

Análisis de SAR mediante Modelos de Elementos Finitos de Antenas de Microondas para Ablación Cardíaca

Juan Martínez Gómez

Departamento de Comunicaciones
Universidad Politécnica de Valencia
e-mail: juamarg8@teleco.upv.es

Mariano Baquero Escudero

Departamento de Comunicaciones
Universidad Politécnica de Valencia
e-mail: mbaquero@dcom.upv.es

Enrique Berjano Zanón

Departamento de Ingeniería Electrónica
Universidad Politécnica de Valencia
e-mail: eberjano@eln.upv.es

Abstract—Microwave ablation is increasingly being used for intraoperative treatment of different cardiac arrhythmias. However, there are not much studies of pencil-shaped applicators. This antenna configuration allows to a better handle during intraoperative surgical treatments and it is suitable to produce optimal thermal lesions. We used finite element models to calculate SAR (Specific Absorption Rate) distributions in cardiac tissue produced by coaxial probes. This paper provides a comparison of results obtained from different coaxial probe diameters and from matched and unmatched conditions. We assessed the lesion geometry using the SAR distributions. Increasing the antenna diameter produced deeper lesions, but fewer SAR in tissue.

I. INTRODUCCIÓN

La ablación cardíaca es un procedimiento quirúrgico para el tratamiento de arritmias que consiste en la deposición de energía sobre el tejido cardíaco provocando una lesión o patrón de lesiones térmicas. El objetivo es eliminar el foco o focos arritmogénicos (ablación focal) [1] o reproducir los resultados de la cirugía MAZE (ablación lineal) [2]. Las primeras intervenciones se realizaron a principio de la década de los 80 empleando catéteres con corriente continua [3], pero debido a problemas a finales de esta misma década se optó por utilizar energía de radiofrecuencia de ≈ 500 kHz [4]. Finalmente, a principios de la década de los 90 se comenzó a utilizar catéteres de microondas a 2.45 GHz y 915 MHz debido a sus ventajas sobre la radiofrecuencia [5]. La densidad de potencia de radiofrecuencia, y como consecuencia el tamaño de la lesión, viene limitada por la excesiva deshidratación del tejido lo que contribuye a un incremento de la impedancia resultando en una disminución de la profundidad de penetración del campo eléctrico. Por el contrario, la energía de microondas no sólo es capaz de propagarse a través del tejido deshidratado debido a su mecanismo de calentamiento por fricción de moléculas, sino que es capaz de atravesar el tejido graso (habitual en el epicardio auricular). De esta forma, es posible emplear tiempos de exposición y potencias mayores que los utilizados con radiofrecuencia.

El uso de modelos teóricos en calentamiento de tejidos por microondas permite profundizar en el conocimiento del comportamiento biofísico de forma más económica en tiempo y coste que el trabajo con modelos experimentales [6].

También es posible diseñar y desarrollar experimentos que serían imposibles o muy complejos en la realidad, como por ejemplo medir y aislar variables imposibles de hacerlo en un escenario real. La mayoría de los modelos teóricos se dirigen hacia el diseño de diferentes configuraciones de antenas, modelizando de forma sencilla el tejido biológico. Por un lado, se han propuesto modelos electromagnéticos donde se estudia la distribución de campo electromagnético sobre el tejido y las condiciones de adaptación de la antena [7]. Por otro, se han desarrollado también modelos electromagneto-térmicos, gracias a los cuales se obtienen las funciones de daño térmico sobre el tejido mediante un análisis temporal, determinando de forma aproximada la geometría de la lesión [6].

El objeto de esta investigación es el estudio electromagnético de una sonda coaxial a 2.45 GHz terminada en circuito abierto como dispositivo de aplicación vertical para ablación cardíaca por microondas en el tratamiento intraoperatorio de la fibrilación auricular, siguiendo los patrones de lesión requeridos en la ablación epicárdica de la aurícula [8].

II. MÉTODO

Durante un procedimiento intraoperatorio de ablación cardíaca y con objeto de llevar a cabo lesiones epicárdicas, la parte final de la línea coaxial terminada en abierto se sitúa en contacto directo sobre el epicardio (Fig. 1). El miocardio, que se encuentra inmediatamente por debajo del epicardio, es otro de los elementos posibles a tener en cuenta en el modelo teórico. No existen datos de las características eléctricas o térmicas de cada una de las diferentes capas que componen la pared cardíaca y por ello se realiza una aproximación asumiendo el epicardio y el miocardio como un único dieléctrico, en este caso de permitividad dieléctrica relativa, $\epsilon_r = 54.81$ y tangente de pérdidas, $\tan\delta = 0.7$ [9]. La sangre que circula por el interior de la cavidad auricular tiene una respuesta eléctrica similar a la del miocardio [10], pero es un componente importante en un análisis térmico por su condición de refrigerante del músculo cardíaco [11]. En nuestro caso no se ha incorporado al modelo ya que únicamente se han realizado análisis electromagnéticos.

El modelo teórico constituye una línea coaxial de longitud L (ver Fig. 2), con un conductor interior de radio a y un conductor exterior de radio interior b . Se encuentra situado en vertical y apoyado en un fragmento de tejido cardíaco, que modeliza conjuntamente el epicardio y el miocardio en forma de cubo de dimensiones $Z \times Z \times Z$. También se modeliza el aire mediante un paralelepípedo rectangular de superficie $Z \times Z$ y altura R .

Para el modelado electromagnético se ha optado por emplear el software comercial HFSS (Versión 9.1, Ansoft Corporation, Pittsburgh, USA), que resuelve problemas electromagnéticos mediante el método de los elementos finitos. Para obtener un modelo teórico que proporcione un error dentro de unos valores preestablecidos es necesario realizar un análisis de sensibilidad que determine las dimensiones óptimas del modelo.

Dentro del análisis electromagnético mediante HFSS se analizará la sonda coaxial con tres diámetros diferentes de apertura, de valores $D = 3.58, 6$ y 10 mm. En todos los casos se han diseñado e incorporado redes de adaptación con objeto de optimizar las condiciones de adaptación de la antena al tejido. De cada diseño de antena tanto sin adaptar como adaptado se realizará un análisis de sensibilidad que garantice un coeficiente de reflexión con un error igual o inferior a ± 0.01 .

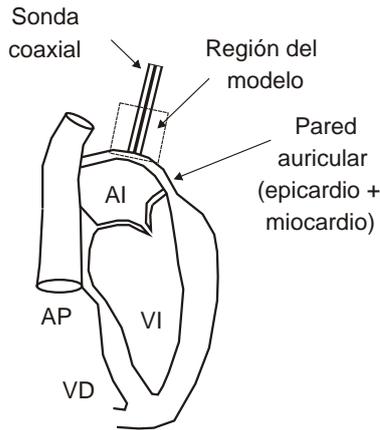


Fig. 1. Esquema de la situación física de la sonda coaxial sobre la pared auricular (No a escala). AI: aurícula izquierda, VI: ventrículo izquierdo, VD: ventrículo derecho y AP: arteria pulmonar.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A. Sonda Coaxial No Adaptada

El análisis de sensibilidad realizado ha determinado las dimensiones óptimas de R y Z en cada modelo. En todos ellos se obtuvo un valor de 20 mm para la dimensión Z y un valor de 10.61 mm para R , excepto en el modelo con la antena de diámetro 3.58 mm donde se obtuvo un valor R de 4 mm. Se obtuvieron valores de $S_{11} = -5.8, -5.2$ y -3.8 dB, para los diámetros de $3.58, 6$ y 10 mm, respectivamente.

La línea coaxial se ha excitado con el modo fundamental TEM y una variación sinusoidal temporal. La distribución de

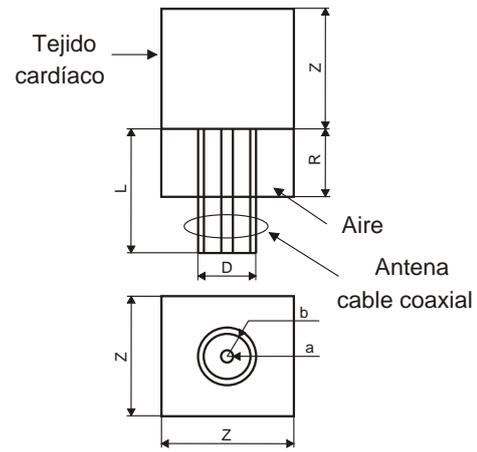


Fig. 2. Modelo teórico propuesto.

SAR se ha evaluado sobre valores normalizados y los resultados obtenidos se muestran en la Fig. 3. El SAR representado aquí es local con una densidad de masa del tejido de 1.2 g/cm^3 y ha sido obtenido para los diámetros $D = 3.58, 6$ y 10 mm, en el eje de la antena Z_1 (Fig. 3(A)) y en la dirección donde se produce la máxima concentración de SAR, eje Z_2 (Fig. 3(B)). Tomando como referencia la sonda coaxial RG 402 de diámetro 3.58 mm y la isolínea del 50% del SAR máximo, puede observarse en el eje Z_1 que para $D = 6$ mm la profundidad de penetración aumenta casi en un factor de dos, y para $D = 10$ mm en más de tres. En el eje Z_2 en cambio, la distribución de potencia es muy similar para $D = 6$ mm, sin embargo aumenta el doble para $D = 10$ mm. En la Tabla I se representan los valores de SAR máximos para una potencia de entrada de 1 W.

B. Sonda Coaxial Adaptada

En el modelo empleando sonda coaxial adaptada y tras el análisis de sensibilidad se obtuvieron unas dimensiones de $Z = 20$ mm para los diámetros 3.58 y 6 mm y un valor de 30 mm para un diámetro de 10 mm. Para la dimensión R se obtuvieron valores de $22, 28.81$ y 23.77 , correspondientes a las longitudes totales de la antena más la red de adaptación, para los diámetros $3.58, 6$ y 10 mm, respectivamente.

La red de adaptación se encuentra montada sobre coaxial a continuación de la línea de alimentación de longitud $\lambda/8$, con permitividad dieléctrica y tangente de pérdidas iguales al cable coaxial RG 402. La red está formada por una línea $\lambda/4$, de permitividad dieléctrica variable según las condiciones de adaptación, seguida de otra línea de longitud también dependiente y de características eléctricas iguales al cable RG 402. Se consiguieron valores de $S_{11} = -16.8, -39.2$ y -56 dB, para los diámetros de $3.58, 6$ y 10 mm, respectivamente.

Tomando las mismas referencias que en el caso de la sonda sin adaptar, se puede observar en la Fig. 4 que en el eje Z_1 para $D = 6$ mm la profundidad de penetración es prácticamente el doble, y para $D = 10$ mm casi tres veces más. En el eje Z_2 , la distribución de potencia es casi igual para un diámetro

TABLE I

SAR MÁXIMO EN LOS EJES Z_1 Y Z_2 DE LAS SONDAS COAXIALES NO ADAPTADA (N.A) Y ADAPTADA (A) PARA LOS DIÁMETROS $D = 3.58, 6$ Y 10 mm

D(mm)	$SAR_{MAX}^{z_1}(N.A)(W/kg)$	$SAR_{MAX}^{z_2}(N.A)(W/kg)$	$SAR_{MAX}^{z_1}(A)(W/kg)$	$SAR_{MAX}^{z_2}(A)(W/kg)$
3.58	8.8e5	2.19e7	1e6	5.7e7
6	1.2e5	7.63e6	1.76e5	2.05e7
10	1.87e4	7.5e5	3.1e4	1e6

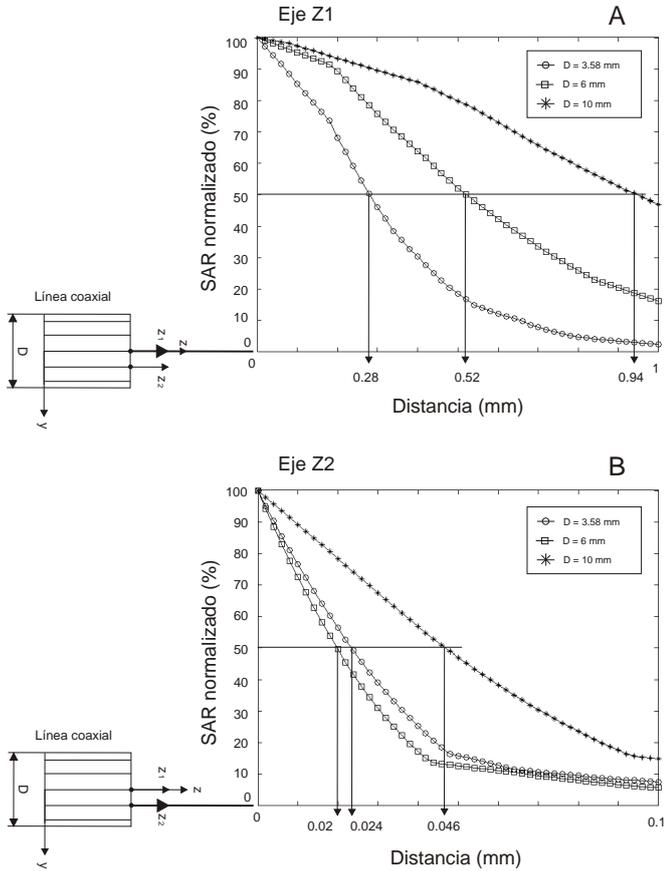


Fig. 3. Distribución comparativa de SAR para las tres líneas coaxiales no adaptadas de diámetros 3.58, 6 y 10 mm en el interior del tejido en el eje de la antena (A), $z_1(x = 0, y = 0)$ y en el eje donde se produce la máxima radiación (B), $z_2(x = 0, y = a)$.

de 6 mm, aumentando alrededor de 7 veces más en el caso de 10 mm.

IV. CONCLUSIONES

En esta investigación se han presentado las distribuciones de SAR en el interior de un tejido cardíaco producidas por una sonda coaxial en condiciones de desadaptación y adaptación al tejido, construyendo para ello modelos teóricos basados en el método de los elementos finitos. Se ha comprobado que existe una gran desadaptación entre la sonda coaxial y el tejido cardíaco, obteniendo valores de S_{11} del orden de -5 dB

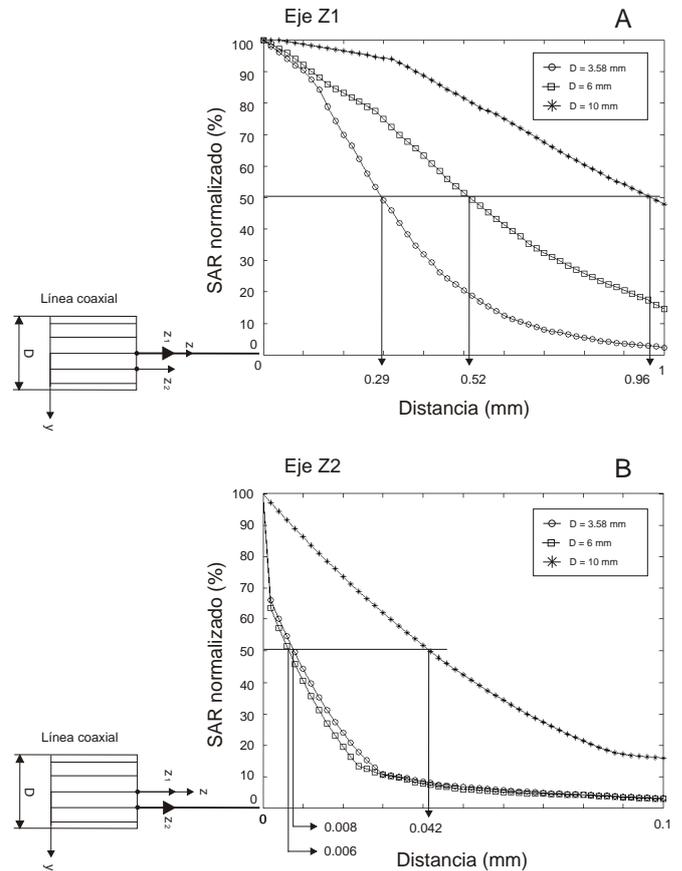


Fig. 4. Distribución comparativa de SAR normalizado para las tres líneas coaxiales adaptadas de diámetros 3.58, 6 y 10 mm en el interior del tejido en el eje de la antena (A), $z_1(x = 0, y = 0)$ y en el eje donde se produce la máxima radiación (B), $z_2(x = 0, y = a)$.

siendo necesario así la incorporación de redes de adaptación. El efecto del diámetro de la sonda coaxial se refleja en que cuanto mayor es éste menor es el SAR máximo local en el tejido pero mayor es la profundidad de penetración. Se ha podido observar también que en condiciones de adaptación no han variado las distribuciones de SAR en el interior del tejido aunque sí se han conseguido valores de SAR ligeramente superiores. La mayor concentración de SAR se produce en ambos casos (adaptación y desadaptación) en la zona externa del conductor interior aunque decrece muy rápidamente, alcanzando la mitad del SAR máximo valores cercanos a 50

μm en el mejor de los casos. En el eje de la antena se obtienen valores máximos de SAR entorno a 50 veces inferior a los conseguidos en el eje de concentración máxima de potencia, pero los valores de profundidad de penetración a mitad de máximo son superiores y se encuentran cercanos al milímetro. De esta forma y en base a resultados publicados en la literatura científica [12], estos valores sugieren que la sonda coaxial considerada en este estudio no presenta un comportamiento óptimo en aplicaciones de ablación del tejido cardíaco debido su poca profundidad de penetración, distancia insuficiente incluso para aplicaciones en la aurícula [12], donde se requieren lesiones menos profundas que en tejidos ventriculares. No obstante, puede ser interesante su estudio en otras aplicaciones quirúrgicas como por ejemplo en oftalmología, donde se trabaja con tejidos muy finos y se requieren profundidades de penetración mucho menores [13]. Actualmente nos encontramos estudiando y diseñando diferentes configuraciones de antenas de radiación en modo axial susceptibles de generar distribuciones de SAR más óptimas. La idea es utilizar los resultados presentados aquí como punto de comparación con estos nuevos diseños.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer a Dr. Jorge Carbonell, Dr. Héctor Esteban y Dr. Alejandro Valero por sus sugerencias y su disposición incondicional.

REFERENCES

- [1] M. Haissaguerre, P. Jais, D. C. Shah et al, *Spontaneous initiation of atrial fibrillation by ectopic beats originating in the pulmonary veins*, N. Engl. J. Med., vol. 339, pp. 659-666, 1994.
- [2] M. Haissaguerre, L. Gencel, Fischer et al, *Successful catheter ablation of atrial fibrillation*, J. Cardiovasc. Electrophysiol., vol. 5, pp. 1045-1052, 1998.
- [3] J. J. Gallagher, R. H. Svenson, J. H. Kasell et al, *Catheter technique for closed chest ablation of the atrioventricular conduction system*, N. Engl. J. Med., vol. 306, pp. 194-200, 1982.
- [4] S. K. Huang, S. Bharati, A. R. Graham, M. Lev, F. I. Marcus, and R. C. Odell, *Closed chest catheter desiccation of the atrioventricular junction using radiofrequency energy - a new method of catheter ablation*, J. Am. Coll. Cardiol., vol. 9, pp. 349-358, 1987.
- [5] J. J. Langberg, T. Wonnell, M. C. Chin, W. Finkbeiner, M. Scheinman, and P. Stauffer, *Catheter ablation of the atrioventricular junction using a helical microwave antenna: a novel means of coupling energy to the endocardium*, PACE, vol. 14, pp. 2105-2113, Dec. 1991.
- [6] A. Khebir, Z. Kaouk, and P. Savard, *Modeling a microwave catheter antenna for cardiac ablation*, IEEE MTT-S Digest, pp. 299-302, 1995.
- [7] S. Labonte, A. Blais, S. R. Legault, H. O. Ali, and L. Roy, *Monopole antennas for microwave catheter ablation*, IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol. 44, pp. 1832-1840, Oct 1996.
- [8] E. J. Berjano and F. Hornero, *Thermal-electrical modeling for epicardial atrial radiofrequency ablation*, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 51, pp. 1348-1356, Aug. 2004.
- [9] S. Gabriel, R. W. Lau y C. Gabriel, *The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues*, Phys. Med. Bio., vol. 41, pp. 2271-2293, 1996.
- [10] J. G. Whayne, S. Nath, and D. E. Haines, *Microwave catheter ablation of myocardium in vitro*, Circulation, vol. 89, pp. 2390-2395, May. 1994.
- [11] N. C. Bahavaraju, *Heat transfer modeling during radiofrequency cardiac ablation in swine myocardium*, Ph. D. dissertation, Univ. Texas, Austin, TX, 2000.
- [12] H. Chiu, A. Sanagavarapu, A. R. Weily, D. J. R. Guy, and D. L. Ross, *Analysis of a novel expanded tip wire (ETW) antenna for microwave ablation of cardiac arrhythmias*, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 50, pp. 890-898, Jul. 2003.
- [13] B. S. Tremblay, and R. H. Keates, *Combined microwave heating and surface cooling of the cornea*, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 38, pp. 85-91, Jan. 1991.