

Estudio del Protocolo de Temperatura Constante en Ablación Cardíaca por Radiofrecuencia en un Modelo Computacional de Elementos Finitos

J. Alba Martínez¹, M. Trujillo Guillén², R. Blasco Gimenez³, E. J. Berjano Zanón¹

¹ Instituto de investigación e innovación en Bioingeniería (I3BH), Politécnica de Valencia, Valencia, España, {joalmar4@epsg.upv.es, eberjano@eln.upv.es}

² Dpto. Matemática Aplicada. Instituto Universitario de Matemática Pura y Aplicada, Universidad Politécnica de Valencia, {matrugui@mat.upv.es}

³ Instituto Universitario de Automática e Informática Industrial, Universidad Politécnica de Valencia, {rblasco@upvnet.upv.es}

Resumen

Actualmente la ablación por radiofrecuencia (RF) está siendo empleada para el tratamiento de algunas arritmias, como es el caso de la Fibrilación Auricular (FA). En la clínica se están utilizando dos tipos de protocolo: temperatura constante y voltaje constante. El tipo de protocolo influye en la dimensión de la lesión térmica. En nuestro modelo hemos utilizado un protocolo de temperatura constante en el que la temperatura es registrada en el termistor incluido en la punta del electrodo y partir de esta lectura se modula el voltaje aplicado. Se ha construido un modelo teórico bidimensional mediante el Método de Elementos Finitos (FEM) acoplando COMSOL y MATLAB. Se ha diseñado un controlador PI (Proporcional Integral) y se ha valorado su comportamiento frente a diferentes parámetros procedimentales y de características de los tejidos.

1. Introducción

La ablación por radiofrecuencia (RF) se emplea actualmente en el tratamiento de algunos tipos de arritmias cardíacas, como la fibrilación auricular (FA) [1]. Diferentes tecnologías han sido empleadas para el incremento de la dimensión de la lesión térmica. Para ello, se han desarrollado catéteres refrigerados (*cooled electrodes*), catéteres de irrigación abierta y catéteres sólidos (*secos, dry*) [2-3]. Actualmente en la clínica se está utilizando dos tipos de protocolo, temperatura constante y voltaje constante. La mayoría de procedimientos actuales utilizan el primero de los protocolos mencionados ya que se llevan a cabo mediante el control de temperatura. Los generadores de RF comercialmente disponibles emplean un controlador PI (Proporcional Integral) para realizar el control. Hasta la fecha no se ha estudiado ni experimental ni teóricamente el comportamiento de este controlador frente a variaciones en las características de los tejidos (densidad, calor específico y conductividad térmica) o procedimentales (tamaño del electrodo, flujo sanguíneo, profundidad de penetración del electrodo). La técnica de modelado por computador proporciona información

importante sobre el comportamiento eléctrico y térmico de la ablación, de forma rápida y a bajo coste. En consecuencia, facilitan la evaluación de la viabilidad de electrodos con nuevas geometrías y los nuevos protocolos para la prestación de energía eléctrica. Por esta razón decidimos estudiar teóricamente la ablación cardíaca por RF controlada por temperatura y en concreto el funcionamiento del controlador PI utilizando un modelado por computador.

Nuestro objetivo ha sido el estudio del comportamiento de un controlador PI frente a variaciones de las características eléctricas y térmicas del tejido, diseño del electrodo, profundidad de penetración del electrodo en el tejido y flujo de sangre circulante. Para ello se han empleado técnicas de modelado por computador, concretamente el Método de los Elementos Finitos (FEM). Los objetivos específicos de este estudio fueron: 1) Implementar el acoplamiento eléctrico-térmico de ablación cardíaca con el programa COMSOL Multiphysics; 2) Implementar un protocolo de temperatura constante mediante un controlador PI; 3) Estudiar el comportamiento de este controlador frente a variaciones en las características de los tejidos y procedimentales.

2. Métodos

2.1 Situación física

En nuestro modelo hemos consideramos un electrodo activo de 4 mm de longitud y 7 Fr de diámetro hecho de platino-iridio. Nuestro modelo fue más realista que otros anteriormente publicados [4] en la medida que se consideró la zona del termistor y la resina que lo envuelve, tal y como se construyen los electrodos utilizados en la práctica clínica. Construimos un modelo teórico en dos dimensiones y para su resolución empleamos el software COMSOL Multiphysics basado en la aplicación del Método de Elementos Finitos. En la Figura 1 se muestra la geometría del modelo teórico propuesto. La inserción del electrodo en el tejido cardíaco es de $P=1.25$ mm [5].

2.2 Ecuaciones de gobierno

Las ecuaciones que rigen los fenómenos físicos del calentamiento eléctrico-térmico en ablación por RF vienen dadas por la *ecuación de transferencia de calor en tejidos biológicos* y la *ecuación de Laplace*. La expresión de la primera de estas ecuaciones es

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \nabla T) + q - Q_p + Q_m \quad (1)$$

donde ρ representa la densidad del material, c el calor específico, T la temperatura, k la conductividad térmica y q , Q_m y Q_p fuentes de calor interno. En nuestro problema los términos Q_p y Q_m los consideramos despreciables ya que por un lado la generación de calor metabólico Q_m resulta ser insignificante en ablación y las pérdidas de calor por perfusión sanguínea Q_p resultan ser generalmente despreciable en ablación cardiaca [6]. De esta forma sólo tendremos en cuenta la fuente de calor distribuida q (pérdidas por efecto Joule) que viene dada por: $q = JE$. Los valores de estos dos vectores se obtienen por medio de la ecuación de Laplace:

$$\nabla \sigma \nabla \Phi = 0 \quad (2)$$

donde σ es la conductividad eléctrica. La combinación de las ecuaciones (1) y (2) da la solución en temperaturas del problema eléctrico-térmico.

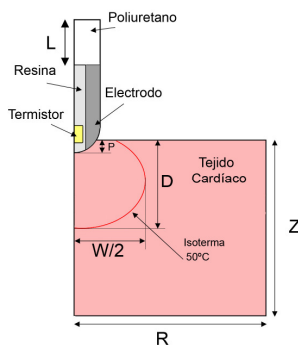


Figura 1.- Modelo de dos dimensiones propuesto. La punta del electrodo activo está insertada en el tejido cardíaco a una profundidad $P=1.25$ mm. Las longitudes de R , Z y L son obtenidas mediante análisis de sensibilidad. Se introduce el diseño del electrodo el termistor, la resina, el electrodo activo y el poliuretano. Los parámetros para evaluación de la lesión son $W/2$, D y la isoterma a 50°C .

2.3 Condiciones iniciales y contorno

Inicialmente se suponen todos los materiales a una temperatura inicial de 37°C . Las condiciones de contorno eléctricas son de corriente nula $I=0$ A en el eje de simetría y en la interfaz sangre-tejido, y voltaje fijo en el electrodo activo $V=30$ V y en el electrodo de dispersión $V=0$ V. Las condiciones de contorno térmicas son flujo térmico nulo en el eje de simetría y temperatura constante en electrodo de dispersión y el extremo externo de la sonda de plástico. Mediante la ley de enfriamiento de Newton se modela la condición de contorno producida por el efecto de la circulación del flujo sanguíneo en la

superficie del electrodo y en la del tejido cardíaco. Para ello se han utilizado dos coeficientes de convección diferentes para cada uno de los materiales: h_{elec} y h_{tejido} . Los valores de h_{elec} y h_{tejido} se han obtenido de estudios experimentales anteriores medidos en diferentes localizaciones de la cámara cardíaca. En nuestro trabajo estudiamos el efecto de tres valores de coeficiente térmico por convección h_{elec} y h_{tissue} para tres niveles de flujo: alto, medio y bajo (Tabla 1).

Tabla 1.- Valores de los coeficientes térmicos por convección h_{elec} y h_{tissue} usados en este estudio. Todos los valores de h están en $\text{W/m}^2\text{K}$.

	Flujo Bajo	Flujo Medio	Flujo Alto
h_{elec}	44	708	1417
h_{tejido}	721	3636	5446

2.4 Características físicas de los materiales

En la tabla 2 se muestra el valor de la densidad (ρ), calor específico (c) conductividad térmica (k) y conductividad eléctrica (σ) que se utilizan en el modelo. Estos valores fueron evaluados a 37°C y se recogen de estudios experimentales previos [8]. Además, consideramos en el tejido cardíaco un cambio con la temperatura de la conductividad eléctrica de $+1.5\%^\circ\text{C}^{-1}$ de la conductividad térmica de $+0.001195 \text{ K}^{-1}$ [7].

Tabla 2. Características de los materiales usados en el modelo. Estas características fueron evaluadas a 37°C . Los valores estimados fueron recogidos de estudios experimentales previos [7].

Material	σ (S/m)	P (Kg/m^3)	c (J/KgK)	k (W/mK)
Tejido Cardíaco	0.541	1060	3111	0.531
Pt-Ir	4×10^6	21.5×10^3	132	71.1
Resina	10^5	32	835	0.038
Termistor	10^5	32	835	0.038
Poliuretano	1×10^{-5}	70	1045	0.026

2.4 Construcción del modelo numérico

Usamos COMSOL Multiphysics (Stockholm, Sweden), para la creación de la geometría del modelo, introducción de las ecuaciones de gobierno, asignación de condiciones eléctricas y térmicas, mallado, resolución y post-procesado de los resultados. Seguidamente hemos exportado la estructura FEM a MATLAB (The MathWorks, MA, USA), donde se ha implementado el algoritmo de control PI (ver Fig. 2). Las dimensiones R , Z y L (Fig. 1) se estimaron por medio de un análisis de sensibilidad con el fin de evitar efectos de contorno.

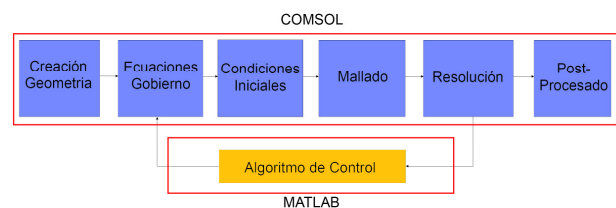


Figura 2.- Construcción del modelo numérico.

2.5 Protocolo de entrega de energía de RF

Hemos considerado el algoritmo de entrega de energía de RF con control de temperatura. Este algoritmo se basa en un circuito de lazo cerrado. La temperatura objetivo fue 55°C. La duración de la ablación fue en todos los casos de 120 s. Un controlador PI corrige el error entre un valor medido (T_{med}) y el valor que se quiere obtener (T_{elec}). La señal de error es utilizada por cada uno de los dos componentes del controlador PI. El error será: $e = T_{elec} - T_{med}$ (Fig. 3).

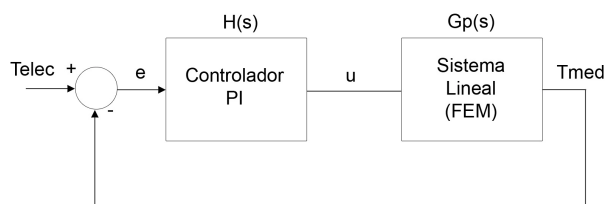


Figura 3.- Diagrama de bloques del control de lazo cerrado para el generador de RF en ablación cardiaca.

El controlador PI nos calcula en cada instante la tensión que debemos aplicar en el tejido para mantener el control de la temperatura. Para ello, éste necesita el error y los parámetros K_p y K_i relacionándolos mediante la siguiente expresión:

$$u = K_p \cdot e + K_i \cdot \int_0^t e(\tau) d\tau \quad (3)$$

donde u representa el voltaje a aplicar. K_p y K_i son las constantes de la parte proporcional e integral, respectivamente, calculadas a partir del controlador PI. Para el diseño de este controlador se empleó la herramienta *ident* y *sistool* de MATLAB.

2.6 Descripción de los casos analizados

Se realizó un controlador PI tomando como características de los materiales los descritos anteriormente. Este caso fue denominado caso control. A continuación se estudiaron otros casos que podemos clasificar en dos bloques según lo que pretendíamos estudiar en cada uno de ellos: 1) funcionamiento del controlador PI frente a variaciones en las características de los tejidos y 2) funcionamiento del controlador PI frente a variaciones procedimentales (ver Tabla 3)

Tabla 3. Descripción de los casos estudiados.

Variaciones de los tejidos	Variaciones procedimentales
Caso 1 $\sigma \uparrow 50\%$	Caso 7 Flujo $\uparrow$
Caso 2 $\sigma \downarrow 50\%$	Caso 8 Flujo $\downarrow$
Caso 3 $k \uparrow 100\%$	Caso 9 $P=0.75\text{mm}$
Caso 4 $k \downarrow 50\%$	Caso 10 $P=2.5\text{mm}$
Caso 5 $c \uparrow 100\%$	Caso 11 Electro 8Fr
Caso 6 $c \downarrow 50\%$	Caso 12 $V_{\max}=100\text{V}$

2.7 Parámetros valorados

El tamaño de la lesión en el miocardio ocurre cuando la temperatura es aproximadamente 50°C [2]. Hemos utilizado la isoterma de 50°C para valorar el contorno de la lesión térmica en todos los casos. Hemos comparado los máximos de anchura y profundidad de las lesiones térmicas W y D , respectivamente (ver Fig. 1), y la máxima temperatura en el tejido ($T_{\max}$).

Para estudiar la respuesta de nuestro controlador consideramos el tiempo que tarda la respuesta del controlador en llegar a 55°C es decir el tiempo de subida (T_{subida}). La interpretación de la gráfica de la evolución de la temperatura en la punta del electrodo activo fue mediante la observación de anomalías en la gráfica.

3 Resultados

Las dimensiones de nuestro modelo son $R=Z=70$ mm y $L=10$ mm. El mallado automático fue el óptimo y el incremento temporal utilizado fue de 1 s.

3.1 Variación de características y procedimientos de ablación

La Figura 4 muestra la temperatura modulada por el voltaje en el termistor del electrodo activo. Se aprecia que el tiempo de subida es de 30.5 s y se estabiliza alrededor de 55 °C.

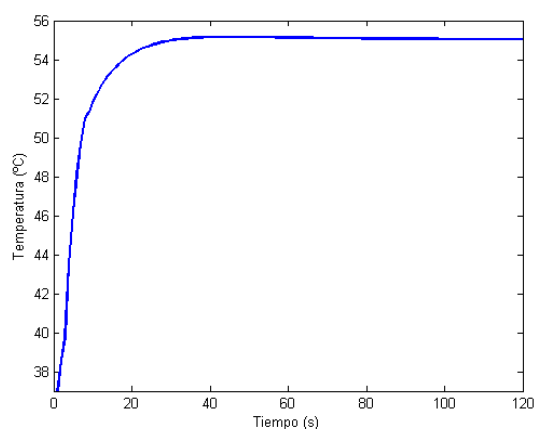


Figura 4.- Evolución de la temperatura del electrodo durante la ablación por RF a una temperatura de 55 °C para el caso de control.

En la respuesta del controlador frente cambios en las características de los tejidos no se observaron anomalías en la mayoría de los casos. Existieron dos casos donde se producen oscilaciones Caso 1 ($\sigma \uparrow 50\%$) y Caso 6 ($c \downarrow 50\%$) (ver Fig. 5). La temperatura máxima no alcanza los 100°C en ninguno de los casos, esto es importante debido a que a esa temperatura se producen sobrecalentamientos. En la respuesta del controlador frente a cambios del flujo sanguíneo y de profundidad del electrodo activo no existe ninguna oscilación. La temperatura máxima no alcanza en ninguno de los casos los 100 °C.

3.3 Controladores específicos

Para solucionar estas oscilaciones hemos diseñado un controlador específico para cada caso. El diseño específico de K_p y K_i solucionó tales problemas y no aparecieron oscilaciones.

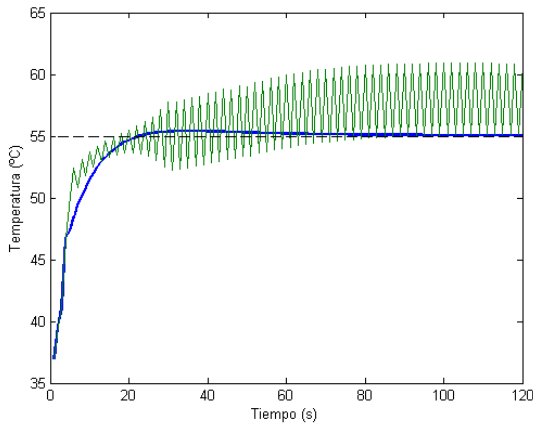


Figura 5.- Comparación de la respuesta de los controladores. La curva verde representa la respuesta del controlador frente a una disminución de una característica del tejido (calor específico). La curva azul nos muestra el resultado de un diseño específico para este caso.

4 Discusión

Aunque los controladores específicos funcionaron mejor que el controlador estándar que se empleó en todos los casos, el estudio realizado muestra un comportamiento del controlador PI estándar correcto en la mayoría de los casos. Esto demuestra la influencia de los parámetros K_p y K_i en el funcionamiento del controlador PI frente a variaciones en las características de los tejidos y procedimientos de ablación. El tiempo que necesitó el controlador para llegar a 55°C fue de 18 a 34 s en todos los casos excepto uno en el que tardó 104 s. La disminución de un 50% de la conductividad eléctrica provocó que la respuesta del controlador se viera saturada en aplicación de voltaje provocando como consecuencia que tardara 104 s en llegar a 55°C. Este caso necesitó un voltaje $V_{m\acute{a}x}$ mayor. Cuando empleamos $V_{m\acute{a}x}=100$ V el tiempo de subida es menor pero introduce oscilaciones.

Este trabajo no es comparable con los resultados que obtuvieron Haemmerich y Webster [9] ya que ellos utilizaron un modelo de ablación hepática y otro software diferente. Las lesiones obtenidas en nuestro estudio siguen la misma relación que estudios anteriores [8], pero no son comparables debido a los diferentes protocolos de ablación empleados en este trabajo.

5 Conclusión

El estudio realizado muestra que la implementación del acoplamiento eléctrico-térmico con el programa COMSOL Multiphysics es posible y eficiente. La implementación del protocolo de temperatura constante

mediante un controlador PI fue posible en MATLAB y los resultados mostraron un funcionamiento correcto. El estudio del comportamiento del controlador frente a variaciones en las características de los tejidos y procedimentales fue correcto en la mayoría de los casos estudiados. Los resultados mostraron que el diseño específico de cada caso funciona mejor que un controlador PI estándar, evitando las oscilaciones que aparecen en casos concretos.

Agradecimientos

Este trabajo está siendo financiado parcialmente por el “Plan Nacional de I+D+I del Ministerio de Ciencia e Innovación” (TEC2008-01369/TEC) de España, y por el Ministerio de Educación y Ciencia y el Fondo Europeo de Desarrollo Regional Proyecto MTM2007-64222.

Referencias

- [1] Doarn CR, Adilova F, Lam D. Review of telemedicine in Uzbekistan. *Journal of Telemedicine and Telecare*, vol 11, sup 3, 2005, pp 135-9 (ISSN: 1357-633X).
- [2] Chiappini B, Di Bartolomeo R, Marinelli G. Radiofrequency ablation for atrial fibrillation: different approaches. *Asian Cardiovasc Thorac Ann*. 2004 Sep;12(3):272-7. Review.
- [3] Pilcher TA, Sanford AL, Saul JP, Haemmerich D. Convective cooling effect on cooled-tip catheter compared to large-tip catheter radiofrequency ablation. *Pacing Clin Electrophysiol* 2006;29(12):1368-1374.
- [4] Yokoyama K, Nakagawa H, Wittkampf FH, Pitha JV, Lazzara R, Jackman WM. Comparison of electrode cooling between internal and open irrigation in radiofrequency ablation lesion depth and incidence of thrombus and steam pop. *Circulation* 2006;113(1):11-19.
- [5] Tungjitkusolmun S, Woo EJ, Cao H, Tsai JZ, Vorperian VR, Webster JG. Thermal-electrical finite element modelling for radio frequency cardiac ablation: effects of changes in myocardial properties. *Med Biol Eng Comput*. 2000 Sep;38(5):562-8.
- [6] Berjano EJ, Hornero F. Thermal-electrical modeling for epicardial atrial radiofrequency ablation. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2004 Aug;51(8):1348-57.
- [7] Berjano EJ. Theoretical modeling for radiofrequency ablation: state-of-the-art and challenges for the future. *Biomed Eng Online*. 2006 Apr 18;5:24. Review.
- [8] Panescu D, Wayne JG, Fleischman SD, Mirotznik MS, Swanson DK, Webster JG. Three-dimensional finite element analysis of current density and temperature distributions during radio-frequency ablation. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1995 Sep;42(9):879-90.
- [9] Schutt D, Berjano EJ, Haemmerich D. Effect of electrode thermal conductivity in cardiac radiofrequency catheter ablation: a computational modeling study. *Int J Hyperthermia*. 2009 Mar;25(2):99-107.
- [10] Haemmerich D, Webster JG. Automatic control of finite element models for temperature-controlled radiofrequency ablation. *Biomed Eng Online* 2005;4(1):42.