

Antena microcoaxial de tres ranuras: Modelado de la dependencia térmica de los tejidos.

N. B. Lucero-Orozco¹, G. J. Felix-Martínez², C. J. Trujillo-Romero^{3*}

¹Departamento de Ingeniería Eléctrica, Ciudad de México, México.

²Cátedras CONACYT-Universidad Autónoma Metropolitana, Ciudad de México, México.

³División de Investigación en Ingeniería Médica, Ciudad de México, México

**cjtrujillo@inr.gob.mx*

Resumen

La ablación térmica por microondas ha demostrado ser una alternativa más amigable para destruir o disminuir el tamaño de los tumores en hueso. Sin embargo, la mayoría de las antenas existentes son construidas para tratar sólo tejidos blandos. Debido a los inconvenientes que se presentan al utilizar dichas antenas en hueso, es importante investigar más sobre la construcción de antenas exclusivas para hueso. Por otro lado, se ha observado que existe dependencia térmica en propiedades dieléctricas y térmicas de los tejidos, las cuales raramente son tomadas en cuenta en el diseño de las antenas. En este trabajo se propone el diseño de una antena microcoaxial de tres ranuras. La antena se optimizó mediante modelos basados en el método del elemento finito. En el diseño se incluyó el análisis del efecto de la dependencia térmica de la conductividad eléctrica y térmica. Se implementaron modelos con configuraciones de propiedades constantes y dependientes de la temperatura (comportamiento lineal y exponencial) para evaluar su efecto sobre el diseño de la antena. De cada configuración se obtuvieron los peores y los mejores casos tomando como referencia la tasa de onda estacionaria (SWR). Presentando valores de SWR no mayores a 1.5 para las diferentes configuraciones. Encontrando que las temperaturas máximas son 12.36% y 24.5% más altas, y las áreas de calentamiento 78.75% y 92.41% más grandes al utilizar valores dependientes de la temperatura (comportamiento lineal y exponencial, respectivamente) en comparación con las obtenidas con valores constantes de las propiedades.

Palabras clave: Ablación térmica, Razón de onda estacionaria, Tumores óseos.

1. Introducción

El cáncer de hueso presenta un índice de mortalidad del 0.2% de todos los casos de cáncer y afecta mayormente a la población joven de entre los 10-30 años de edad [1]. Los tratamientos comunes utilizados para tratar tumores óseos son la cirugía, quimioterapia y radioterapia; no obstante, estos tratamientos presentan efectos secundarios (pérdida de peso, pérdida de apetito, vómitos, etc.) que disminuyen la calidad de vida del paciente [2]. Un tratamiento menos invasivo para tratar el cáncer de hueso es la termoterapia. La cual consiste en la aplicación de calor o frío de forma externa, con el fin de cambiar la temperatura y reducir el tamaño de los tumores. Dentro de la termoterapia se encuentra la ablación térmica; la cual consiste en alcanzar temperaturas en el tejido tumoral de entre 60°C–100°C. Existen diferentes técnicas para su generación; como las microondas, la cual genera radiaciones electromagnéticas de forma localizada. Además, esta técnica ha demostrado ser efectiva para el tratamiento de tumores óseos [3].

La ablación térmica por microondas utiliza antenas microcoaxiales para su aplicación. Sin embargo, la mayoría de estas antenas son diseñadas para tratar tejidos blandos [4]. Cabe mencionar, que se han utilizado otros aplicadores con otras técnicas para tratar hueso, las cuales no son tan efectivas para dicho

tejido por factores limitantes, como la transmisión de energía, que afectan mínimamente al sitio de interés [5]. En el Instituto Nacional de Rehabilitación se ha trabajado en la construcción de antenas microcoaxiales para tratamiento exclusivo en hueso, entre las cuales se encuentran las antenas microcoaxiales de una y dos ranuras [6][7]. Pese a que se utilizan valores constantes en las propiedades dieléctricas y térmicas de los tejidos a 37°C para el modelado de estas antenas, la literatura muestra que dichas propiedades son dependientes de la temperatura [8]. Por lo tanto, se espera tener diferentes patrones térmicos al utilizar valores constantes y dependientes de la temperatura, ya que, al aplicar la ablación térmica por microondas, el tejido se calentará y sus propiedades cambiarán en función de dicha temperatura.

Se propone el diseño de una nueva antena microcoaxial de tres ranuras para uso específico en tejido óseo. Evaluando dos escenarios; el primero al incluir en su diseño valores constantes de la conductividad eléctrica y térmica de los tejidos y el segundo al considerar la dependencia térmica de dichas propiedades. Además, se utilizará una serie de modelos basados en el método del elemento finito para optimizar el diseño de la antena propuesta. Para evaluar el comportamiento de la antena se analizarán parámetros como temperatura máxima, valor de razón de onda estacionaria (SWR) y área de calentamiento.

2. Metodología

2.1 Diseño de la antena microcoaxial de tres ranuras

Las ranuras de la antena son muescas de aire que permiten mayor focalización de la energía cerca de su ubicación. Por medio de ellas se transmite la energía electromagnética que genera el calentamiento en el tejido [9]. Para el diseño de la antena se propuso una longitud de ranura de 2 mm. Para definir la ubicación de cada ranura se utilizó la ecuación de longitud de onda efectiva, descrita por (1).

$$\lambda_{eff} = v / (f \sqrt{\epsilon_r}) \quad (1)$$

donde v es la velocidad de la luz en espacio libre (3×10^8 m/s), f es la frecuencia de trabajo de la antena (2.45 GHz) y ϵ_r es la permitividad relativa del tejido óseo ($\epsilon_{r_hueso} = 18.54$) a la misma frecuencia.

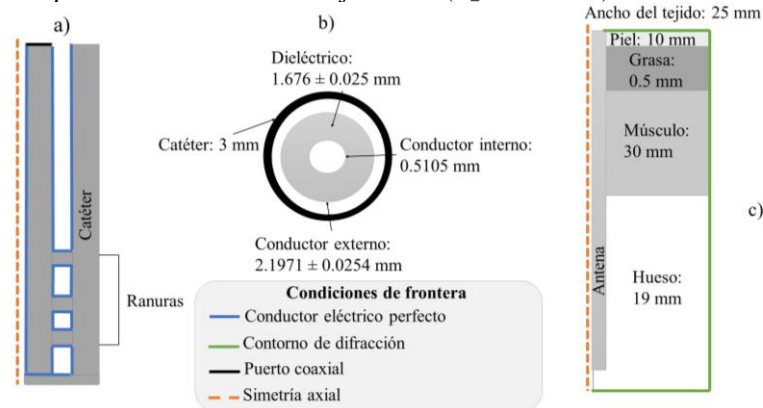


Fig. 1: Antena microcoaxial de tres ranuras. a) esquema axisimétrico antena y catéter, b) sección transversal de la antena, c) modelo axisimétrico de la antena insertada en tejido multicapa a irradiar.

El diámetro de la antena corresponde al de un cable microcoaxial semirrígido UT -085C [10]. En el diseño se incluyó un catéter de politetrafluoroetileno [11] para evitar la contaminación del tejido sano

con residuos del tumor [7]. La Fig. 1a muestra el esquema de la antena microcoaxial de tres ranuras propuesta; mientras que la Fig. 1b describe el esquema de la sección transversal de la antena.

2.1.1 Optimización de la antena: Estudio paramétrico

Para la optimización del diseño de la antena propuesta se implementó un estudio paramétrico. Los parámetros optimizados fueron longitud de la antena y ubicación de cada ranura. El estudio fue implementado por el método del elemento finito; en el cual se incluyeron todas las combinaciones posibles de ambos parámetros optimizados. A partir de las ubicaciones iniciales calculadas utilizando (1) ($\lambda_{eff}/8$ para la primera ranura, $\lambda_{eff}/4$ para la segunda ranura y $\lambda_{eff}/2$ para la tercera ranura) se escogieron aquellas ubicaciones que no presentaron traslape entre ellas, las cuales se muestran en la Tabla 1. Para lograr la optimización de la posición de las ranuras, se realizó un análisis en el cual se consideró su ubicación inicial más una variación de ± 0.5 mm en cada posición inicial de ranura.

Tabla 1: Parámetros a optimizar en el diseño de la antena microcoaxial propuesta.

Parámetro	Ubicación inicial de ranuras (mm)	Rango de variación (mm)	
Ranura	Punta de la antena – 1° ranura	2	1.5 – 3
	Punta de la antena – 2° ranura	6	5.5 – 7
	Punta de la antena – 3° ranura	9	8.5 – 10
Longitud de la antena	–	–	70 – 140

La solución de las ecuaciones que modelan el tratamiento de ablación térmica ayuda a predecir el comportamiento de la antena propuesta. Por lo tanto, para evaluar el comportamiento de las antenas microcoaxiales sobre el tejido irradiado se implementaron una serie de simulaciones electromagnéticas (EM) y térmicas en el software COMSOL Multiphysics 5.4. En dicho software se desarrolló el modelo 2D axisimétrico de la antena propuesta y el tejido multicapa conformado por hueso, músculo, grasa y piel (Ver Fig. 1c).

2.1.2 Modelos electromagnéticos

Los modelos electromagnéticos están descritos por la tasa de absorción específica (SAR por sus siglas en inglés), la cual determina la energía absorbida por los tejidos del cuerpo humano [12]. La SAR se define por (2):

$$SAR = (\sigma/(2\rho))/|E|^2 \quad (2)$$

donde E es el campo eléctrico generado por la antena, σ la conductividad eléctrica del hueso esponjoso (S/m) y ρ la densidad del tejido óseo (1038 kg/m^3). La condición de frontera de puerto coaxial fue utilizada para definir la potencia de alimentación de la antena de 5 W. La condición de difracción se utilizó para asegurar que las ondas electromagnéticas no presenten reflexión y exista una libre transmisión de energía [13]. Por otro lado, se utilizó la condición de frontera de conductor eléctrico perfecto para definir el comportamiento ideal del cuerpo de la antena [14]. La Fig. 1a y Fig. 1c muestran los contornos y las condiciones de frontera asignadas.

2.1.3 Modelos térmicos

Los modelos térmicos se basan en la ecuación de bioalentamiento, la cual está descrita por (3):

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

donde c (J/kgK) representa la capacidad calorífica, ρ (1050 kg/m³) la densidad de la sangre, k (W/m/K) la conductividad térmica, C_b (3639 J/kg/K) la capacidad calorífica de la sangre, W (kg/m³/s) la perfusión sanguínea, T_b (310 K) la temperatura de la sangre, Q (W/m³) el calor generado por el metabolismo, SAR (W/kg) la tasa de absorción específica (descrita en el modelo electromagnético) y T la temperatura de los tejidos (37°C) [15]. El metabolismo en los tejidos no es considerado por tener valores despreciables [16]. Las propiedades dieléctricas y térmicas utilizadas en el modelo se muestran en la Tabla 2.

Tabla 2: Propiedades dieléctricas y térmicas de los tejidos, del dieléctrico y el catéter [17][18].

Parámetros	Hueso	Músculo	Grasa	Piel	Dieléctrico	Catéter
ϵ_r	18.5000	52.7000	10.8000	38	2.0300	2.6000
σ	0.8050	1.7400	0.2680	1.4600	0	0
k	0.3200	0.4900	0.2100	0.3700	-	-
c	1300	3500	2300	3437	-	-
W	0.0005	0.0006	0.0005	0.0018	-	-

2.1.4 Dependencia térmica de la conductividad eléctrica y térmica

En el modelado térmico es común utilizar valores constantes de las propiedades de los tejidos [19]. Sin embargo, se ha demostrado la dependencia térmica de estas. Por lo que en este trabajo se evaluará el comportamiento de la antena al considerar la dependencia térmica de la conductividad eléctrica y térmica de los tejidos. De acuerdo con la literatura, la dependencia térmica de la conductividad eléctrica puede ser representada de manera lineal y exponencial, como se define en (4) y (5) [20]; mientras que la dependencia térmica de la conductividad térmica se representa de manera lineal, como se define por (6) [21].

$$\sigma(T) = \sigma_{T_{ref}}(1 + 0.02(T - T_{ref})) \quad (4)$$

$$\sigma(T) = \sigma_{T_{ref}} e^{0.015(T - T_{ref})} \quad (5)$$

$$k(T) = k_{T_{ref}} + 0.0013(T - T_{ref}) \quad (6)$$

donde $k_{T_{ref}}$ es la conductividad térmica y $\sigma_{T_{ref}}$ es la conductividad eléctrica del tejido a la temperatura de referencia ($T_{ref} = 37^\circ\text{C}$), respectivamente, T representa el rango de temperaturas de 60°C - 112°C . Las propiedades $k_{T_{ref}}$ y $\sigma_{T_{ref}}$ a la temperatura de referencia, de cada tejido, se muestran en la Tabla 2. La Tabla 3 muestra las configuraciones implementadas en los modelos realizados en el software COMSOL Multiphysics 5.4.

Tabla 3: Configuraciones que representan los casos evaluados en el modelado.

Configuración	Conductividad eléctrica			Conductividad térmica	
	Valor constante	Lineal	Exponencial	Valor constante	Lineal
1	✓			✓	
2		✓			✓
3			✓		✓

2.2 Análisis de resultados

En una etapa previa, se eliminaron los casos que presentaron traslape entre ranuras. Las posiciones de las ranuras eliminadas fueron: primera ranura = 3 y 3.5 mm, segunda ranura = 4.5, 5, 5.5 y 6 mm, y

tercera ranura = 7.5, 8, 8.5 y 9 mm. Posteriormente, se definieron los parámetros para evaluar el funcionamiento de la antena. Dichos parámetros son:

- SWR: La razón de onda estacionaria comprueba la eficiencia de la antena, ya que se define como la relación de potencia aplicada contra la potencia entregada al tejido. Un valor de 1 indica que la energía electromagnética emitida por el sistema de microondas es la misma que recibe el tejido [22]. Este parámetro se tomó como criterio de exclusión en el proceso de optimización de la antena para eliminar los diseños de antena que generaran un valor de SWR mayores a 1.5.
- Temperaturas máximas alcanzadas: Estas deben encontrarse dentro, o lo más cercano, al rango de las temperaturas ablativas (60°C-100°C) [23].
- Área de calentamiento: Representa el área del tejido que ha alcanzado las temperaturas ablativas. Es conveniente cubrir más de 2 cm² para cubrir una mayor parte del tumor óseo [24].

Las antenas cuyos resultados se encontraron fuera del rango de valores no fueron consideradas como óptimas. Por lo tanto, únicamente se analizaron aquellas antenas que presentaron un buen acoplamiento con el sistema de MW.

3. Resultados y Discusión

3.1 Optimización de la antena microcoaxial de 3 ranuras

Tabla 4: Peores y mejores casos obtenidos en el proceso de optimización la antena propuesta.

Peores casos					
Configuración	Longitud de antena (mm)	Ubicación de ranuras (mm)	SWR	Temperatura máxima (°C)	Área de calentamiento (cm ²)
1	100	1.5, 7, 9	1.4748	95.1003	1.0070
2	100	1.5, 7, 9	1.3122	105.4717	1.7895
3	100	1.5, 7, 9	1.3122	115.8155	1.9025
Mejores casos					
Configuración	Longitud de antena (mm)	Ubicación de ranuras (mm)	SWR	Temperatura máxima (°C)	Área de calentamiento (cm ²)
1	80	1.5, 5.5, 8	1.1238	100.5677	1.0993
	120	1.5, 5.5, 8	1.1293	100.5371	1.0993
2	70	1.5, 5.5, 8	1.0495	113.0021	1.9650
	120	1.5, 5.5, 8	1.0651	112.9687	1.9650
3	80	1.5, 6.5, 9	1.1942	112.8182	1.9427
	120	1.5, 5.5, 8	1.0651	124.7231	2.1152

En el proceso de optimización de la antena propuesta y después de discriminar aquellos resultados que no cumplían los rangos establecidos en el análisis de resultados se generaron un total de 360 simulaciones. Del total de simulaciones se escogieron los peores y mejores casos (Tabla 4). Los peores casos se caracterizaron por tener valores de SWR mayores a 1.3 y áreas de calentamiento menores a 1.9 cm². Los mejores casos son aquellos que tienen valores de SWR menores a 1.2 y áreas de calentamiento entre 1.09-2.2 cm². En los mejores casos utilizando la configuración 1 (valores constantes), se logran valores de SWR mayores (1.1238) en comparación con las configuraciones 2 y 3 (valores

termodependientes). En este caso, aunque se logra ablación, el área de calentamiento fue menor a 1.1 cm^2 . Por otro lado, para la configuración 2, los valores de SWR son menores a 1.1, con temperaturas alcanzadas entre 112°C - 114°C y áreas de calentamiento de 1.9650 cm^2 . Para la configuración 3, el SWR es menor a 1.1 para una longitud de antena de 120 mm, lo cual indica un mejor acoplamiento de la antena. La temperatura alcanza los 124°C con un área de calentamiento de 2.11 cm^2 ; lo que la hace la mejor opción, por tener mayor área en comparación con las demás configuraciones. Este comportamiento indica que el acoplamiento de la antena se modifica en función del cambio que pueden sufrir las propiedades de los tejidos debido a la temperatura. Se observó que el acoplamiento de la antena mejora al utilizar la dependencia térmica de las propiedades de los tejidos.

La Fig. 2 muestra los peores y mejores casos para cada configuración con parámetros similares (longitud de antena y ubicación de ranuras). En los peores casos se observa que la forma de gota de agua invade el músculo. Mientras que los mejores casos la gota de agua se encuentra más enfocada en el hueso. En las configuraciones 1 (valores constantes) y 2 (valores termodependientes) se observa la concentración de energía y potencia en las ranuras. Por el contrario, en la configuración 3 (valores termodependientes) se muestra una concentración de energía uniforme en los tejidos. Por otra parte, se calculó el porcentaje de variación entre las 3 configuraciones de los mejores casos mostrados de la Fig. 2. Para la configuración 2 se obtuvo una temperatura máxima 12.36% más alta y un área de calentamiento 78.75% más grande en comparación con la configuración 1. Mientras que para la configuración 3 se obtuvo una temperatura máxima 24.5% más alta y un área de calentamiento 92.41% más grande con respecto a la configuración 1.

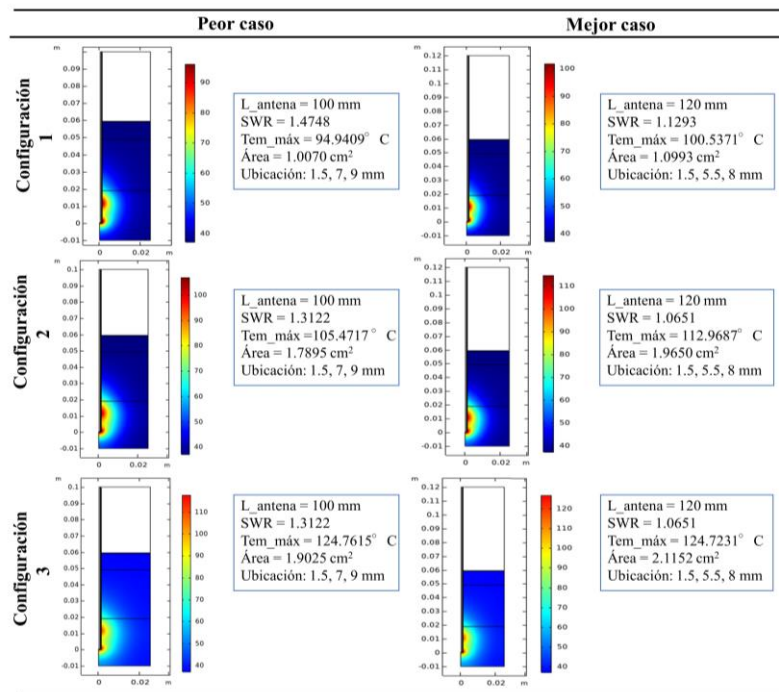


Fig. 2: Peores y mejores casos de la antena de acuerdo con la temperatura máxima generada por la misma.

4. Conclusión

De acuerdo con los resultados, los mejores casos de las antenas fueron obtenidos con una longitud de antena de 120 mm y ubicación de ranuras: 1.5, 5.5, 8 mm. De los porcentajes de variación entre configuraciones se concluye que las temperaturas máximas al utilizar la configuración 1 se encuentran aproximadas al rango ablativo. En las configuraciones 2 y 3 (dependencia térmica), se alcanzaron temperaturas máximas de entre 112°C-125°C. El área de calentamiento utilizando la configuración 1 nos indica que sólo se cubren áreas menores de 1.1 cm². En cambio, cuando se utilizan las configuraciones 2 y 3, el área de calentamiento puede ser de hasta 2.2 cm², lo cual cubre el área menor de un tumor óseo. De lo anterior se concluye que utilizar la dependencia térmica en el diseño de las antenas es recomendable. Esto debido a que, no sólo se muestran diferencias en los parámetros evaluados (SWR, temperaturas y volúmenes de tejido en ablación), sino que se observa una mejor dispersión de temperatura; en especial cuando se utiliza la configuración 3 donde la dispersión de temperatura podría considerarse como una aproximación a un escenario real. Aunque en dicha configuración se alcanzan temperaturas máximas de hasta 125°C, esta puede regularse al disminuir la potencia o el tiempo de aplicación. Como trabajo futuro se pretende construir esta antena y realizar pruebas experimentales para así evaluar el comportamiento de la antena diseñada.

Declaración de conflictos de interés

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés para este trabajo.

Referencias

- [1] A. C. Society, “Cáncer de hueso,” *Cáncer*, 2018. [Online]. Available at: <https://www.cancer.org/es/cancer/cancer-de-hueso/acerca.html>.
- [2] R. W. Y. Habash, R. Bansal, D. Krewski, and T. Alha, “Terapia térmica , Parte III : Técnicas de Ablación,” vol. 35, pp. 37–121, 2007.
- [3] K. I. Ringe, M. Panzica, and C. von Falck, “Thermoablation of Bone Tumors TT - Thermoablation von Knochentumoren,” *Fortschr Röntgenstr*, vol. 188, no. 06, pp. 539–550, 2016, doi: 10.1055/s-0042-100477.
- [4] F. Valdés, “Microwave ablation : state-of-the-art review,” *Onco. Targets. Ther.*, vol. 8, pp. 1627–1633, 2015.
- [5] C. L. Brace, “Radiofrequency and Microwave Ablation of the Liver, Lung, Kidney, and Bone: What Are the Differences?,” *Curr. Probl. Diagn. Radiol.*, vol. 38, no. 3, pp. 135–143, 2009, doi: 10.1067/j.cpradiol.2007.10.001.
- [6] F. Lujan, B. Pinilla, J. Gutierrez-Martinez, A. Vera-Hernandez, L. Leija, and C. J. Trujillo-Romero, “Theoretical model of MW antennas to treat bone tumors: One slot and one slot choked antennas,” *2017 14th Int. Conf. Electr. Eng. Comput. Sci. Autom. Control. CCE 2017*, 2017, doi: 10.1109/ICEEE.2017.8108845.
- [7] B. C. J. Trujillo-Romero, Pinilla, F. Luján, and L. Leija, “Antenas Micro-Coaxiales de Doble Ranura y Doble Ranura con Recubrimiento Para Tratar Tumores Óseos : Modelado Teórico .,” *Congreso Nac. Ing. Biomédica-CNIB2017*, pp. 3–6, 2017.
- [8] C. Rossmanna and D. Haemmerich, “Review of temperature dependence of thermal properties, dielectric properties, and perfusion of biological tissues at hyperthermic and ablation temperatures,” *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 6, pp. 467–92, 2014, [Online]. Available at: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4859435>.

- [9] C. J. Trujillo-Romero, G. Rico-Martínez, L. Leija-Salas, A. Vera-Hernández, and J. Gutiérrez-Martínez., “Antena Micro-coaxial de una Ranura para Ablación Térmica de Tumores Óseos: Evaluación Experimental,” *VIII Congr. Int. Investig. en Rehabil.*, 2017.
- [10] AMAWAVE, "UT-085C," 2019. Available at: amawave.com/ut-085c.aspx.
- [11] N. R. Kresz, “Laser methods for deposition of Teflon thin films and modification of Teflon’s adhesion properties,” PhD thesis, Dept. of Op. and Quantum Electron., Szeged Univ., Hungary, Europe, 2007.
- [12] C. L. Brace, “Microwave Ablation Technology: What Every User Should Know,” *Curr. Probl. Diagn. Radiol.*, vol. 38, no. 2, pp. 61–67, 2009, doi: 10.1067/j.cpradiol.2007.08.011.
- [13] C. C.-R. ´ On´ et al., “Use of the perfect electric conductor boundary conditions to discretize a diffractor in FDTD/PML environment,” *Rev. Mex. Física*, vol. 61, pp. 344–350, 2015.
- [14] J.M.M. Pantoja, 2002. Ingeniería de Microondas: Técnicas Experimentales, Prentice Práctica Series. Pearson Educación
- [15] M. M. Paulides et al., “Simulation techniques in hyperthermia treatment planning,” *Int. J. Hyperth.*, vol. 29, no. 4, pp. 346–357, 2013, doi: 10.3109/02656736.2013.790092.
- [16] E. J. Berjano, “Theoretical modeling for radiofrequency ablation: State-of-the-art and challenges for the future,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 5, no. 24, pp. 1–18, 2006, doi: 10.1186/1475-925X-5-24.
- [17] M. Cepeda, A. Vera, L. Leija, and E. Ávila-Navarro, “Análisis De Un Aplicador De Microondas Para Hipertermia,” *Academia.Edu*, no. 1, pp. 4–7, 2009, [Online]. Available at: <http://www.academia.edu/download/31087506/ursi2009V5ok1241857034.pdf>.
- [18] T. Wessapan, S. Srisawatdhisukul, and P. Rattanadecho, “The effects of dielectric shield on specific absorption rate and heat transfer in the human body exposed to leakage microwave energy,” *Int. Commun. Heat Mass Transf.*, vol. 38, no. 2, pp. 255–262, 2011, doi: 10.1016/j.icheatmasstransfer.2010.12.004.
- [19] A. E. Elizondo, “Modelos Eléctricos Aproximados de Tejido Humano para Análisis de Respuesta ante Influencia de Ondas Electromagnéticas a Distintas Frecuencias,” *Cienc. y Tecnol.*, vol. 1, no. 14, pp. 49–62, 2014, doi: 10.18682/cyt.v1i14.190.
- [20] J. Jarrard, B. Wizeman, R. H. Brown, and W. Mitzner, “A theoretical model of the application of RF energy to the airway wall and its experimental validation,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 9, no. 81, pp. 1–18, 2010.
- [21] R. E. Dodde, A. Arbor, S. F. Miller, J. D. Geiger, A. Arbor, and A. J. Shih, “Thermal-Electric Finite Element Analysis and Experimental,” *J. Manuf. Sci. Eng.*, vol. 130, no. April, pp. 1–8, 2008, doi: 10.1115/1.2902858.
- [22] I. Sánchez, “TEMA 4: MEDIOS DE TRANSMISIÓN Y PROPAGACIÓN DE ONDAS.”, 2009.
- [23] P. S. Yarmolenko and D. Ph, “Thresholds of thermal damage and thermal dose models.”
- [24] A. Aboulafia and L. R. Ramos Pascual, “Tumores Óseos Malignos,” *Monografías AAOS - SECOT*, p. 82, 2014.