

Supresión de la alternancia cardíaca por medio de una técnica algorítmica de retroalimentación

J.A. García

*Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma del Estado de México
Av. Instituto Literario 100, 5000 Toluca, Edo. de México, Mexico*

P. Parmananda y J. Escalona

*Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma del Estado de Morelos
Av. Universidad 1001, Col. Chamilpa, 62210 Cuernavaca, Mor., Mexico*

Recibido el 14 de enero de 1999; aceptado el 10 de diciembre de 1999

En el presente trabajo se describe una técnica de control dinámico basado en una retroalimentación lineal de retardo temporal (RLRT), capaz de suprimir un ritmo patológico de período-2 (ritmo alternante cardíaco) presente en el modelo empírico de conducción atrioventricular propuesto por Sun *et al.* [*J. Theor. Biol.* **173** (1995) 79]. El mecanismo de control, resulta ser efectivo para suprimir la alternancia en los tiempos de conducción a través de un cambio en la estabilidad de los puntos fijos presentes en el modelo de conducción original. Se muestra también que la aplicación del control antes de la aparición de la bifurcación, puede ser empleado para prevenir la alternancia cardíaca. Por otro lado, se verifica la efectividad del control ante la simulación de ruido experimental. Por último, se pone de manifiesto la principal ventaja de este control, en el que a diferencia de otros mecanismos existentes, la señal de control tiende a desvanecerse.

Descriptores: Control dinámico; retroalimentación lineal de retardo temporal; ritmos cardíacos patológicos

This paper describes a method based on linear time-delay feedback for suppressing a pathological period-2 cardiac rhythm in a model for atrioventricular nodal conduction. The control is effective for suppressing alternans by converting the period-2 dynamics to period-1 dynamics. Moreover, we demonstrate that alternans would be prevented by tracking the period-1 rhythm at the point where the bifurcation occurs. Furthermore, the method is shown to be robust in the presence of experimental noise. Subsequent to stabilization of the dynamics the control signal vanishes.

Keywords: dynamic control; linear time-delay feedback; pathological period-2 cardiac rhythm

PACS: 87.19.Hh; 07.05.Dz; 87.10.+e

1. Introducción

El nodo sinoatrial representa el marcapasos normal en el corazón de los mamíferos. La excitación eléctrica se genera en el nodo sinoatrial y viaja a través del atrio, pasando por el nodo atrioventricular (AV) y por el haz de His, dirigiéndose finalmente hacia los ventrículos por medio de fibras de conducción especializadas. Esta excitación sobre los ventrículos, conduce a su contracción y por tanto al bombeo de sangre hacia los pulmones y el resto del cuerpo.

El nodo AV es un eslabón esencial en esa cadena de eventos. Genera un retardo entre la activación atrial y ventricular, favoreciendo así el llenado de este último, al incrementar la eficiencia del bombeo. Es capaz también de actuar como un filtro, al bloquear parte de la excitación durante la activación atrial anormal, protegiendo de este modo la porción ventricular de una activación excesivamente rápida.

Existen ciertos ritmos patológicos (arritmias) conocidos como alternantes cardíacos, en los cuales el tiempo de conducción a través del nodo AV sufre alternancias con base en el número de latidos. Estos ritmos han sido registrados en gatos durante períodos de asfixia [2].

En un estudio reciente [1], desarrollaron un modelo empírico de conducción a través del nodo AV, basado en

mediciones estímulo-respuesta a partir de corazones de conejo. Encontraron que cuando el tejido cardíaco es estimulado eléctricamente cerca del nodo sinoatrial (SA), durante un período de tiempo, seguido de la activación del haz de His, los tiempos de conducción mostraban una alternancia característica del ingreso de una taquicardia, lo cual sugiere la existencia de una bifurcación de período doble, en el nodo AV.

Christini y Collins [3] demostraron que una versión adaptativa del método de control de caos OGY [4], podía utilizarse para estabilizar los ritmos alternantes producidos en el modelo mencionado anteriormente. Mostraron además que su método podía ser empleado para prevenir ritmos alternantes si se aplicaba el control antes del punto de bifurcación.

Por otro lado, Brandt *et al.* [5] describieron un método alternativo de control basado en RLRT, que puede también estabilizar el modelo a un ritmo de período-1. Estos autores mostraron que este método es más simple e intuitivo que el método de control OGY.

En el presente trabajo presentamos un nuevo método de estabilización basado en una técnica RLRT aun más sencilla que las propuestas anteriormente y con la cual se cambia la estabilidad del sistema, pero no sus características físicas. Las ventajas de este método serán discutidas.

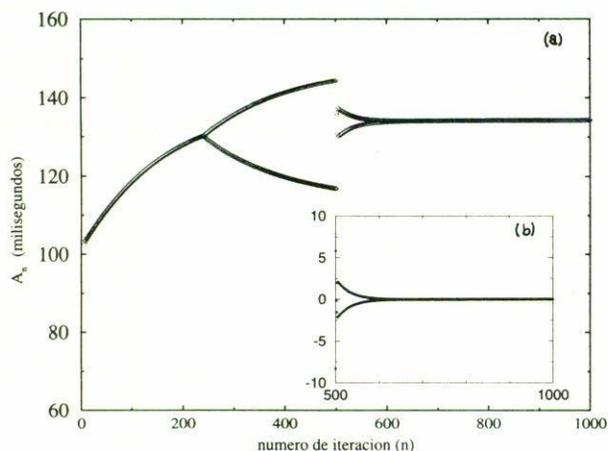


FIGURA 1. a) Dinámica del modelo original definida por la Ec. (1), seguida por la aplicación del control. Se presenta la estabilización de la dinámica de período-2 a una de período-1; b) Señal de control, obsérvese su desvanecimiento.

2. Método

Consideremos el modelo desarrollado por Sun *et al.* [1], representado por el mapeo discreto

$$A_{n+1} = f(A_n, H_n) = A_{\min} + S_{n+1} + \beta_n e^{(-H_n/\tau_{rec})}, \quad (1)$$

donde H_n representa el intervalo comprendido entre la activación del haz de His y la subsecuente activación atrial (tiempo AV nodal refractario) durante el n -ésimo ciclo cardíaco. A_{n+1} representa el intervalo de tiempo entre la excitación del septo interatrial y el haz de His (intervalo His-atrial) durante el $(n + 1)$ -ésimo ciclo, A_{\min} y τ_{rec} representan constantes positivas, además,

$$S_0 = \gamma e^{-H_0/\tau_{fat}}, \quad (2)$$

$$S_{n+1} = S_n e^{-(A_n + H_n)\tau_{fat}} + \gamma e^{(-H_0/\tau_{fat})} \quad (3)$$

y

$$\beta_n = \begin{cases} 201 \text{ ms} - 0.7A_n, & \text{para } A_n < 130 \text{ ms;} \\ 500 \text{ ms} - 3A_n, & \text{para } A_n \geq 130 \text{ ms.} \end{cases} \quad (4)$$

El mapeo comienza con una dinámica de período-1, bifurcándose (ritmos alternantes) aproximadamente en el ciclo $n = 200$, alternando eventualmente entre valores de 113 y 148 ms, S_n alcanza un estado estable a un tiempo aproximado de 51 ms. El método de control propuesto se basa en una técnica RLRT definida por el mapeo

$$A_{n+1} = A_{\min} + S_{n+1} + \beta_n e^{-H_n/\tau_{rec}} + g_n, \quad (5)$$

donde hemos sumado el algoritmo de control

$$g_n = k(A_n - A_{n-1}), \quad (6)$$

al mapeo original, con k constante. Como puede observarse directamente para n suficientemente grande $A_n = A_{n+1}$ y

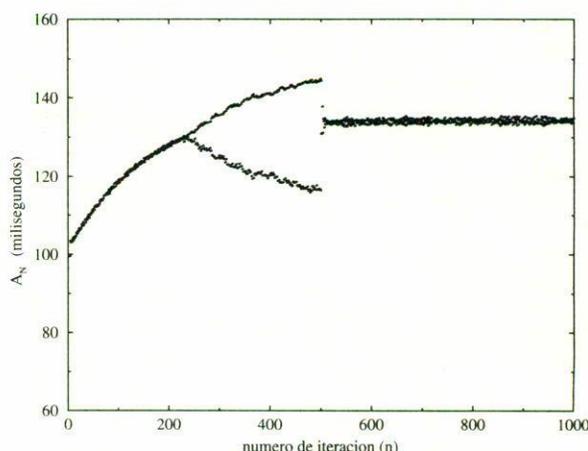


FIGURA 2. Estabilización dinámica en presencia de simulación de ruido.

por tanto la señal de control se desvanece, dejando intactas las características del sistema.

3. Resultados

En las simulaciones numéricas se emplearon las constantes $A_{\min} = 33$ ms, $\tau_{rec} = 70$ ms, $\tau_{fat} = 30$ s, y $\gamma = 0.3$ ms, manteniendo constante el valor de H en 45 ms, al igual que en la Ref. 2 y el valor de $k = -0.3$ como en la Ref. 5.

La Fig. 1a muestra en las primeras 450 iteraciones, la dinámica del modelo original, seguida por la aplicación del control, donde se representa la estabilización de un período-2 a una dinámica de período-1. Al variar el valor de k , no se observa variación alguna en el punto de estabilización del período-1. La Fig. 1b representa la señal de control, donde se observa su tendencia a desaparecer, dejando al sistema sin cambio en sus parámetros.

Por otro lado, la Fig. 2 representa una situación física análoga a la correspondiente de la Fig. anterior, con la excepción de que ahora se añade la simulación de ruido producido por un generador de números aleatorios [función RAN(i)], en un intervalo $[-0.5, 0.5]$. El ruido es añadido directamente sobre el intervalo de tiempo A_{n+1} , para simular las fluctuaciones experimentales. Esto se realizó con la finalidad de probar la efectividad y robustez de nuestra técnica de control bajo estas condiciones.

Se realizó además el rastreo del punto en el cual se origina la bifurcación en el modelo de conducción original para que en este punto se aplicara el control y prevenir de este modo la aparición de alternancias en los tiempos de conducción cardíaca. Los tiempos de conducción al aplicar el control y eliminar la inestabilidad en la dinámica se aprecian en la Fig. 3.

Las condiciones en la Fig. 4 son análogas a la anterior, sin embargo, en este caso se adicionó ruido a través del generador de números aleatorios, en el intervalo $[-0.5, 0.5]$ para simular ruido experimental y verificar nuevamente la eficacia del control.

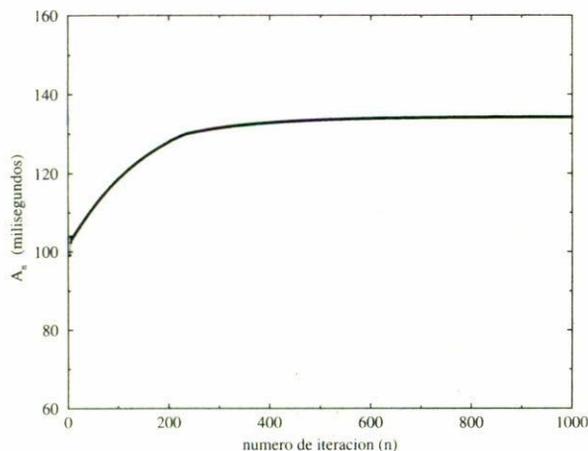


FIGURA 3. Aplicación del control en el momento en que se va a producir la bifurcación.

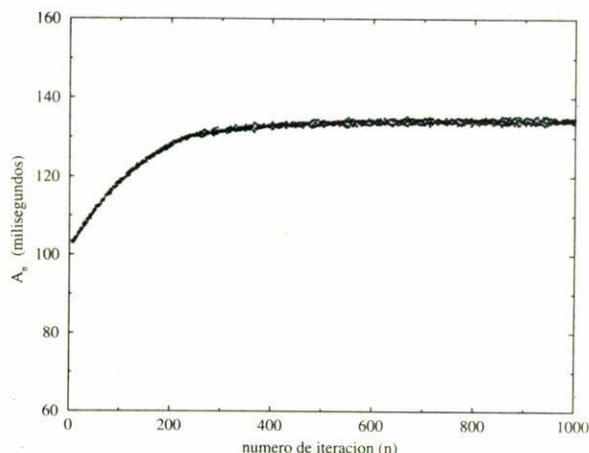


FIGURA 4. Aplicación del control, en presencia de ruido, en el momento en que se va a producir la bifurcación.

4. Discusión y conclusiones

Se presentó un método simple basado en RLRT para estabilizar un modelo patológico del corazón, tanto en presencia como en ausencia de simulación de ruido experimental.

Christini y Collins [3] demostraron que una versión del método OGY de control puede ser usado para estabilizar el mapa a su órbita inestable periódica. Brandt *et al.* [5] obtuvieron resultados similares al emplear una técnica RLRT aplicada al modelo de conducción original cuya señal de control no se desvanece al transcurrir el tiempo de manera subsecuente a la estabilización en una dinámica de período-1. Esta técnica presenta ciertas ventajas sobre el control OGY, entre las que destaca el hecho de ser más simple; además, una vez que el ritmo patológico es diagnosticado, puede ser controlado sin tener que determinar los puntos fijos inestables del modelo original; y por último, el método posee un intervalo de trayectorias que representan soluciones al mapeo original.

El mecanismo de Brandt logra la estabilización del sistema a través de la sobreposición del control sobre el modelo original. El algoritmo empleado crea un intervalo de trayectorias en las que cada una de ellas ofrece solución al sistema. Esto es consecuencia de que en cada iteración se crea un sistema distinto para el cual el algoritmo ofrece una solución diferente. Por ello, el control no se desvanece al transcurrir el tiempo y, así mismo, esto hace variar el tiempo en el que el período-1 es estabilizado, cada vez que se produce alguna

variación en el valor de la constante k . Es fácil corroborar lo anterior, al efectuar el rastreo de este modelo, donde se observa una discontinuidad en el mapeo del mismo.

El control propuesto en este trabajo, sin embargo, además de resultar igualmente simple e intuitivo a su implementación, presenta la ventaja de no crear un sistema distinto en cada iteración, sino que por el contrario, actúa cambiando la estabilidad de los puntos fijos presentes en el modelo original, logrando de este modo la estabilización de la dinámica inestable de período-1.

Una consecuencia trascendente es el hecho de que la señal de control tiende a desvanecerse con el tiempo una vez que la estabilización del período-1 ha sido lograda, además de que la variación en el valor del parámetro k , carece de efecto alguno sobre el sistema. Este método de control representado por la expresión de la Ec. (6) que se suma al mapeo original es experimentalmente accesible. A su vez, las implicaciones clínicas, pueden en el futuro, conducir hacia el diseño de un marcapasos y su subsecuente implementación en sistemas biológicos.

5. Agradecimientos

Este trabajo fue apoyado por el CONACYT bajo el proyecto 473100-5-26076E, P. Parmananda agradece a la DGPI de la UAEMor por el financiamiento otorgado a través del programa de apoyo a la investigación (PAI) bajo el proyecto "Aplicación de técnicas de control dinámico a ritmos cardíacos".

1. J. Sun, F. Amellal, L. Glass, and J. Billette, *J. Theor. Biol.* **173** (1995) 79.
2. T. Lewis and G.C. Mathison, *Heart* **2** (1910) 47.
3. J.D. Christini and J. J. Collins, *Phys. Rev. Lett.* **53** (1996) 49.

4. E. Ott, C. Grebogi, and J.A. Yorke, *Phys. Rev. Lett.* **64** (1990) 1196.
5. M. Brandt, H.T. Smith, and G. Chen, *Phys. Rev. Lett.* **56** (1997) 1334.