

MODELIZACIÓN Y DISEÑO DE ANTENAS DE MICROONDAS PARA TRATAMIENTO DE CÁNCER

MODELING AND DESIGN OF MICROWAVE ANTENNAS FOR CANCER TREATMENT

María C. Pérez^a y Javier F. Adur^{a,b}

^a *Cátedra de Radiaciones no Ionizantes, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos, Ruta Nacional N°11 km 10, Oro Verde, Argentina contacto@ingenieria.uner.edu*
<http://ingenieria.uner.edu.ar>

^b *Instituto de Investigación y Desarrollo en Bioingeniería y Bioinformática (IBB), Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET) – UNER, Oro Verde, Argentina*

Palabras clave: Ablación por Microondas, Antena Monopolo, Antena Slot, Cáncer.

Resumen. La utilización de microondas es una opción para el tratamiento de tumores que no pueden ser resueltos quirúrgicamente. Básicamente, se aplica calentamiento localizado sobre el tejido tumoral, en combinación con quimioterapia o radioterapia. En la terapia se inserta una antena delgada en el tumor, las microondas elevan la temperatura del tejido produciendo una región coagulada que afecta directamente a las células cancerosas. Uno de los desafíos asociados con el calentamiento selectivo de tumores profundos es la aplicación del mismo sin dañar el tejido circundante. El uso de elementos finitos para el diseño de antenas para ablación por microondas (MWA) permite evaluar distintas configuraciones geométricas y materiales utilizando un modelo de campo electromagnético acoplado a la ecuación de bioalentamiento. En el siguiente trabajo se diseñan 2 configuraciones de antenas: antena monopolo y antena Slot. Los diseños se simulan por el método de elementos finitos con modelos 2D axisimétricos. Los resultados obtenidos se comparan en el campo de temperatura, la tasa de absorción específica y la fracción de tejido necrótico en el tejido hepático para ambas antenas.

Keywords: Microwave Ablation, Monopole Antennas, Slot Antenna, Cancer.

Abstract. The use of microwaves is an option for the treatment of tumors that cannot be resolved surgically. Basically, localized heating is applied to the tumor tissue, in combination with chemotherapy or radiotherapy. In therapy a thin antenna is inserted into the tumor, the microwaves raise the temperature of the tissue producing a coagulated region that directly affects the cancer cells. One of the challenges associated with the selective heating of deep tumors is the application thereof without damaging the surrounding tissue. The use of finite elements for the design of microwave ablation antennas (MWA) allows the evaluation of different geometric and material configurations using an electromagnetic field model coupled to the bioheating equation. In the following work, 2 antenna configurations are designed: monopole antenna and slot antenna. The designs are simulated by the finite element method with 2D axisymmetric models. The results obtained are compared in the temperature field, the specific absorption rate and the fraction of necrotic tissue in the liver tissue for both antennas.

1 INTRODUCCIÓN

Las microondas son cada vez más aprovechadas en medicina para la ablación de tumores, arritmias cardíacas y otras afecciones. En la terapia, las microondas se aplican directamente a los tejidos para producir necrosis por coagulación debido al rápido incremento de temperatura (Brace 2010).

Diversos estudios clínicos efectuados en pacientes humanos con tumores hepáticos, pulmonares y renales han demostrado resultados similares a los de la cirugía. El hígado es un órgano difícil de operar por lo que la MWA se postula como un tratamiento alternativo con excelente potencial (Hernández et al. 2015).

Un dispositivo de MWA está formado por un generador de microondas, una línea de transmisión de energía y una antena de ablación (Brace 2009). Las frecuencias utilizadas son 915 MHz y 2,45 GHz, cuya profundidad de penetración lo hace adecuada para una gran variedad de tejidos (Brace 2010).

El diseño de la antena de microondas es crítico para el rendimiento del dispositivo. Es importante tener en cuenta el patrón de calentamiento producido, la tasa de absorción específica y la eficiencia del acoplamiento de energía en el tejido. El desarrollo de modernas herramientas de software y métodos computacionales han llevado a la aparición de nuevas configuraciones de antenas y aplicadores para la generación de microondas para ablación de tumores (Hernández et al. 2015).

En este trabajo se propone el diseño de dos configuraciones de antenas: monopolo y antena Slot o de ranura para MWA utilizando técnicas de simulación por EF. El uso de EF para el diseño permite modelizar la antena y el tejido circundante para evaluar la influencia de la potencia de la terapia, su naturaleza continua o pulsada y la influencia de la frecuencia. Estas simulaciones utilizan un modelo de campo electromagnético acoplado a la ecuación de bioalentamiento con modelos 2D, las cuales permiten comparar el patrón de calentamiento, el campo de temperatura, la tasa de absorción específica (SAR) y la fracción de tejido necrótico.

2 DEFINICIÓN DEL MODELO

2.1 Geometría de las antenas

Las antenas para MWA consisten en un delgado cable coaxial con el elemento radiante en el extremo distal de la misma como se muestran en la Figura 1. La energía se produce en el radiador.

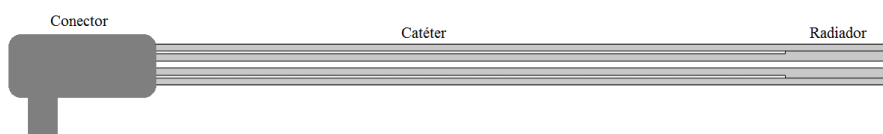


Figura 1: Esquema de una antena de MWA.

Internamente las antenas están formadas por dos conductores metálicos, uno interno y otro externo, separados por un material dieléctrico, como se muestran en la Figura 2. Las antenas están encerradas en una cubierta de politetrafluoroetileno (PTFE) denominado catéter.

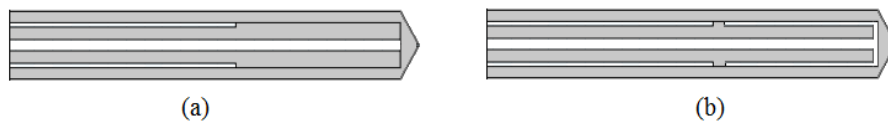


Figura 2: Secciones esquemáticas de antenas para MWA. (a) Antena monopolo (b) Antena Slot. Los componentes metálicos están representados en blanco, y los aislantes dieléctricos en gris (Brace 2010).

La siguiente tabla proporciona las dimensiones geométricas de las antenas.

Propiedad	Antena Monopolo	Antena Slot
Diámetro del conductor central (mm)	0,29	0,29
Diámetro interior del conductor externo (mm)	0,94	0,94
Diámetro exterior del conducto externo (mm)	1,19	1,19
Diámetro del catéter (mm)	1,79	1,79
Longitud total del catéter (mm)	70	70
Longitud del radiador (mm)	4,5	4,5
Tamaño de la ranura (mm)	-	1

Tabla 1: Dimensiones de las antenas (Saito et al. 2001).

El modelo aprovecha la simetría rotacional del problema, que permite el modelado en 2D como se indica en la Figura 3. Al modelar en 2D, se puede seleccionar una malla fina y se reduce considerablemente el tiempo de cálculo. El modelo usa una formulación de problema en el dominio de frecuencia con el componente azimutal de valor complejo del campo magnético. Este problema modela las piezas metálicas usando condiciones de contorno, poniendo el componente tangencial del campo eléctrico en cero. No modela el interior de los conductores metálicos.

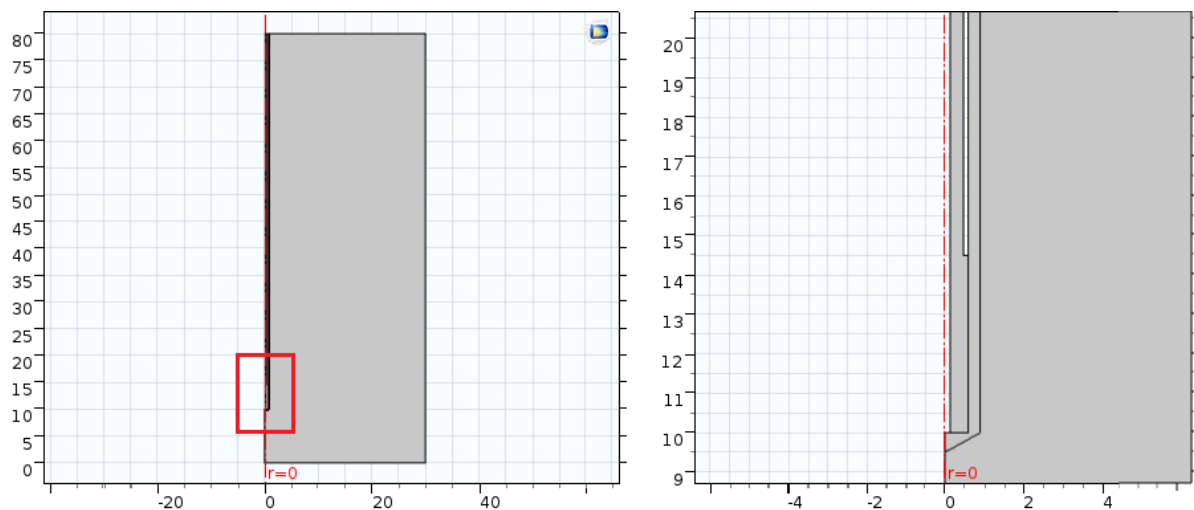


Figura 3: Dominio computacional de la antena monopolo donde el eje vertical representa la componente axial de la antena. A la izquierda el dominio completo del problema. A la derecha la imagen ampliada del rectángulo en rojo. Todas las dimensiones se encuentran en milímetros.

2.2 Parámetros eléctricos y térmicos

Las siguientes tablas proporcionan los datos eléctricos y térmicos de los materiales y del tejido biológico. La antena funciona a 2.45 GHz, una frecuencia ampliamente utilizada en la terapia de ablación por microondas y una potencia de entrada de 10W.

Propiedad	Dieléctrico	Catéter
Permitividad relativa	2,03	2,10

Tabla 2: Propiedades eléctricas del dieléctrico y el catéter (Bertram et al. 2006).

Propiedad	Tejido biológico
Densidad de la sangre (Kg/m^3)	1000
Calor específico de la sangre ($\text{J}/(\text{kg} \cdot ^\circ\text{K})$)	$3,6 \times 10^3$
Tasa de perfusión sanguínea (1/s)	$3,6 \times 10^{-3}$
Temperatura del tejido hepático ($^\circ\text{C}$)	37
Permitividad relativa del tejido hepático	43,03
Conductividad del tejido hepático (S/m)	1,69
Longitud de onda efectiva en el tejido (mm)	18

Tabla 3: Propiedades térmicas y eléctricas del tejido hepático y la sangre (Jiao et al. 2012).

2.3 Modelo en elementos finitos

El funcionamiento de las antenas de MWA se simula mediante la técnica de elementos finitos utilizando el software COMSOL 5.3, el cual permite utilizar un modelo de campo electromagnético acoplado a la ecuación de biocalentamiento.

En la Figura 4 se presenta la geometría de la antena monopolo con el mallado realizado con 2742 elementos triangulares. Para su resolución utiliza un método de resolución directo.

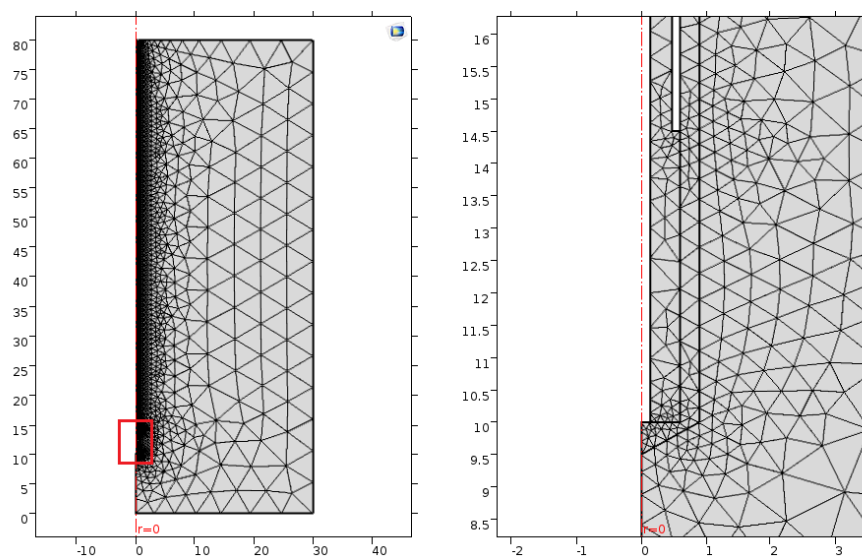


Figura 4: Modelo en EF de la antena monopolo. A la izquierda la malla en el dominio completo del problema. A la derecha la imagen ampliada del rectángulo en rojo. Todas las dimensiones se encuentran en milímetros.

En la **Figura 5** se presenta la geometría de la antena Slot con el mallado realizado con 2973 elementos triangulares. Para su resolución utiliza un método de resolución directo.

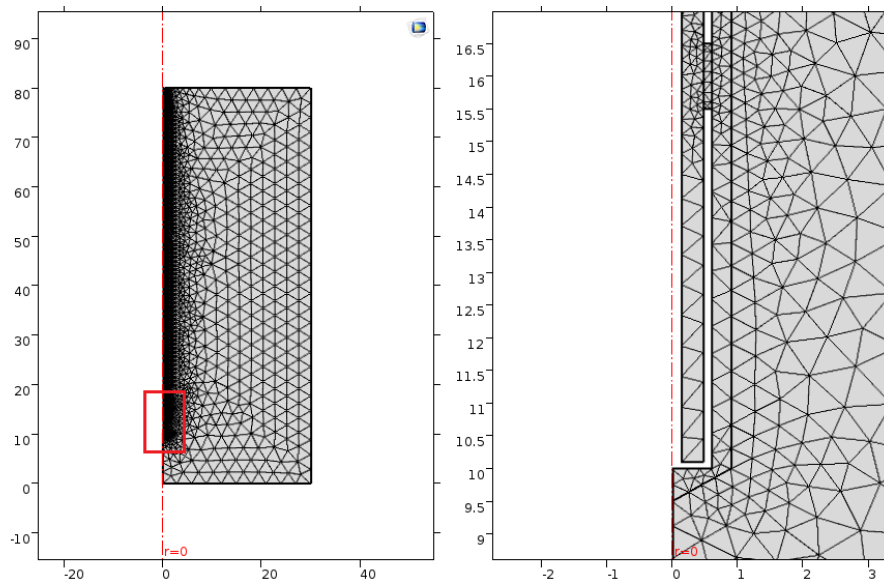


Figura 5: Modelo en EF de la antena Slot. A la izquierda la malla en el dominio completo del problema. A la derecha la imagen ampliada del rectángulo en rojo. Todas las dimensiones se encuentran en milímetros.

3 ECUACIONES Y CONDICIONES DE CONTORNO

3.1 Campos electromagnéticos

Una onda electromagnética que se propaga en un cable coaxial se caracteriza por campos electromagnéticos transversales (TEM). Considerando campos armónicos en el tiempo con amplitudes complejas que contienen la información de fase, las ecuaciones en coordenadas cilíndricas axisimétricas son (Bertram et al. 2006)

$$\bar{\mathbf{E}}(\mathbf{r}) = r \frac{C}{r} e^{j(\omega t - kz)} \quad (1)$$

$$\bar{\mathbf{H}}(\mathbf{r}) = \varphi \frac{C}{Zr} e^{j(\omega t - kz)} \quad (2)$$

donde

$$C = \sqrt{\frac{Z P_{in}}{\pi \cdot \ln\left(\frac{r_o}{r_i}\right)}} \quad (3)$$

En las ecuaciones E representa es el campo eléctrico, H el campo magnético, z es la dirección de propagación, r , φ y z son las coordenadas cilíndricas centradas en el eje del cable coaxial, Z representa la impedancia de onda en el dieléctrico del cable coaxial, r_o es el radio exterior y r_i es el radio interior del cable coaxial, P_{IN} es la potencia de entrada y ω denota la frecuencia angular.

La constante de propagación, k , está relacionada con la longitud de onda en el medio λ , como

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} \quad (4)$$

En el tejido, el campo eléctrico también tiene un componente axial finito mientras que el campo magnético está puramente en la dirección azimutal. Por lo tanto, se puede modelar la antena utilizando una formulación axisimétrica transversal magnética (TM). La ecuación de onda se vuelve escalar en H_ϕ . El punto de alimentación se modela utilizando una condición de contorno de puerto coaxial con un nivel de potencia de 10 W. Esto es esencialmente una condición de contorno de baja reflexión

$$\hat{n} \times \sqrt{\epsilon} \bar{E} - \sqrt{\mu} H_\phi = -2\sqrt{\mu} H_{\phi 0} \quad (5)$$

con un campo de entrada $H_{\phi 0}$ definido como (Bertram et al. 2006)

$$H_{\phi 0} = \frac{C}{Zr} \quad (6)$$

La antena irradia hacia el tejido donde se propaga una onda amortiguada. Debido a que se puede modelizar solo una región finita del tejido biológico, se debe truncar la geometría a cierta distancia de la antena usando una condición de contorno absorbente. Se aplica esta condición de contorno a todos los límites exteriores.

Finalmente, las condiciones de contorno para las superficies metálicas son

$$\mathbf{n} \times \mathbf{E} = 0 \quad (7)$$

3.2 Transferencia de calor

La ecuación de bioalentamiento describe el problema de transferencia de calor dependiente del tiempo como (Pennes 1948)

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (8)$$

donde k es la conductividad térmica del hígado, ρ es la densidad del tejido, ρ_b representa la densidad sanguínea, C_p es la capacidad calorífica del tejido, C_b es la capacidad calorífica específica de la sangre, ω_b indica la tasa de perfusión sanguínea y T_b es la temperatura de la sangre arterial. Además, Q_{met} es la fuente de calor metabólico, y Q_{ext} es una fuente de calor externa.

La temperatura inicial es igual a T_b (37°C) en todos los dominios. Este modelo desprecia la fuente de calor del metabolismo, mientras que la fuente de calor externa se determina como el calor resistivo generado por el campo electromagnético (Brace 2010).

$$Q_{met} = \frac{\sigma}{2} |E|^2 \quad (9)$$

donde σ es la conductividad efectiva y $|E|$ es la amplitud máxima del campo eléctrico aplicado.

Se modela el problema de la transferencia de calor solo en el dominio del hígado. Cuando este dominio está aislado la condición de contorno es

$$\mathbf{n} \cdot \nabla T = 0 \quad (10)$$

3.3 Daño tisular

Además de la ecuación de transferencia de calor, este modelo calcula la integral del daño tisular. Esto da una idea sobre el grado de lesión tisular α durante el proceso, según la ecuación de Arrhenius

$$\frac{d\alpha}{dt} = A \exp\left(-\frac{dE}{RT}\right) \quad (11)$$

donde A es el factor de frecuencia, R es la constante universal de los gases, T es la temperatura absoluta y dE es la energía de activación para la reacción de daño irreversible. Estos dos parámetros dependen del tipo de tejido. La fracción de tejido necrótico, θ_d , se expresa luego como

$$\theta_d = 1 - \exp(-\alpha) \quad (12)$$

3.4 SAR

La evaluación del SAR es esencial para la optimización de las antenas de MWA. Este parámetro representa la potencia electromagnética depositada por unidad de masa en el tejido hepático y se puede definir como (Bertram et al. 2006)

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} |\vec{E}|^2 \quad (13)$$

donde σ es la conductividad del tejido, ρ es la densidad del tejido y $|E|$ es la amplitud del campo eléctrico aplicado.

4 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Perfil de temperatura

La Figura 6 muestra la distribución de temperatura resultante en el tejido hepático para una potencia de entrada de microondas de 10W luego de un tiempo típico de aplicación de la terapia de 10 minutos (Hernández et al. 2015). En ambos casos la temperatura es más alta cerca del radiador de la antena y disminuye con la distancia alcanzando los 37°C cerca de los límites externos del dominio computacional. Sin embargo, las temperaturas alcanzadas en la antena slot son mucho mayores que en la antena monopolo.

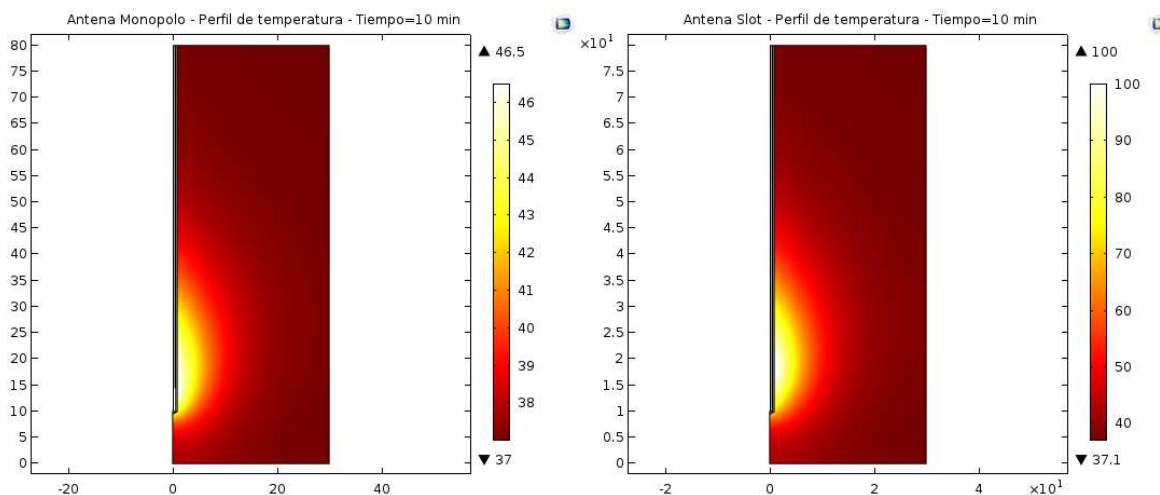


Figura 6: Perfil de temperatura en el tejido hepático para una potencia de entrada de microondas de 10W en ambas antenas luego de un tiempo de aplicación de 10 minutos (Izquierda: Antena monopolo – Derecha: Antena Slot).

En las siguientes figuras se muestra la evolución temporal de la temperatura en 3 puntos del tejido hepático para una potencia de entrada de microondas de 10W en la antena monopolo (Figura 7) y en la antena Slot (Figura 8).

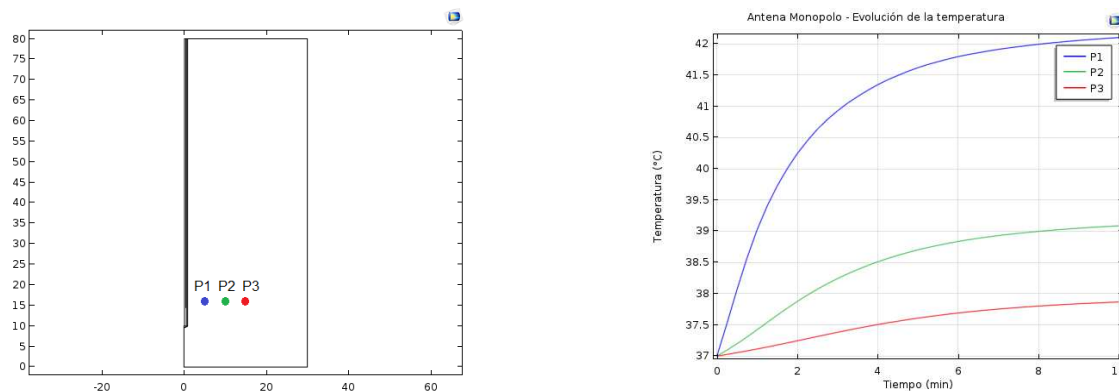


Figura 7: Evolución de la temperatura en 3 puntos (P1 – P2 – P3) del tejido hepático para una potencia de entrada de microondas de 10W en la antena monopolo.

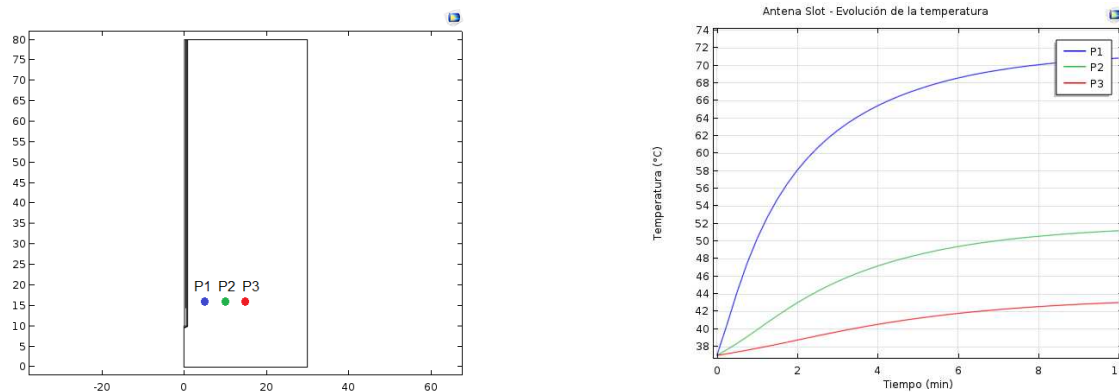


Figura 8: Evolución de la temperatura en 3 puntos (P1 – P2 – P3) del tejido hepático para una potencia de entrada de microondas de 10W en la antena Slot.

4.2 Tasa de absorción específica

La Figura 9 determina el SAR en ambas configuraciones a lo largo de una línea paralela a la antena que se encuentra a una distancia de 5 mm del eje de la misma. Se observa una mayor tasa de absorción específica en la antena Slot.

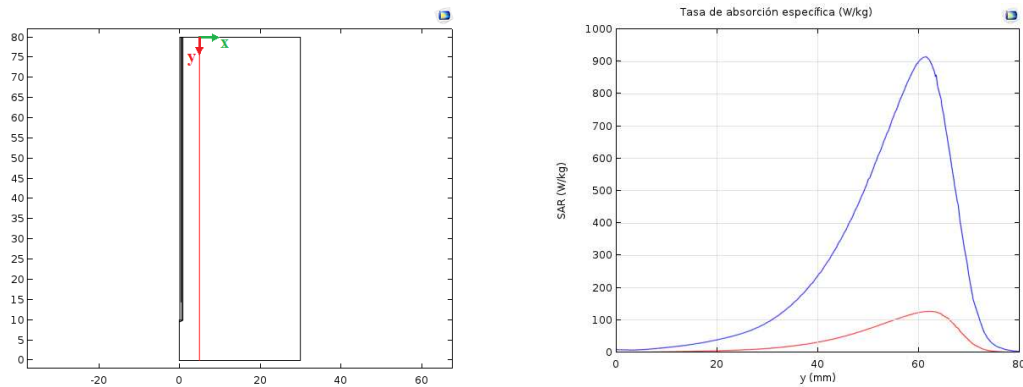


Figura 9: SAR a lo largo de una línea paralela a la antena que se encuentra a una distancia de 5 mm del eje de la misma en la antena monopolo (rojo) y en la antena Slot (azul). La punta de la antena se encuentra en $y = 70$ mm.

4.3 Fracción de tejido necrótico

En la Figura 10 se puede visualizar la fracción de tejido necrótico o dañado en ambas configuraciones luego de un tiempo de aplicación de la terapia de 10 minutos.

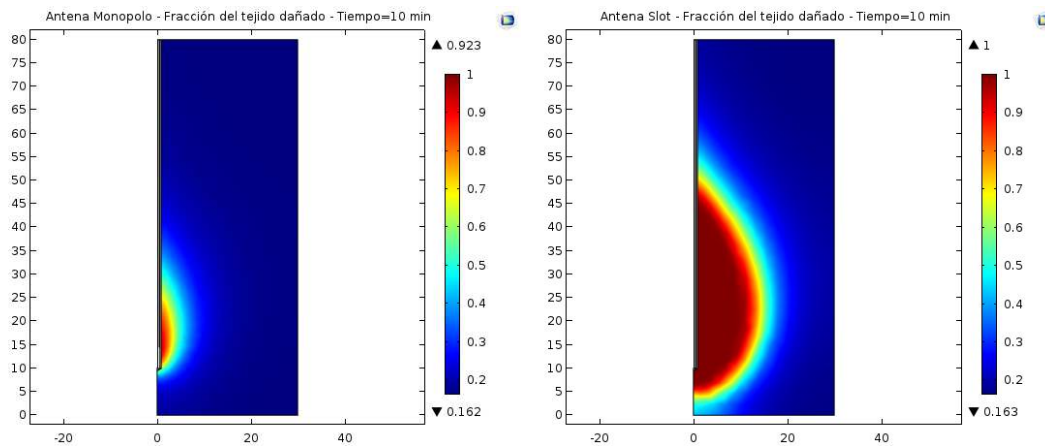


Figura 10: Fracción de tejido necrótico en la antena monopolo (izquierda) y antena Slot (derecha).

4.4 Eficiencia de la Antena Slot

La Figura 11 muestra el perfil de temperatura en 3D de la antena Slot. Se observa que la misma alcanza valores cercanos a los 100°C en las cercanías del radiador de la antena. De los análisis realizados se determinó una mayor eficiencia en este tipo de configuración, obteniéndose mayores valores de temperatura y SAR en el tejido necesarias para el tratamiento efectivo de tumores.

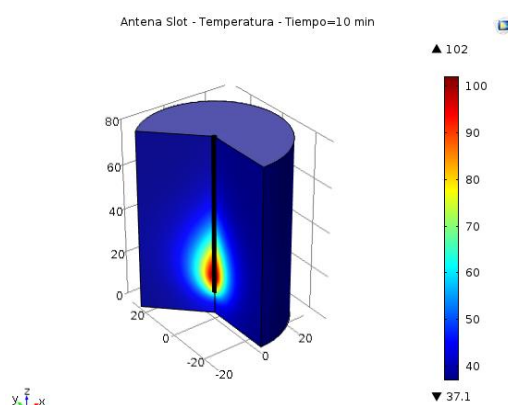


Figura 11: Perfil de temperatura en 3D de la antena Slot.

5 CONCLUSIONES

En este trabajo se diseñaron dos configuraciones de antenas típicas de MWA: monopolo y antena Slot o de ranura, utilizando técnicas de simulación por EF. El uso de EF para el diseño nos permite modelizar la antena y el tejido circundante utilizando las ecuaciones de campo electromagnético acoplado a la ecuación de bioalentamiento en 2D. Este modelo permitió comparar los perfiles de temperatura, la fracción de tejido necrótico y la tasa de absorción específica en el tejido.

Por otra parte, el modelo desarrollado permitiría en futuros trabajos evaluar la influencia de la geometría de la antena, los materiales de construcción, otros tipos de tejido (pulmón, riñón), el efecto de la potencia aplicada, entre otros.

REFERENCIAS

- Bertram, J., Yang, D., Converse, M., Webster, J., and Mahvi, D. Antenna design for microwave hepatic ablation using an axisymmetric electromagnetic model. *Biomedical engineering online*, 5(1), 15, 2006.
- Brace, C. Microwave tissue ablation: biophysics, technology, and applications. *Critical ReviewsTM in Biomedical Engineering*, 38(1), 2010.
- Brace, C., Microwave ablation technology: what every user should know. *Current problems in diagnostic radiology*, 38(2), 61-67, 2009.
- Hernández, J., Cepeda, M., Valdés, F., and Guerrero, G. Microwave ablation: state-of-the-art review. *OncoTargets and therapy*, 8, 1627, 2015.
- Jiao, T., Wang, H., Zhang, Y., Yu, X., Xue, H., Lv, H., and Wang, J. A coaxial-slot antenna for invasive microwave hyperthermia therapy. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 5(4), 202, 2012.
- Pennes, H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *Journal of applied physiology*, 1(2), 93-122, 1948.
- Saito, K., Taniguchi, T., Yoshimura, H., and Ito, K., Estimation of SAR Distribution of a Tip-Split Array Applicator for Microwave Coagulation Therapy Using the Finite Element Method, *IEICE Trans. Electronics*, vol. E84-C, 7, pp. 948–954, 2001.