

Proceso de Optimización y Evaluación de una Antena Micro-coaxial para el Tratamiento de Tumores Óseos

S.E. Rojas Hernández¹, J. A. López Camacho¹, C.J. Trujillo Romero^{2*}

¹Universidad Politécnica de Chiapas, Chiapas, México

²División de investigación en ingeniería médica, Instituto Nacional de Rehabilitación- LGII, Ciudad de México, México

*cjtrujillo@inr.gob.mx

Abstract— Bone tumors are mainly treated by surgery (amputation), radiation therapy, and chemotherapy; however, its side effects compromise the patient' quality of life. Thermotherapy is a less aggressive alternative to treat these tumors. In thermal ablation temperatures between 60 °C-100 °C must be reached in the tumor. The process to design and optimize a one-slot microwave antenna by using COMSOL Multiphysics, is proposed. An axi-symmetric 2D parametric study was carried out, in which 576 scenarios (antenna designs) were analyzed to choose the one that allowed higher energy transmission, temperature increases in the ablation range, larger areas of necrotic tissue, etc. From this study, the best scenario was chosen to evaluate its performance by using a 3D anatomical model. The final optimized antenna presented a SWR = 1.45; moreover, it was possible to observe that the 67.35% of tumor volume reaches ablation temperatures.

Palabras clave— Ablación térmica, Antena micro-coaxial, Terapias térmicas, Tumores óseos.

I. INTRODUCCIÓN

A. Tumores óseos

Los tumores óseos son formaciones anormales que se generan en los huesos [1]. A menudo las causas suelen ser la exposición a altas radiaciones, anomalías genéticas hereditarias o algunas lesiones [2]. Los tratamientos para los tumores óseos son limitados; la cirugía (amputación), radioterapia, quimioterapia y la terapia dirigida son los 4 tratamientos más comunes [3]. Dichos tratamientos se adecuan con base al tipo de tumor que se padece, el estadio del cáncer y el estado de salud general del paciente; sin embargo, en ocasiones es necesaria la aplicación de más de un tratamiento [4]. La Sociedad Americana contra el Cáncer estima que para el año 2021 ocurran 3,610 nuevos casos de cáncer de hueso; los cuales provocarán la muerte de aproximadamente 2,060 personas [5]. Asimismo, existe una tendencia en la detección de nuevos casos y un crecimiento en la tasa de mortalidad en los años 2000 – 2018 [6].

B. Ablación térmica

Derivado de este incremento en casos detectados de tumores óseos, y a la cantidad de muertes anuales, surge la necesidad de encontrar nuevos tratamientos. Las terapias

térmicas representan una buena opción, ya que pueden ser mínimamente invasivas y producen menos efectos secundarios que los tratamientos comunes. Las terapias térmicas han sido ampliamente estudiadas para su aplicación en tumores de tejido blando [7]. Sin embargo, recientemente se ha empezado a estudiar a fondo su uso en el tratamiento de tumores óseos. Estas consisten en la inducción de calor para producir altas temperaturas sobre el tumor y se dividen principalmente en hipertermia y ablación térmica. En hipertermia se eleva la temperatura del tumor entre los 42°C-45°C por aproximadamente 60 minutos; mientras que en la ablación se deben alcanzar temperaturas entre 60°C-100°C, con una exposición de minutos o segundos. Diversos estudios han demostrado que la ablación térmica por microondas es más efectiva para el tratamiento de tumores óseos [8].

El presente trabajo muestra el proceso de optimización de una antena micro-coaxial, mediante modelos 2D axi-simétricos, para su uso en el tratamiento de tumores óseos con ablación térmica por microondas. Dichas antenas han sido optimizadas en un software de elemento finito (COMSOL Multiphysics) y evaluadas utilizando diversos parámetros que ayudan a la elección del mejor diseño, de una manera relativamente sencilla y semiautomática. Finalmente, siguiendo este proceso, es posible evaluar el comportamiento de la antena optimizada mediante modelos anatómicos 3D.

II. METODOLOGÍA

A. Diseño y optimización de la antena micro-coaxial: estudio paramétrico 2D axi-simétrico

Se implementó un estudio paramétrico para optimizar el diseño de una antena micro-coaxial de una ranura. La Fig. 1 describe los modelos usados para evaluar el comportamiento de la antena. Las Figs. 1a) y 1b) muestran la geometría de la antena propuesta. La Fig. 1c) muestra la geometría 2D propuesta para el proceso de optimización de la antena; mientras que las Figs. 1d) y 1e) muestran diferentes vistas del modelo 3D utilizado para evaluar el comportamiento de la antena optimizada. Durante este proceso se modelaron 576 antenas diseñadas con distintos parámetros que modificaron su geometría, con el objetivo de obtener el modelo óptimo.

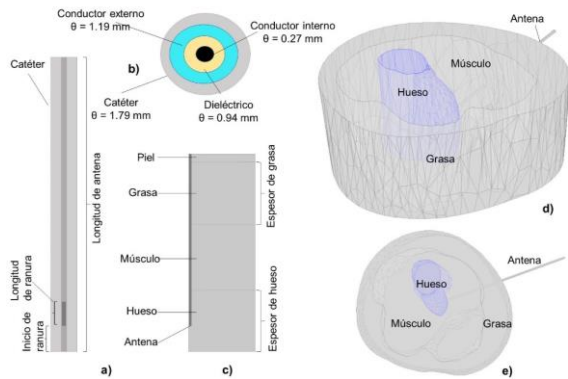


Fig. 1 - Diseño de la antena propuesta, a) Modelo 2D de la antena micro-coaxial de una ranura, b) Diámetros de la antena, c) Modelo de la antena insertada en tejido multicapa (2D axi-simétrico), d) Modelo de la antena insertada en una reconstrucción anatómica 3D, e) Vista en el plano XY de la antena insertada en la reconstrucción anatómica 3D.

La frecuencia de trabajo de la antena fue de 2.45GHz, y se aplicó una potencia de 10 W por 20 min. La Tabla 1 muestra los parámetros que se variaron durante el estudio paramétrico, i.e. los parámetros que se variaron para generar las diferentes geometrías de antenas a ser analizadas.

TABLA 1 - PARÁMETROS UTILIZADOS PARA EL DISEÑO DE LAS DIFERENTES ANTENAS MICRO-COAXIALES

Longitud de antena (mm)	Longitud de ranura (mm)	Inicio de ranura (mm)	Espesor de hueso (mm)	Espesor de grasa (mm)
60, 70, 120 y 130	5, 5.5 y 6	1, 1.5, 2,	10 y 15	1 y 5
80, 90, 100 y 110	1, 1.5 y 2	2.5, 3 y 3.5		

B. Modelos basados en el método del elemento finito

• Modelos electromagnéticos (EM)

Los modelos EM son descritos por la tasa de absorción específica (SAR, por sus siglas en inglés), la cual representa la cantidad de energía electromagnética que absorbe el tejido [9]. El SAR está definido por (1)

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} |E|^2 \quad [W/kg] \quad (1)$$

donde, σ representa la conductividad eléctrica (S/m), ρ la densidad (kg/m^3) del tejido en tratamiento y E es el campo eléctrico generado por la antena.

• Modelos térmicos

Los modelos térmicos se basan en la ecuación de bioalentamiento definida por (2).

$$\rho c \frac{dT}{dt} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho Q + SAR - C_b W (T - T_b) \quad (2)$$

donde, ρ representa la densidad (kg/m^3), c la capacidad calorífica ($J/kg/K$), k la conductividad térmica ($W/m/K$), T la

temperatura de los tejidos (K), Q el calor generado por el metabolismo (W/m^3), SAR la tasa de absorción específica (W/kg), C_b la capacidad calorífica de la sangre ($J/kg/K$), W la perfusión sanguínea ($kg/m^3/s$) y T_b la temperatura de la sangre (K). Esta ecuación describe el calentamiento de los tejidos a causa de su exposición al campo EM generado por las antenas [9]. La Tabla 2 describe las propiedades dieléctricas y térmicas de los tejidos incluidos en el estudio [9].

TABLA 2 - PROPIEDADES DIELECTRICAS Y TÉRMICAS USADAS EN EL MODELO (2.45 GHz)

Medio	ϵ_r [-]	σ [S/m]	k [$W/(m^* K)$]	c [$J/(kg^* K)$]	Perfusión [$ml/min/kg$]
	2.45 GHz	a 2.45 GHz			
Hueso	18.50	0.80	0.31	1313	30
Músculo	52.70	1.74	0.49	3421	37
Grasa	10.80	0.26	0.21	2348	33

C. Modelado de la antena optimizada: modelo 3D anatómico

Del estudio paramétrico 2D axi-simétrico se eligió la antena que presentó un mejor desempeño y se implementó un nuevo modelo para evaluar su comportamiento al utilizar un modelo anatómico 3D. El modelo anatómico se generó utilizando la metodología reportada en [10] y está compuesto por hueso, tumor (en hueso), músculo y grasa. Debido a que en la literatura no se encuentran reportadas las propiedades dieléctricas de los tumores óseos, en el dominio del tumor se utilizaron las propiedades del hueso (ver Tabla 2). Esto debido a que los tumores óseos primarios están compuestos principalmente por las células propias del hueso.

D. Análisis de resultados

La elección del diseño óptimo de la antena micro-coaxial (modelo 2D axi-simétrico), se realizó mediante la evaluación de la relación de onda estacionaria (SWR por sus siglas en inglés). Esta describe la relación entre la potencia de entrada y la de salida (potencia entregada al tejido). Un SWR igual a 1 (ideal), indica un buen acoplamiento. Por lo tanto, mientras más elevado sea el SWR, más pérdidas de potencia presentará la antena diseñada. Además, se evaluaron los histogramas de temperatura alcanzada en los tejidos, mapas térmicos, temperaturas alcanzadas y el área (modelo 2D) de tejido dañado. Finalmente, el modelo 3D fue evaluado mediante los mismos parámetros, incluyendo el volumen de tejido a temperaturas de ablación térmica.

III. RESULTADOS

A. Optimización de la antena micro-coaxial: estudio paramétrico

La Fig. 2 muestra el SWR calculado para cada una de las antenas micro-coaxiales de 120 y 130 mm. Se observa un SWR máximo de 3.43 (peor escenario) y un mínimo de 1.11

(mejor escenario), dependiendo de la longitud de la antena, la posición y longitud de la ranura, y el espesor de los tejidos.

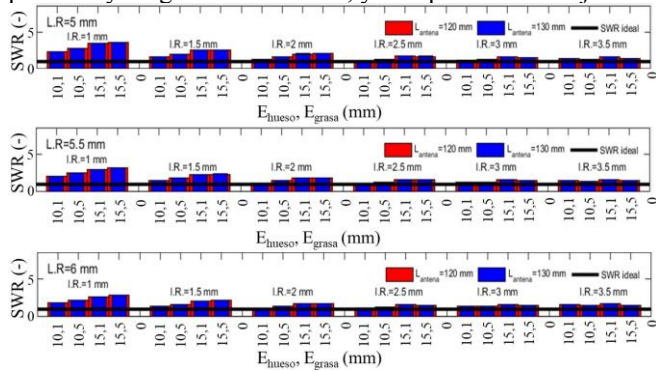


Fig. 2 - SWR calculado para cada escenario modelado en el proceso de optimización de la antena micro-coaxial de una ranura. L_{antena} = Longitud de antena, $L.R.$ = Longitud de ranura, $I.R.$ = Inicio de ranura, E_{hueso} = Espesor de hueso, E_{grasa} = Espesor de grasa.

Para elegir los mejores escenarios, se filtró el total de los escenarios modelados, haciendo uso de valores umbrales SWR máximos de 1.3 y 1.5. Se obtuvieron un total de 45 antenas con un SWR cercano al ideal; esto equivale al 7.81% del total de los escenarios. La Tabla 3 muestra los mejores y peores escenarios encontrados.

TABLA 3 - MEJORES Y PEORES CASOS DE ANTENAS MICRO-COAXIALES SELECCIONADAS. (* mejor caso del estudio)

SWR	T (°C)	Área (mm ²)	Longitud de antena (mm)	Longitud de ranura (mm)	Inicio de ranura (mm)
Mejores casos					
1.1184	189.876	8.1219	60	6	2
1.1073	190.713	10.1146	70	6	2
1.3554	175.728	7.8165	80	2	3.5
1.3587	176.285	9.7597	90	2	3.5
1.3566	176.102	7.8368	100	2	3.5
1.3581	175.896	9.751	110	2	3.5
1.1191	189.838	8.087	120	6	2
<i>1.1181</i>	<i>190.034</i>	<i>10.071</i>	<i>130</i>	<i>6</i>	<i>2*</i>
Peores casos					
10.711	145.247	3.0312	90	1	1
3.4329	140.857	7.3714	130	5	1

B. Comparación de antena micro-coaxial optimizada (mejor escenario) vs peor antena (peor escenario)

La Fig. 3 muestra la comparación de los histogramas acumulativos de temperatura; así como las características de las antenas y de los tejidos. Se observa el porcentaje de área de cada tejido afectado por la temperatura. La Fig. 3a) muestra el comportamiento de la antena optimizada (mejor caso del estudio), aquí son evidentes las altas temperaturas en músculo y hueso; es importante mencionar que el espesor del músculo se mantuvo constante a 1 cm. Además, se observa que la grasa presenta una baja absorción de energía (menor incremento de temperatura), mientras que la piel no se ve afectada. La Fig. 3b), peor antena encontrada, muestra

temperaturas mayores en músculo y hueso. Además, se observa un calentamiento excesivo en grasa y piel, lo cual no es deseado.

Cobertura acumulativa de temperatura (T) de tejidos

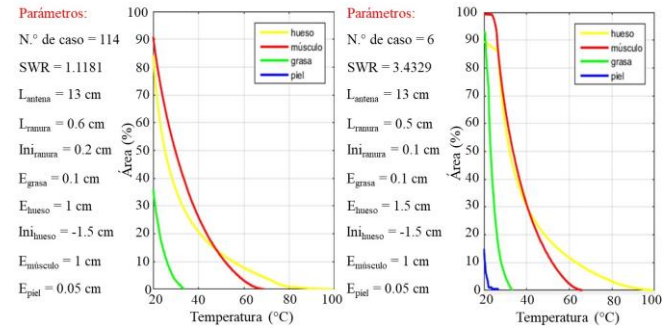


Fig. 3 - Histograma acumulativo de temperatura de los tejidos. a) Antena micro-coaxial de una ranura optimizada. b) Antena micro-coaxial representativa del peor escenario encontrado. $N.^{\circ}$ caso = Número de caso, L_{antena} = Longitud de antena, L_{ranura} = Longitud de ranura, Ini_{ranura} = Inicio de ranura, E_{grasa} = Espesor de grasa, E_{hueso} = Espesor de hueso, Ini_{hueso} = Inicio de hueso, $E_{músculo}$ = Espesor de músculo, E_{piel} = Espesor de piel.

La Fig. 4 muestra los mapas térmicos característicos. La Fig. 4a) muestra la distribución de temperatura en una zona más concentrada y se alcanzan temperaturas mayores (SWR=1.11, mejor caso) en comparación a las registradas en la Fig. 4b), la cual muestra temperaturas menores y no tan focalizadas; además de presentar altos niveles de pérdida de potencia (SWR = 3.43, peor caso).

Mapas térmicos

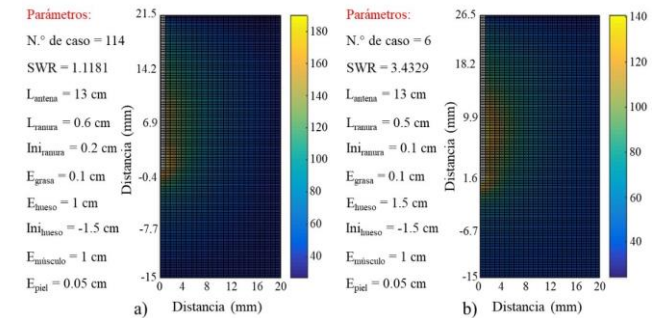


Fig. 4 - Mapas térmicos de la aplicación de las antenas micro-coaxiales seleccionadas. a) Mapa térmico de antena optimizada, b) Mapa térmico del peor caso encontrado.

C. Evaluación 3D de la antena optimizada

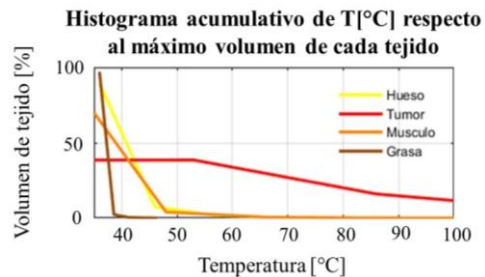


Fig. 5 - Histograma de temperatura de los tejidos irradiados con la antena optimizada.

La Fig. 5 muestra el histograma de temperatura que permite evaluar cual es el tejido más afectado por esta. Se observa que aproximadamente el 50% del volumen del tumor alcanza temperaturas de ablación térmica; además, se observa

que los tejidos sanos cercanos no son afectados por altas temperaturas. En este caso, el SWR fue de 1.45.

La tabla 4 muestra los volúmenes totales de cada uno de los tejidos; así como el volumen de tejido que alcanza temperaturas entre 50°-180°C. El 67.35 % del volumen del tumor se ve afectado por la temperatura; mientras que únicamente el 6.07% y el 3.71% del hueso y músculo alcanzan temperaturas de ablación, respectivamente.

TABLA 4 - VOLÚMENES TOTALES Y VOLÚMENES CALENTADOS DE CADA UNO DE LOS TEJIDOS

Volumen total (cm ³)	Volumen de hueso (cm ³)	Volumen del tumor (cm ³)	Volumen del músculo (cm ³)	Volumen de grasa (cm ³)
Volumen total				
760.451	41.9957	12.6157	362.4786	343.361
Volumen en el rango de temperatura 50° - 180°C				
24.5293	2.5528	8.4975	13.4791	0

La Fig. 6 muestra los mapas térmicos de los tejidos que alcanzan mayores temperaturas. El mapa térmico de la Fig. 6b) muestra el alto calentamiento que presenta el tumor con respecto a su volumen total, alcanzando temperaturas mayores a 60°C (ablación térmica). Por otra parte, en la Fig. 6c), el mapa térmico correspondiente al volumen del hueso demuestra la presencia en su mayoría de temperaturas bajas.

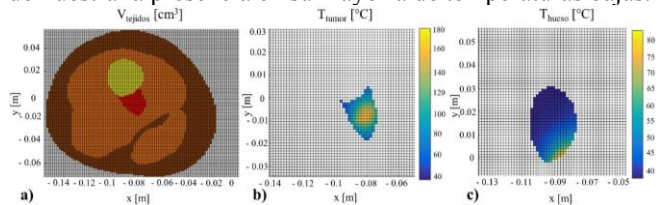


Fig. 6 – Tejidos involucrados en el análisis y mapas térmicos. a) Vista en el plano XY de los tejidos involucrados en el estudio, rojo= tumor, amarillo= hueso, anaranjado= grasa, café= músculo, b) Mapa térmico de la temperatura alcanzada en el tumor. c) Mapa térmico de la temperatura alcanzada en hueso.

IV. DISCUSIÓN

El estudio paramétrico realizado para optimizar la antena micro-coaxial permite hacer primero un análisis del SWR de cada una de las antenas diseñadas. Además, permite identificar las antenas que no son óptimas y aquellas con un nivel de acoplamiento más alto. Se observó que, para elegir el diseño de antena más adecuado, es indispensable analizar otra información, como lo son los histogramas de temperatura, los mapas térmicos, las áreas de tejido dañado, etc. Siguiendo este procedimiento es posible analizar una gran cantidad de escenarios de manera más sencilla y eficiente. Así también, se comprobó el correcto funcionamiento de la antena optimizada al ser evaluada mediante modelos 3D que incluyen la anatomía de un paciente con un tumor en etapa temprana, el cual tiene un tamaño aproximado de 8 cm de ancho. Aunque actualmente no se cuenta con las propiedades características de los tumores, en estas primeras aproximaciones se observa que la

antena propuesta tiene un alto grado de focalización y no daña a los tejidos circundantes. Además, para reducir las temperaturas alcanzadas es posible disminuir la potencia y los tiempos de aplicación. Mientras que, para aumentar el volumen de tejido en ablación, es posible modificar la posición de la antena o bien usar un arreglo de estas. Es importante mencionar que, en este tipo de tratamientos, es necesario lograr ablación sobre cierto margen de seguridad (tejido sano) para una erradicación total del tumor.

V. CONCLUSIONES

Se obtuvo el diseño optimizado de una antena micro-coaxial. Se encontró que los parámetros más adecuados para lograr ablación son con una antena de 130 mm y una longitud de ranura de 6 mm ubicada a 2 mm de la punta de la antena. Esta antena presenta un SWR de 1.11 (cercano al ideal) y alcanza un área de cobertura hasta de 10.071 mm², generando calentamiento en hueso y músculo, mientras que la grasa y la piel se ven mínimamente afectados. El modelado 3D de la antena optimizada, permite constatar el buen funcionamiento de la antena (SWR= 1.45), además de mostrar de una mejor manera el efecto de la antena sobre cada uno de los tejidos, evidenciando un mayor efecto sobre el tumor.

REFERENCIAS

- [1] T. Gersten and D. Zieve, "Tumor óseo," 2020. <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/001230.htm>.
- [2] S. A. contra el Cáncer, "Factores de riesgo para el cáncer de hueso," 2018. <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-hueso/causas-riesgos-prevencion/factores-de-riesgo.html>.
- [3] S. A. contra el Cáncer, "Tratamiento del cáncer de hueso," <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-hueso/tratamiento.html>.
- [4] M. Clinic, "Cáncer de huesos," 2020. <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/bone-cancer/diagnosis-treatment/drc-20350221>.
- [5] S. A. contra el Cáncer, "Estadísticas importantes sobre el cáncer de huesos," 2021. <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-hueso/acerca/estadisticas-clave.html#:~:text=La Sociedad Americana Contra El,de estos tipos de cáncer.>
- [6] I. N. del Cáncer, "Datos de la estadística del cáncer: cáncer óseo y articular." <https://seer.cancer.gov/statfacts/html/bones.html>.
- [7] Radiologyinfo, "Ablación por radiofrecuencia (ARF) / Ablación por microondas (AMO) de tumores hepáticos," 2019. <https://www.radiologyinfo.org/sp/amp/rfaliver.html>.
- [8] C. Trujillo, G. Rico, and J. Gutiérrez, "Thermal ablation: an alternative to bone cancer.," *Investig. en Discapac.*, vol. 7, pp. 35–46, 2018, [Online]. Available: <https://www.medigraphic.com/pdfs/invd/ir-2018/ir181e.pdf>.
- [9] B. Pinilla, F. Luján, J. Gutiérrez, A. Vera, L. Leija, and C. Trujillo, "Antenas Micro-Coaxiales de Doble Ranura y Doble Ranura con Recubrimiento Para Tratar Tumores Óseos: Modelado Teórico," *Congreso Nac. Ing. Biomédica-CNIB2017*, pp. 206–209, 2017.
- [10] J. de J. A. Flores, R. Martínez, E. A. Rodríguez, R. Posada, and C. J. Trujillo, "Computational Evaluation of the temperature distribution generated by thermal splints designed to treat knee pain," *J. Therm. Biol.*, vol. 97, 2021, [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0306456521000358>.