 2009 *Resuscitation* **80** 773
- [13] Smits K, Virag N 2010 *Annals of Biomedical Engineering* **38** 1314
- [14] Doherty P W, McLaughlin P R, Billingham M, Kernoff R, Goris M L, Harrison D C 1979 *Am. J. Cardiol.* **43** 225
- [15] Babbs C F, Tacker W A, VanVleet J F, Bourland J D, Geddes L A 1980 *Am. Heart J.* **99** 734
- [16] VanVleet J F, Tacker W A, Cechner P E, Bright R M, Greene J A, Raffee M R, Geddes L A, Ferrans V J 1978 *Am. J. Vet. Res.* **39** 981
- [17] Dillon S M 1992 *Circulation* **85** 1865
- [18] Dillon S M 1991 *Circ. Res.* **69** 842
- [19] Cheng Y, Mowrey K A, Van Wagoner D R, Tchou P J, Efimov I R 1999 *Circ. Res.* **85** 1056
- [20] Knisley S B, Smith W M, Ideker R E 1994 *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* **266** H2348
- [21] Luo C H, Rudy Y 1991 *Circ. Res.* **68** 1501
- [22] Cao Z J 2006 *Doctoral Dissertation* (Beijing Normal University) (in Chinese) [曹周健 2006 博士学位论文 (北京师范大学)]
- [23] Rush S, Larsen H 1978 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **25** 389
- [24] Edelson D P, Abella B S, Kramer-Johansen J, Wik L, Myklebust H, Barry A M, Merchant R M, Vanden Hoek T L, Steen P A, Becker L B 2006 *Resuscitation* **71** 137
- [25] Trayanova N, Constantino J, Ashihara T, Plank G 2011 *IEEE Rev. Biomed. Eng.* **4** 89
- [26] Yu C G, Bai R, Chen D L, Huang Y 2008 *Cardiac electrophysiology basic and clinical* (Wuhan: Huazhong University of Science and Technology Press) p131 [余承高, 白融, 陈栋梁, 黄勇 2008 心脏电生理学基础与临床 (武汉: 华中科技大学出版社) 第 131 页]
- [27] Eick R T, Nawrath H, McDonald T F, Trautwein W 1976 *Pflügers Arch.* **361** 207
- [28] Rosenshtraukh L, Danilo Jr P, Anyukhovskiy E P, Steinberg S F, Rybin V, Brittain-Valenti K, Molina-Viamonte V, Rosen M R 1994 *Circ. Res.* **75** 722

Terminating spiral waves and spatiotemporal chaos in heart by synchronous repolarization*

Zhou Zhen-Wei Wang Li-Li Qiao Cheng-Gong Chen Xing-Ji
Tian Tao-Tao Tang Guo-Ning[†]

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

(Received 20 March 2013; revised manuscript received 20 April 2013)

Abstract

In order to simulate the phenomenon that electric shock defibrillation shortens action potential duration, the synchronous repolarization process is introduced into Luo-Rudy phase I model of cardiac tissue. Effects of synchronous repolarization on dynamics of spiral waves and spatiotemporal chaos are investigated. Numerical results show that when the control period is small, the synchronous repolarization can effectively eliminate spiral waves and spatiotemporal chaos. However, the synchronous repolarization can only eliminate spiral waves or spatiotemporal chaos under some control parameters. When spiral waves cannot be controlled, the transition from spiral wave to spatiotemporal chaos or the spiral wave with longer period and wavelength is observed. The control mechanism is analyzed.

Keywords: spiral waves, spatiotemporal chaos, synchronous repolarization, control

PACS: 05.45.Gg, 05.45.-a, 82.40.Ck

DOI: 10.7498/aps.62.150508

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 11165004).

[†] Corresponding author. E-mail: tangguoning@sohu.com