



Antenas Micro-Coaxiales de Doble Ranura y Doble Ranura con Recubrimiento Para Tratar Tumores Óseos: Modelado Teórico.

B. Pinilla¹, F. Luján¹, J. Gutiérrez-Martínez², A. Vera-Hernández³, L. Leija³, C.J. Trujillo-Romero^{2,1}

¹Tecnológico de Monterrey, Campus Ciudad de México, Ciudad de México, México.

²División de investigación en ingeniería, Instituto Nacional de Rehabilitación, Ciudad de México, México.

³Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección de Bioelectrónica, CINVESTAV-IPN, Ciudad de México, México.

Resumen— El cáncer de hueso presenta un bajo nivel de morbilidad, pero alto de mortalidad, con predominancia en jóvenes. Los tratamientos más comúnmente usados son cirugía (amputación), radioterapia y quimioterapia; cuyos efectos secundarios afectan la calidad de vida de los pacientes. La termoterapia es una alternativa más amigable para tratar este tipo de tumores. La ablación térmica se refiere a inducir temperaturas de 60°C - 100°C en el tejido tumoral y mantenerla por algunos minutos. Se propusieron y diseñaron dos antenas de microondas para tratar tumores óseos por ablación térmica; la de doble ranura y la de doble ranura con recubrimiento. Su comportamiento fue modelado por el método del elemento finito (COMSOL Multiphysics) permitiendo evaluar el efecto de diferentes escenarios. Las simulaciones electromagnéticas y térmicas ayudaron a predecir las áreas de mayor absorción de energía y calentamiento. Los resultados mostraron cambios en el patrón térmico de acuerdo al diseño de la antena y a las características del tratamiento. Los mejores resultados se obtuvieron con una ranura de 1mm a 1 cm de inserción. El SWR vario entre 4.04-2.01 para los modelos óseos y de 3.79–1.85 para los modelos multicapa.

Palabras clave— Cáncer de hueso, antenas micro-coaxiales, ablación térmica, termoterapia, antena de doble slot, antena de doble slot y recubrimiento.

I. INTRODUCCIÓN

A. Tumores óseos

El cáncer de hueso es un proceso descontrolado de crecimiento y propagación de células óseas que afecta comúnmente huesos largos como el fémur y la tibia. La Sociedad Americana del Cáncer estima que el 47% de los tumores óseos serán pronosticados mortales para 2017 [1]. Los tumores óseos primarios son los que comienzan en el tejido óseo y hay diferentes tipos: osteosarcomas, sarcoma de Ewing, condrosarcomas, etc. [2]. Según las estadísticas, la mayoría se diagnostican en jóvenes [3]. Aunque es un problema que afecta a la población mundial, pocos grupos de investigación se han enfocado en el estudio de nuevas técnicas para tratarlos. Los tratamientos más comunes son muy agresivos con el paciente. El principal es la cirugía, que normalmente se refiere a la amputación de la extremidad afectada. La quimioterapia y la radioterapia se utilizan con menos frecuencia. Estas presentan efectos secundarios, como náuseas, ulceraciones e incluso necrosis de los tejidos [4,5], disminuyendo la calidad de vida de los pacientes al afectar al organismo entero. Por lo tanto, es necesario proponer nuevos

tratamientos que ayuden a erradicar el tumor y mantener la integridad del hueso.

B. Ablación térmica

La necesidad de tratamientos menos invasivos y más económicos, además de generar menos o ningún efecto secundario es evidente. Estos deben de lograr una mayor focalización para afectar únicamente al tumor. La termoterapia se basa en la elevación de la temperatura corporal de una región específica, durante un determinado período de tiempo, para lograr su erradicación o una destrucción sustancial [6]. Para generar un efecto terapéutico real, se requieren temperaturas entre 60°C-100°C [6]. Esta terapia es mínimamente invasiva, lo que resulta en un tiempo de recuperación más corto. Además, ningún efecto secundario relacionado ha sido demostrado [7]. La técnica que ha demostrado ser la más eficaz para tratar tumores óseos son las microondas (MW) [8].

El presente trabajo consiste en el modelado de dos antenas de MW para el tratamiento de tumores óseos. Se evaluó la eficiencia de cada una de ellas para tratar tejido óseo. Si bien la literatura reporta diversos diseños de antenas, la mayoría de ellos son específicos para un tipo de tejido (hígado, corazón, etc.) [9]. El objetivo principal es enfocar la energía electromagnética (EM) hacia el tumor, mientras que el tejido sano circundante es afectado mínimamente. Para evaluar la eficiencia de la antena, se diseñaron varios escenarios en el estudio: longitud de ranura, inserción de antena, antena irradiando hueso, antena irradiando un tejido de múltiples capas, potencia de entrada y tiempo de aplicación.

II. METODOLOGÍA

A. Antenas de microondas propuestas

El diseño de la antena determina los patrones de radiación generados sobre el tejido irradiado. Se propusieron dos antenas micro-coaxiales diseñadas para tratar tumores óseos: de doble ranura y de doble ranura con recubrimiento (ver Fig. 1a) y 1b)). La ranura es una muesca de aire que permite una mayor concentración de calor cerca de su ubicación. El recubrimiento es una cobertura alrededor de la antena que permite el aislamiento térmico y evita el retroceso de la corriente a lo largo de la longitud axial de la antena [10]. Su uso permite el equilibrio de la distribución térmica,

concentrando la energía EM en la parte más distal de la antena, evitando daño en tejido sano.

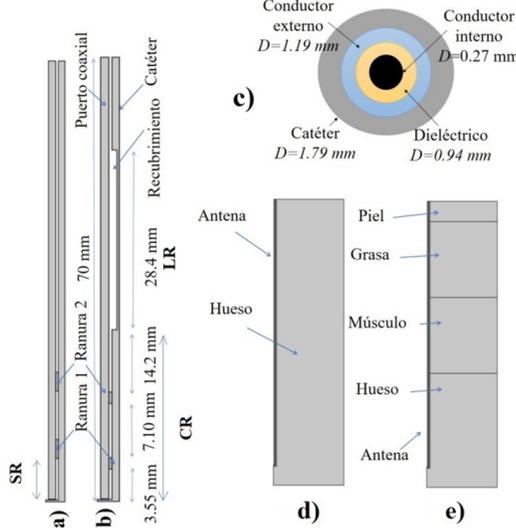


Fig. 1. Descripción geométrica de las antenas propuestas. a) doble ranura, b) doble ranura con recubrimiento, c) descripción transversal del cuerpo de la antena, d) modelo usado para predecir el comportamiento de la antena cuando se irradia tejido óseo, e) modelo usado para predecir el comportamiento de la antena al irradiar tejido multicapa.

B. Diseño de la antena

Las Fig. 1a) y 1b) describen la geometría de las antenas propuestas. Se diseñaron a una frecuencia de trabajo de 2.45 GHz [11]. Se propuso una antena de 70 mm de longitud. El espacio entre ranuras ($SR=0.125\lambda_{eff}$ y $0.25\lambda_{eff}$), la compensación del recubrimiento ($CR=0.5\lambda_{eff}$) y la longitud del recubrimiento ($LR=\lambda_{eff}$) fueron elegidos de acuerdo a la longitud de onda efectiva a 2.45 GHz; que se calculó utilizando la ecuación 1 [11].

$$\lambda_{eff} = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r}} \quad (1)$$

donde c es la velocidad de la luz en espacio libre (m/s), f la frecuencia de trabajo y ϵ_r la permitividad relativa del tejido óseo a la misma frecuencia. La figura 1c) describe el diámetro de la antena y el catéter usado para prevenir la adhesión del tejido quemado.

C. Modelado mediante el método del elemento finito

• Modelos electromagnéticos (EM)

Estos son descritos por la tasa de absorción específica que genera la antena (SAR) [12], que representa la cantidad de EM que absorbe el tejido en tratamiento; que está definido por la Ecuación 2.

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

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

• Modelos térmicos

Se basan en la Ecuación 3, de bioalentamiento [13], que describe el calentamiento del tejido debido a una fuente de

calor externa, en este caso, el SAR generado por cada antena bajo estudio.

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k\nabla T) + \rho Q + SAR - C_b W (T - T_b) \quad (3)$$

donde c (J/kg/K) representa la capacidad calorífica, ρ (kg/m^3) la densidad, k (W/m/K) la conductividad térmica, C_b (J/kg/K) la capacidad calorífica de la sangre, W ($kg/m^3/s$) la perfusión sanguínea, T_b (K) la temperatura de la sangre, Q (W/m^3) el calor generado por el metabolismo y SAR (W/kg) la tasa de absorción específica.

La estimación de la energía absorbida por cada tejido en los modelos generados depende de las propiedades dieléctricas y térmicas de cada uno de ellos [14]. Para simplificar el modelo y disminuir el costo computacional, se propuso un modelo axi-simétrico de este sistema (ver Fig. 1d) y 1e).

TABLA I. Propiedades dieléctricas y térmicas usadas en el modelo, se encuentran a 2.45 GHz, frecuencia de trabajo de las antenas diseñadas. [16]

Medio	ϵ_r [-] 2.45 GHz	σ [S/m] a 2.45 GHz	k [W/(m* K)]	c [J/(kg* K)]	Perfusión [ml/min/kg])
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
Aire	1	-	-	-	-

D. Escenarios analizados

Se evaluaron tres longitudes de ranura, 1, 2 y 3 mm, tres niveles de inserción de la antena, 5, 10 y 20 mm, y tres niveles de potencia de entrada, 5, 10 y 15 W, aplicados por 20 minutos. Se buscó observar sus efectos sobre el SWR, el rendimiento de la antena y las distribuciones térmicas en hueso y tejido circundante. Se hicieron análisis en modelos de tejido óseo, simulando la aplicación de la ablación directamente sobre el hueso expuesto en una cirugía abierta. Por otro lado, también se realizaron modelos multicapa, para considerar una cirugía mínimamente invasiva.

E. Análisis de los datos.

Se analizó la relación de onda estacionaria (SWR: Standing Wave Ratio), la cual describe la relación entre la potencia de entrada y de salida (potencia entregada al tejido). Su valor ideal es uno, e indica una total transmisión de la potencia de entrada al tejido. Si el SWR es mayor, indica mayores pérdidas de potencia. También se evaluó la zona de temperatura terapéutica del tejido, la cual representa el área del tejido a temperaturas de ablación ($>60^\circ C$). Por otro lado, se evaluó el calentamiento radial, el cual determina la región a temperaturas de ablación. Finalmente, se obtuvieron las temperaturas máximas alcanzadas después de 20 minutos.

III. RESULTADOS

A. Relación de onda estacionaria (SWR)

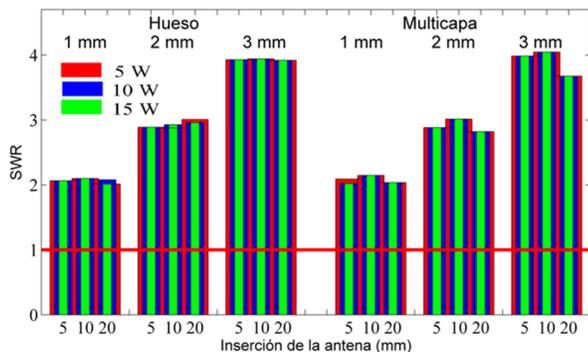


Fig. 2. – SWR calculado para cada escenario analizado con la antena de doble ranura. Los valores sobre las barras representan las dimensiones de las ranuras incluidas en el estudio. La línea roja continua representa el SWR ideal.

La Fig. 2 muestra el SWR calculado para los modelos en que la antena de doble ranura irradió hueso y tejido multicapa. Los mejores escenarios obtenidos para hueso fueron con una ranura de 1 mm; resultando un SWR de 2.09–2.01. Para los modelos multicapa, fue de 2.14–2.03; valores ligeramente superiores a los primeros. Para ambos casos, el valor de SWR aumenta en función de la longitud de la ranura; a mayor ranura, mayor SWR. El nivel de inserción de la antena no muestra cambio significativo en el SWR al irradiar hueso. En el modelo multicapa, una inserción de 20 mm permite un SWR menor (2.03). El SWR depende de las características físicas y la inserción de la antena, no de la potencia de entrada.

La Fig. 3 muestra el SWR calculado en los escenarios en que la antena de doble ranura con recubrimiento irradió hueso y tejido multicapa. Una antena con ranuras de 1 mm (mejores resultados) irradiando hueso, mostró valores de SWR entre 2.157–2.152. Para los modelos multicapa varió entre 2.03–1.78. El nivel de inserción de la antena (5, 10 y 20 mm), no se observó impacto alguno en el SWR al irradiar hueso. Sin embargo, en el modelo multicapa, una inserción de 20 mm permitió el SWR más bajo (1.78).

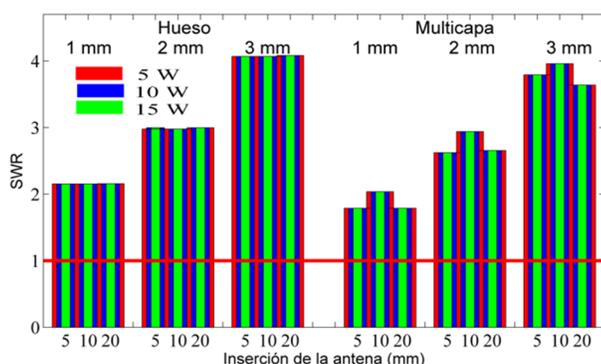


Fig. 3. – SWR calculado para cada escenario analizado con la antena de doble ranura con recubrimiento. Los valores sobre las barras representan la longitud de las ranuras incluidas en el estudio. La línea roja continua representa el SWR ideal.

B. Porcentaje de pérdida de potencia

La Tabla II presenta el porcentaje de pérdida de potencia para los casos analizados con una inserción de 5 mm, siendo similares con en las otras inserciones. En todos los casos, la ranura de 1 mm presentó menores pérdidas de potencia; mientras que la de 3 mm mostró las más altas. Comparando estos escenarios (mejor y peor), se obtuvo una diferencia del 20%, muy similar para ambos diseños de antena.

TABLA II. – Pérdida de potencia para cada escenario 5W, calculados en base a los datos obtenidos en las simulaciones. Números rojos = mejores escenarios. Números verdes = peores escenarios

Tamaño de la ranura (mm)	Pérdida de potencia (%) inserción 5mm			
	doble ranura		doble ranura con recubrimiento	
	Hueso	Multi	Hueso	Multi
1	30.412	28.532	13.406	23.464
2	40.296	39.232	24.724	34.696
3	50	49.76	36.648	47.222

C. Calentamiento radial

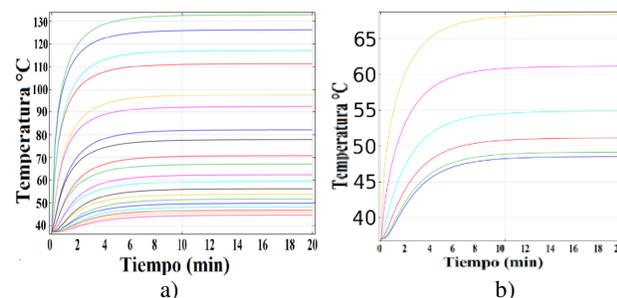


Fig. 4. – Calentamiento radial obtenido por la antena de doble ranura con ranuras de 1mm a 10mm de inserción en el tejido ósea irradiado. a) Valores de temperatura obtenidos siguiendo una línea perpendicular al lado de las ranuras. b) Valores de temperatura siguiendo una línea descendente desde la punta de la antena.

La Fig. 4, muestra el calentamiento radial, obtenido por sensores separados 1 mm sobre dos ejes de la simulación. Se observan temperaturas más altas cerca de las ranuras. Todos registraron temperaturas superiores a los 60°C (ablación). Esta antena generó una ablación efectiva a 10 mm del eje de la antena y a 6 mm por debajo de la punta de esta. Fuera de esta región se alcanzaron temperaturas de 42°C (hipertermia).

D. Área de calentamiento

TABLA III. – Área de tejido a temperatura terapéutica. MC=Mejor Caso, PC=Peor Caso

Tejido	SWR	Longitud de ranura (mm)	Inserción (mm)	Área (mm ²)
Antena de doble ranura				
MC: Hueso	2.01	1	20	234
PC: Hueso	3.94	3	10	128
MC: Multicapa	2.03	1	20	203
PC: Multicapa	4.04	3	10	106
Antena de doble ranura con recubrimiento				
MC: Hueso	2.15	1	10	144
PC: Hueso	4.03	3	20	94
MC: Multicapa	1.78	1	5	289
PC: Multicapa	3.96	3	10	113

La Tabla III presenta los mejores y peores escenarios analizados, tomando en cuenta el SWR. El tamaño del área de calentamiento es mejor al ser más grande, pues permite tratar tumores de más grandes. El peor caso del estudio es la antena de doble ranura (3 mm) y 10 mm de inserción del modelo multicapa, con las mayores pérdidas de potencia

(SWR de 4.04). La antena de doble ranura (1mm) con recubrimiento y 5 mm de inserción mostró áreas de mayor tamaño con temperaturas terapéuticas (289 mm²); considerando que el hueso y el músculo fueron calentados. Las áreas se calcularon considerando los tejidos con temperaturas superiores a 60°C.

E. Temperaturas máximas

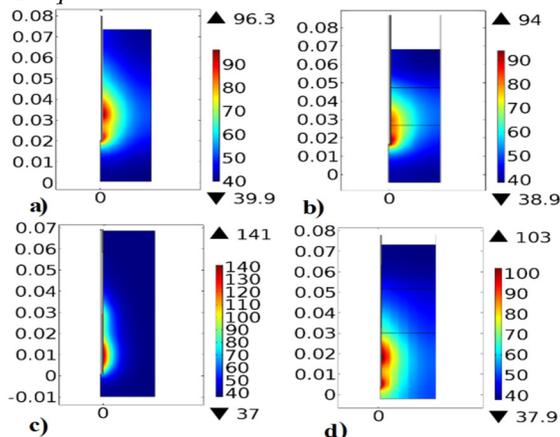


Fig. 5.-Mejor patrón térmico para ambos escenarios (hueso y multicapa) en ambas antenas. a) Antena de doble ranura irradiando tejido óseo. b) Antena de doble ranura irradiando multicapa. c) Antena de doble ranura con recubrimiento irradiando tejido óseo. d) Antena de doble ranura con recubrimiento irradiando multicapa.

Las temperaturas máximas alcanzadas se muestran en la Fig. 5. 5 W de potencia generaron entre 96°C y 141°C, dependiendo del tipo de antena y de los tejidos. 10 W y 15 W generaron temperaturas máximas de 183°C-196°C y 256°C-276°C, respectivamente. Se puede regular el tiempo de tratamiento (<20 min) para controlar estas temperaturas. La antena de doble ranura generó un patrón del área de calentamiento más redondo y uniforme; mientras que la de doble ranura con recubrimiento, uno muy parecido a una gota de agua. Esto se debe a que el recubrimiento permite concentrar el calor, evitando que regrese a la fuente por medio de la antena.

IV. DISCUSIÓN

Aunque se debe realizar un mayor análisis, estos resultados muestran la eficiencia de ambas antenas para tratar tejido óseo. Los resultados obtenidos dan una guía para continuar con la investigación sobre la implementación de la ablación térmica por MW. Es posible tener control de la terapia mediante el diseño de la antena, las potencias, la inserción de las antenas y los tiempos de tratamiento. La ablación generada por cualquiera de las antenas analizadas es una alternativa de tratamiento efectiva. Es posible utilizar un bolo de agua para regular la temperatura cerca de la antena. Las altas temperaturas alcanzadas con altos niveles de potencia (10 W y 15 W) pueden ser debido a que en los modelos generados se consideró una perfusión constante. Al ser un parámetro dependiente de la temperatura, resulta

necesario realizar modelos que analicen el efecto de la termo dependencia sobre las distribuciones de temperatura.

V. CONCLUSIÓN

Los resultados mostraron que el patrón térmico se modifica de acuerdo al diseño de la antena, su nivel de inserción, la potencia de entrada, el tiempo de tratamiento y los tejidos implicados. Esto permite modificar los parámetros de acuerdo a las necesidades específicas de cada paciente. Los mejores escenarios obtenidos fueron con la ranura de 1mm, mientras que los peores con la de 3mm. En los distintos modelos en que se irradió hueso, se observó que cuando una parte mayor de la antena está fuera del tejido, hubo mayores pérdidas de potencia; logrando temperaturas más bajas. Para los tejidos multicapa, la localización de la ranura y el recubrimiento pueden dañar tejido sano. Las áreas bajo temperaturas de ablación muestran un considerable daño de los tejidos afectados durante el tratamiento. Estos resultados mostraron la posibilidad de utilizar ambas antenas para tratar el cáncer de hueso.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] American Cancer Society, "¿Qué revelan las estadísticas clave acerca del cáncer de hueso?", 2017
- [2] A. Riccio et al, "Metastatic Carcinoma of the Long Bones", American Academy of Family Physicians, Vol. 76, No. 10, 2007A.
- [3] InfoCancer, "Cancer en Cifras. Estadísticas", Infocancer México. [online], 2015.
- [4] A. Montero, et al., "Control de síntomas crónicos. Efectos secundarios del tratamiento con radioterapia y quimioterapia.", Oncología, Vol.28, No.3, Barc: 2005.
- [5] Mayo Clinic, "Bone Cancer: Treatments", [online], 201.
- [6] Wust P, Hildebrandt B, Sreenivasa G, et al., "Hyperthermia combined treatment of cancer.", The Lancet Oncology, 3(8):487-497., 2002.
- [7] M.H. Falk, R.D. Issels, "Hyperthermia in oncology.", International Journal of Hyperthermia; 17(1):1-18., 2001.
- [8] R. Lencioni et al., "Small Hepatocellular Carcinoma in Cirrhosis: Randomized Comparison of Radio-frequency Thermal Ablation versus Percutaneous Ethanol Injection", Vascular and Interventional Radiology, Vol. 221, Issue 1, 2003.
- [9] R. Hyunchul, D. Dodd, "Radiofrequency Thermal Ablation of Liver Tumors", Journal of Clinical Ultrasound. 24-11-1998
- [10] C. L. Brace, «NCBI.» 16 Marzo 2011. [En línea]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3058696/>. [Último acceso: 1 Junio 2017].
- [11] P. Keating, «An analysis of heat transfer in liver tissue during microwave ablation using single and double slot antenna,» *ELSEVIER*, pp. 757-766, 2011.
- [12] «Atomic physics,» [En línea]. Available: http://www.atomic.physics.lu.se/fileadmin/atomfysik/Biophotonics/Education/Tissue_Optics_Lectures/bioheatequation.pdf. [Último acceso: 1 Junio 2017].
- [13] T. T, «Pubmed,» 30 Mayo 2009. [En línea]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19194889>. [Último acceso: 1 Junio 2017].
- [14] C. Gabriel, «ITIS,» 1996. [En línea]. Available: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/>. [Último acceso: 1 Junio 2017].