

Micro-Coaxial Slot Antenna to Treat Bone Tumors by Thermal Ablation: Theoretical and Experimental Evaluation

C.J. Trujillo, *Member IEEE*, G. Rico, L. Leija, A. Vera and J. Gutiérrez, *Member IEEE*.

Abstract—According to the American Cancer Society the number of patients with bone tumors is growing up. The extremities of the long bones are the most affected by this disease. The common treatments are surgery (amputation), radio and chemotherapy. However, their high cost and side-effects show the necessity of new treatments. These should not only eradicate the tumor but also offer a major control over the treated area. In this sense, the microwave ablation plays an important role. A micro-coaxial slot antenna to generated thermal ablation in bone tumors is proposed. The antenna was modeled, constructed and evaluated in pig tissue. A parametric study to evaluate the effect of the blood perfusion in the thermal distributions was done. Values of bone blood perfusion among 30-1171 ml/min/kg were included in this study. Subsequently, temperature profiles and thermal distributions generated in pig bones were obtained and compared with those obtained in the model. This evaluation shows a high level of concordance; in the best cases, a difference between simulation and measurement of 0.13°C-3.83°C and 0.08°C-0.41°C was found. This study corroborates the efficiency of the models to predict the antenna behavior and the efficiency of the proposed antenna to generated thermal ablation in bone tissue.

Index Terms— blood perfusion, bone tumors, finite element models, microwave thermal ablation, slot antenna.

I. INTRODUCTION

LA Sociedad Americana contra el Cáncer estima que un 47% de los tumores óseos diagnosticados en 2017 serán considerados como mortales [1]. La población más afectada se encuentra entre los 10 y los 40 años de edad lo cual representa una amplia población en edad económicamente activa [2]. Los tumores óseos se desarrollan frecuentemente en las extremidades de los huesos largos, como el fémur y la tibia. Los tratamientos comunes son la cirugía, la radio y la quimioterapia [3]. La cirugía, en la mayoría de los casos, consiste en la amputación del miembro afectado.

C.J. Trujillo, Instituto Nacional de Rehabilitación, Ciudad de México, México, (e-mail: cjtrujillo@inr.gob.mx).

G. Rico, Instituto Nacional de Rehabilitación, Ciudad de México, México, (e-mail: grico@inr.gob.mx).

L. Leija, CINVESTAV-IPN, Ciudad de México, México, (e-mail: lleija@cinvestav.mx).

A. Vera, CINVESTAV-IPN, Ciudad de México, México, arvera@cinvestav.mx

J. Gutiérrez, Instituto Nacional de Rehabilitación, Ciudad de México, México, (e-mail: jgutierrez@inr.gob.mx).

Por otro lado, la radio y la quimioterapia presentan diversos efectos secundarios (nauseas, pérdida de cabello, desarrollo de un segundo cáncer, etc.) [4]. Estos efectos son causados debido a que tanto la radio como la quimioterapia afectan por igual a células sanas y tumorales. Además, se ha observado que la quimioterapia no presenta buenos resultados en la mayoría de los tumores óseos tratados [4]. Esto muestra la necesidad de proponer nuevas alternativas de tratamiento que tengan un mayor control del área tratada (mayor especificidad) y que ayuden a erradicar el tumor. En este sentido, las terapias térmicas son consideradas una opción muy prometedora.

Ablación térmica por microondas (MW)

La ablación por MW genera necrosis coagulativa de las células [5]. El calentamiento de las células se debe a la deposición de la energía electromagnética (EM) generada por una antena insertada sobre el tumor [6]. Temperaturas alrededor de 42°C (hipertermia) hacen que las células sean más sensibles a la radioterapia, además de generar daño celular irreversible (al aplicarlas por ~60 min.) [7]. Temperaturas entre los 60°C-100°C producen ablación, la cual destruye a las células tumorales al quemarlas [8]. Temperaturas mayores a 100°C causan vaporización y carbonización del tejido [9]. La ablación por MW es comúnmente empleada en cáncer de hígado [10]–[12]. Sin embargo, el interés por tratar tumores óseos ha ido en aumento. De hecho, esta ha sido nombrada la técnica más prometedora para su tratamiento; ya que las MW penetran más fácilmente en el tejido óseo [12], [13]. Las antenas micro-coaxiales de ranura son las más comunes debido a su bajo costo y fácil construcción [6]. El objetivo de la ranura es focalizar el calentamiento en el tumor y evitar daño del tejido sano circundante [5]; proporcionando un mayor control sobre el área de tratamiento. Estas antenas trabajan a 2.45GHz (frecuencia de uso médico). Generalmente, las antenas diseñadas para tratar tejido blando han sido utilizadas en el tratamiento de tumores óseos [13]–[16]; utilizar estas antenas en el tratamiento de tumores óseos implica utilizar niveles de potencia más altos para alcanzar las temperaturas terapéuticas deseadas [17]. Esto muestra la necesidad de diseñar antenas de uso específico para este tipo de tumores.

Por otro lado, uno de los principales retos de las terapias térmicas es el desarrollo de sistemas planeadores de tratamientos que ayuden a la correcta predicción de éstos. Estos sistemas se basan en modelos EM y térmicos. Los modelos EM están bien validados; sin embargo, este no es el

caso de los modelos térmicos [18]. Esto debido a la poca información sobre la dependencia térmica de las propiedades de los tejidos; como es el caso de la perfusión sanguínea [19]–[21]. El objetivo de este trabajo es proponer y evaluar una antena para ablación por MW en tejido óseo; así como evaluar el uso del modelado para predecir su comportamiento. Para lograr este objetivo, primero se realizó un estudio sobre el efecto de la perfusión sanguínea en las temperaturas generadas por la antena. Posteriormente, se realizó experimentación en tejido de cerdo y se evaluó la similitud entre resultados teóricos y experimentales.

II. METODOLOGÍA

A. Diseño de la antena micro-coaxial de una ranura

Para tener un mayor control sobre el área a ser tratada es necesario focalizar la energía EM y como consecuencia el calentamiento. Para lograr este objetivo, se eligió una antena micro-coaxial de una ranura. El objetivo de la ranura es guiar la energía EM al tumor y evitar el daño del tejido sano. La posición de la ranura se calculó en base a la longitud de onda efectiva, descrita por (1), [10].

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

dónde C es la velocidad de la luz en el espacio libre (m/s), f la frecuencia de trabajo (2.45 GHz), y ϵ_r la permitividad relativa ($\epsilon_{r_hueso} = 18.54$). Se consideró hueso esponjoso ya que los tumores óseos crecen principalmente en las extremidades de los huesos largos; las cuales están compuestas principalmente de este tejido. Debido al tamaño de dichas extremidades, se propuso una antena de 70 mm, para evitar pérdidas de potencia al insertar sólo una pequeña parte de esta al hueso; además de facilitar su uso. La ranura fue ubicada a $\lambda_{eff}/8 = 3.55$ mm para lograr la deposición de energía cerca de la punta distal de la antena [11]. Se propuso una ranura de 1 mm para lograr mayor focalización, debido a que el campo eléctrico es más fuerte cerca de esta [10]. La Fig. 1 muestra el esquema de la antena.

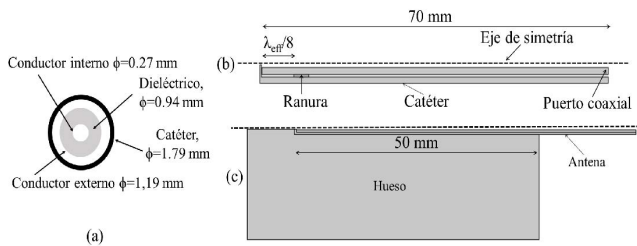


Fig. 1. Geometría de la antena propuesta y modelo axi-simétrico para evaluar la ablación en tejido óseo. a) sección transversal de la antena, b) antena de una ranura, c) geometría utilizada para evaluar la antena de una ranura en tejido óseo.

B. Modelado paramétrico: perfusión sanguínea

Las simulaciones EM y térmicas se resolvieron mediante el método del elemento finito, utilizando COMSOL-Multiphysics (v4.4, COMSOL Inc., USA). Los modelos EM

se realizaron en el dominio de la frecuencia (2.45GHz) y los térmicos en el dominio dependiente del tiempo (10 minutos). Aprovechando la simetría de la antena se generó un modelo 2D axi-simétrico (Ver Fig. 1). El modelo está formado por una sección rectangular que representa al hueso, la antena diseñada y un catéter en el cual se encapsula la antena para evitar que ésta se adhiera al tejido quemado. La antena fue diseñada en cable micro-coaxial; por lo tanto, la ranura se colocó sobre el conductor externo, a manera de anillo (Ver Fig. 1). La antena se insertó 50 mm en el hueso.

Modelos electromagnéticos (EM)

Se calculó la tasa de absorción específica (SAR, Specific Absorption Rate); la cual representa el campo EM depositado por unidad de masa de tejido (W/kg). Es decir, la cantidad de energía absorbida por el tejido. La SAR esta descrita por (2), [11]

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

dónde σ (S/m) es la conductividad del tejido, ρ (kg/m³) la densidad y E la amplitud del campo eléctrico generado por la antena. En los modelos, la ranura se definió como aire, los contornos de la antena como conductores eléctricos perfectos y el contorno de excitación como puerto coaxial alimentado con 10 W. Los contornos del hueso se definieron como condición de contorno de difracción, para asegurar que las ondas EM pasaran sin ninguna reflexión. Los resultados obtenidos se utilizaron como entrada en los modelos térmicos.

Modelos térmicos

La ecuación de Biocalentamiento es la más común para modelar la transferencia de calor en un tejido; ésta toma en cuenta el impacto de la perfusión sanguínea de los tejidos y está descrita por (3), [22].

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

dónde c (J/kg/K) es el calor específico, ρ (Kg/m³) la densidad, k (W/m/K) la conductividad térmica, C_b (J/kg/K) el calor específico de la sangre, W (kg/m³/s) la perfusión sanguínea, T_b (K) la temperatura de la sangre, Q (W/m³) la tasa de calor generada por el metabolismo y SAR (W/kg) la tasa de absorción específica generada por la antena. La Tabla I describe las propiedades dieléctricas y térmicas utilizadas en el modelado. En este estudio no se consideró la tasa de calor generada por el metabolismo. Sin embargo, se realizó un estudio paramétrico para observar el efecto de la perfusión sanguínea sobre las temperaturas alcanzadas. La perfusión es un parámetro termo-dependiente que juega un papel importante en las distribuciones de temperatura generadas en el tejido. Sin embargo, hasta el día de hoy, hay pocos estudios que modelen su comportamiento; sobre todo en ablación térmica en tejido óseo. Este análisis pretende evaluar la importancia de este parámetro para predecir el comportamiento de la antena mediante el modelado. Se tomó

como base el valor constante de la perfusión del hueso, reportado en la literatura (30 ml/min/kg). Partiendo de este dato, se implementó un barrido con incrementos de 57 ml/min/kg, hasta llegar a una perfusión de 1171 ml/min/kg. Posteriormente, los resultados fueron analizados y comparados con lo obtenido de manera experimental.

TABLA I.
PROPIEDADES DIELECTRICAS Y TÉRMICAS UTILIZADAS EN EL MODELADO EM Y TÉRMICO.

Propiedad	Valor
Conductividad eléctrica del hueso	0.805 (S/m)
Conductividad térmica del hueso	0.31 (W/m*K)
Densidad del hueso	1908 (kg/m ³)
Densidad de la sangre	1060 (kg/m ³)
Calor específico de la sangre	3700 (J/kg*K)
Calor específico del hueso	1313 (J/kg*K)
ϵ_r del dieléctrico	2.03
ϵ_r del catéter	2.60
ϵ_r del hueso	18.548

C. Construcción de la antena

La antena se construyó en cable de cobre semi-rígido, UT-047 (1.19 mm) con 50 Ω de impedancia; se utilizó un conector SMA con la misma impedancia. La ranura de la antena se realizó mediante un proceso químico con cloruro férrico.

D. Experimentación en tejido de cerdo

Se eligió tejido de cerdo (fémur) para realizar esta evaluación, ya que las propiedades dieléctricas de este tejido son similares a las de los tejidos humanos. Para generar las MW se utilizó el generador y amplificador ISYS245 (Emblation Microwave, USA); con una frecuencia de trabajo de 2.45 GHz. Por otro lado, los perfiles de temperatura, generados en puntos específicos del hueso, se registraron mediante cuatro sensores de temperatura y su sistema de adquisición (M3300, Luxtron, USA). La evaluación del efecto terapéutico de la técnica y la efectividad de la antena propuesta se realizó mediante el calentamiento de diferentes fémures de cerdo. Los experimentos se hicieron bajo las mismas condiciones tomadas en cuenta en el modelado (inserción= 50 mm, potencia= 10 W y tiempo= 10 min). La Fig. 2 muestra el montaje experimental utilizado para inducir y medir temperaturas. La temperatura inicial de los huesos fue de 30°C. Para evaluar el comportamiento de la antena se realizaron dos tipos de experimentos.

Calentamiento sobre el eje de inserción de la antena

La antena fue insertada (50 mm) sobre uno de los cóndilos del fémur. Para insertar la antena, se hizo un agujero de 1.2 mm de diámetro con un taladro manual. Las temperaturas fueron registradas por tres sensores; el primero se colocó sobre la ranura; los dos restantes a 1.5 cm y 2.5 cm de la punta de la antena (sobre su propio eje), respectivamente. Los sensores se fijaron a la antena con cinta teflón para evitar que se movieran durante los experimentos. La ubicación de los sensores se describe en la Fig. 2 a).

Distribuciones térmicas

Se utilizó una cámara termografía TI32 (Fluke corporation, USA) para obtener las distribuciones térmicas. Estas imágenes sólo describen calentamiento superficial. Por lo tanto, para obtener las distribuciones al interior del hueso, el fémur de cerdo se partió a la mitad, siguiendo la línea media del eje largo del hueso (ver Fig. 2). La antena y cuatro sensores de temperatura se colocaron entre ambas piezas, las cuales se unieron nuevamente con cinchos plásticos para garantizar que no se movieran durante el experimento. El primer sensor de temperatura se colocó sobre la ranura; el resto se colocó a 0.7 cm, 1.4 cm y 2.0 cm de ésta, respectivamente. Después de 10 minutos, la antena y los sensores se retiraron, se cortaron los cinchos de sujeción y se tomó la imagen térmica a ambas secciones del fémur. Debido a las pérdidas de calor que se producen desde el momento en que se apaga el equipo hasta que se toma la imagen, estas distribuciones sólo son un patrón de referencia. Los sensores registraron las temperaturas reales alcanzadas. La ubicación de los sensores se muestra en la Fig. 2 a). La Fig. 2 b) muestra la antena de una ranura construida en cable coaxial semi-rígido. La antena se construyó con las dimensiones obtenidas en la etapa de diseño.

Evaluación

Un análisis del estudio paramétrico y una comparación entre lo obtenido en el modelado y la experimentación fueron hechos. Se analizaron las temperaturas alcanzadas, áreas de calentamiento y la similitud entre temperaturas y patrones de distribución generados en el modelado y la experimentación.

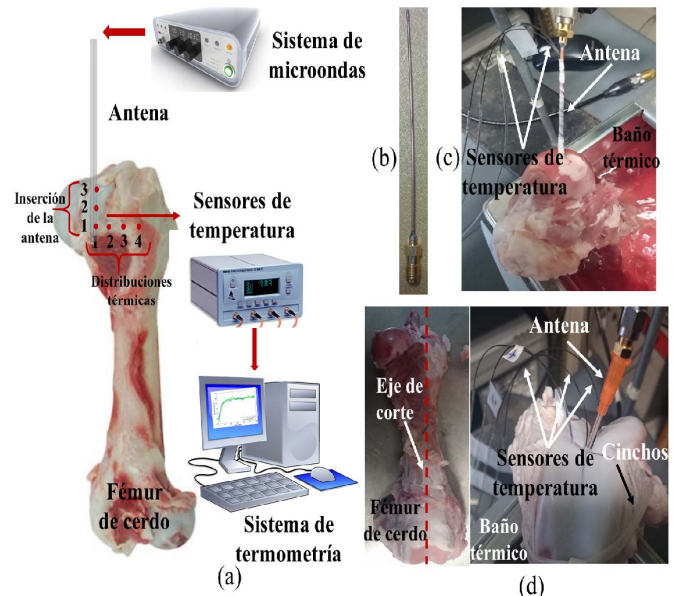


Fig. 2. Montaje experimental utilizado para la evaluación experimental de la antena. a) esquema del sistema de MW y termometría, b) antena de una ranura construida, c) montaje para la evaluación de la inserción de la antena, d) montaje para medir las distribuciones térmicas generadas por la antena.

III. RESULTADOS

A. Modelado paramétrico: perfusión sanguínea

La Fig. 3 a) muestra las áreas de tejido óseo a temperaturas terapéuticas y las temperaturas máximas (T_{max}) alcanzadas en función de la perfusión sanguínea. Tejido óseo a temperaturas de hipertermia ($>42^{\circ}\text{C}$) y ablación ($>60^{\circ}\text{C}$) fue analizado. Se observa que las T_{max} alcanzadas se obtienen con los valores de perfusión sanguínea más bajos. Incluso, 30 ml/min/kg (perfusión constante del hueso) generan la temperatura máxima alcanzada en todo el estudio ($\sim 160^{\circ}\text{C}$) con un área de tejido óseo a temperaturas superiores a 60°C (ablación) de 2.71 cm^2 (10 min) y 4.78 cm^2 (20 min) y de hasta 11.13 (20 min) de tejido óseo a temperaturas superiores a 42°C (hipertermia). Valores de perfusión sanguínea superiores a 400 ml/min/kg generan temperaturas de $\sim 100^{\circ}\text{C}$. Sin embargo, estos mismos valores generan una menor área de calentamiento ($< 0.50\text{ cm}^2$). Además, a esos niveles de perfusión, incrementar el tiempo de tratamiento no es una opción, ya que las áreas obtenidas son las mismas durante 10 y 20 min. La Fig. 3 b) muestra el efecto de la perfusión sanguínea sobre los isotermas de los patrones de temperatura generados por la antena. Se muestran cuatro escenarios; los cuales corresponden a 30, 200, 600 y 1171 ml/min/kg , respectivamente. Se observa que, al aumentar la perfusión, la T_{max} y el área de tejido bajo tratamiento disminuyen. En este caso, una perfusión de 200 ml/min/kg generó resultados más parecidos a los obtenidos en la evaluación experimental; con áreas de calentamiento de aproximadamente 1 cm^2 para ablación y 3 cm^2 para hipertermia.

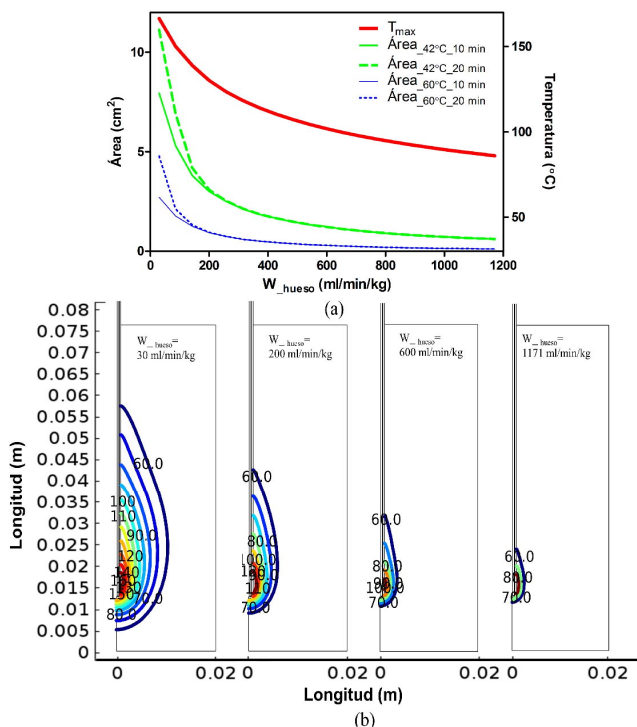


Fig 3. Análisis del estudio paramétrico. a) áreas de tejido a temperaturas de hipertermia ($>42^{\circ}\text{C}$), ablación térmica ($>60^{\circ}\text{C}$) y T_{max} en función de la perfusión sanguínea, b) isotermas generados en función de la perfusión sanguínea.

B. Evaluación teórica vs experimental

Calentamiento sobre el eje de inserción de la antena

La Fig. 4 muestra los perfiles de temperatura obtenidos sobre el eje de inserción de la antena. La línea roja representa la temperatura medida sobre la ranura de la antena; mientras, la línea azul y verde representan las temperaturas alcanzadas a 1.5 y 2.5 cm de la punta de la antena, respectivamente. Las líneas continuas son las temperaturas obtenidas en la evaluación experimental; mientras las líneas punteadas describen los perfiles obtenidos en el modelado. La evaluación experimental mostró incrementos de temperatura de 69.77°C , 62.31°C y 44.71°C , en cada sensor. La temperatura más alta la registró el sensor ubicado en la ranura ($\sim 100^{\circ}\text{C}$). El sensor a 1.5 cm registro una $T_{max} = 92.31^{\circ}\text{C}$, mientras la T_{max} a 2.5 cm fue de 74.71°C . Todas las temperaturas alcanzadas se encontraron en el rango terapéutico (60°C - 100°C). Por otro lado, analizando los resultados teóricos, una perfusión de 200 ml/min/kg mostró un alto grado de similitud entre lo medido y lo simulado. La máxima discrepancia se dio en las temperaturas registradas sobre la ranura de la antena. Durante los 10 min de experimento la diferencia de temperaturas se ubica en el rango de 0.79°C - 11.70°C para el sensor sobre la ranura; los sensores a 1.5 cm y 2.5 cm tuvieron una variación entre 0.20°C - 3.50°C y 0.14°C - 8.60°C , respectivamente. En la Fig. 4 se observa que, durante los primeros minutos, los perfiles medidos y simulados incrementan de la misma manera; la diferencia máxima se da una vez que el tejido alcanza temperaturas superiores a 60°C . Sin embargo, se puede decir que ambos perfiles presentan un comportamiento muy similar.

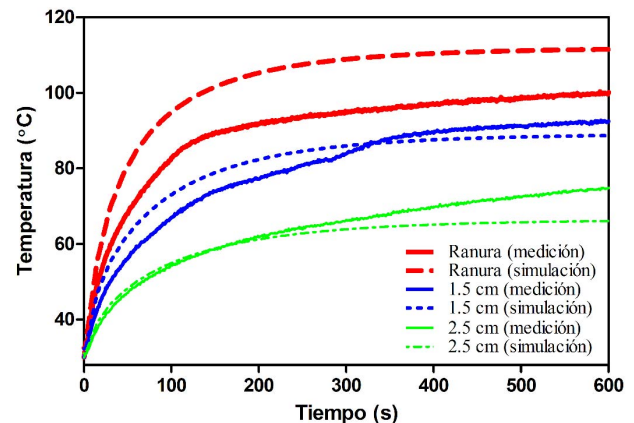


Fig. 4. Perfiles de temperatura generados por la antena de una ranura sobre el eje de inserción.

Distribuciones térmicas

La Fig. 5 muestra perfiles de temperatura y distribuciones térmicas generadas por la antena micro-coaxial de una ranura. Comparando los perfiles de temperatura (simulación vs experimentación), nuevamente se observa que el sensor sobre la ranura presenta la máxima diferencia (0.76°C - 22.50°C). Las temperaturas registradas por el sensor ubicado a 0.7 cm mostraron un comportamiento muy similar; con variaciones entre 0.12°C - 1.64°C . El sensor a 1.4 cm mostró una variación entre 0.13°C - 3.83°C . Finalmente, a 2.0 cm la diferencia fue

entre 0.08°C-0.41°C. Las temperaturas analizadas tienden a seguir el mismo comportamiento (simulación y medición). En este caso, únicamente el sensor ubicado sobre la ranura presentó una gran variación; sin embargo, dicha variación se dio una vez que el tejido alcanzó los 60°C, temperatura a la cual el tejido tiende a perder todas sus propiedades y está poco estudiado. Por otro lado, las imágenes térmicas muestran que el patrón térmico obtenido en el modelado es muy similar al obtenido en la experimentación. En ambos casos se observa una región de máxima concentración de temperatura (cerca de la ranura) y esta va disminuyendo en función de la distancia. De igual forma, se observa la simetría del patrón generado (Fig. 5 b) y Fig. 5 c)).

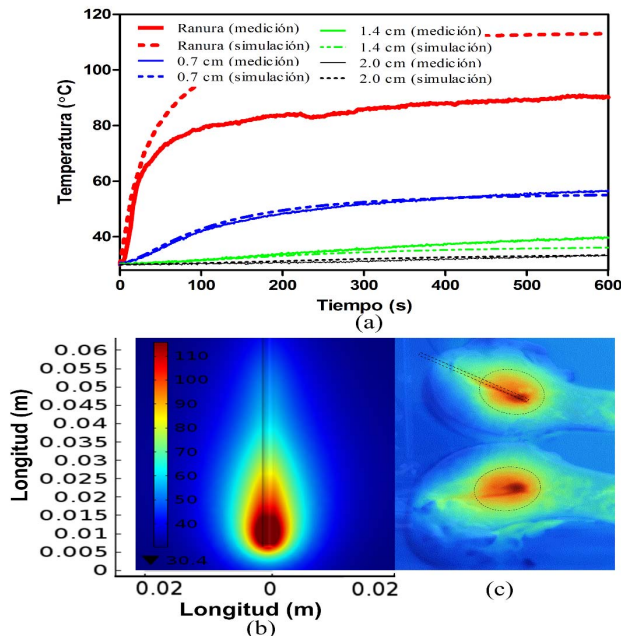


Fig. 5. Perfiles de temperatura y distribuciones térmicas generadas por la antena de una ranura. a) perfiles de temperatura medidos vs simulados en función del tiempo, b) patrón térmico de la antena simulado, c) patrón térmico de la antena obtenido durante la experimentación.

IV. DISCUSIÓN

Durante este estudio, se observó que la perfusión sanguínea es un parámetro que afecta considerablemente los resultados obtenidos durante un tratamiento. Como ya se mencionó, existe muy poca información referente al comportamiento de la perfusión de los tejidos a temperaturas $>50^{\circ}\text{C}$. Esto hace imposible generar modelos térmicos que describan adecuadamente el comportamiento de un tratamiento. Por lo tanto, es necesario desarrollar estudios en los cuales se realicen evaluaciones teóricas y experimentales que permitan evaluar de qué forma se pueden generar modelos que representen o ayuden a predecir el comportamiento real de una antena al tratar tejido. El estudio paramétrico aquí presentado es una primera aproximación para definir cuál debe de ser el valor base para generar modelos termo-dependientes de perfusión sanguínea en hueso. Como se observa en los resultados obtenidos, el valor de perfusión sanguínea del hueso reportado en la literatura (30 ml/min/kg) generó

temperaturas (modelo) de hasta 150°C ; lo cual no ocurrió en la evaluación experimental (temperaturas máximas de $\sim 100^{\circ}\text{C}$). Esto muestra que dicho modelo no es una predicción de la realidad y que 30 ml/min/kg no pueden ser utilizados en los modelos. Sin embargo, este estudio mostró que una perfusión de 200 ml/min/kg puede ser considerada como un valor base para generar modelos termo-dependientes de la perfusión del hueso. Esto debido a que con esta perfusión se generaron los perfiles de temperatura con una máxima concordancia entre la evaluación teórica y la experimental. La máxima diferencia de temperatura entre ambas evaluaciones se dio en las temperaturas registradas junto a la ranura. Este es el punto en el que se generan las temperaturas más altas. La máxima discrepancia entre temperaturas se dio cuando el tejido óseo alcanza temperaturas $>60^{\circ}\text{C}$. Además, esta discrepancia fue más grande únicamente en el sensor ubicado sobre la ranura de la antena. Por lo tanto, este estudio sugiere que en los modelos termo-dependientes se debe de poner especial atención a estas temperaturas y en las regiones contiguas a la ranura de la antena. El análisis paramétrico mostró que la perfusión sanguínea es un parámetro que debe de ser tomado en cuenta para evaluar cuál será el área de tejido que realmente sufrirá los efectos terapéuticos de la ablación. La Fig. 3 muestra una drástica diferencia entre el tejido que alcanza temperaturas $>60^{\circ}\text{C}$ al utilizar diferentes valores de perfusión sanguínea. Las diferencias entre los resultados teóricos y experimentales también pueden ser causadas por algunos otros factores. Entre estos se encuentra la pérdida de potencia que se produce durante los experimentos; lo cual ocasiona que la potencia real entregada sea diferente en la experimentación y en el modelado. Por otro lado, durante la experimentación es posible que los sensores de temperatura se movieran y que los puntos comparados no reporten la temperatura del mismo punto. Para evitar estos confusores, es necesario tener un mayor control en la etapa experimental y garantizar que el modelo y la experimentación son siempre bajo las mismas condiciones. Es importante mencionar que el diseño de la antena puede ser optimizado para conocer cuáles son las características más adecuadas para lograr nuestro objetivo (posición y longitud de la ranura, longitud de la antena). Por otro lado, de acuerdo a nuestro conocimiento, hasta el día de hoy no se ha realizado estudio alguno en el cual se comparen resultados teóricos y experimentales con el objetivo futuro de realizar sistemas planeadores de tratamiento.

V. CONCLUSIONES

Aunque es necesario realizar una evaluación más completa sobre el comportamiento de la antena diseñada, los resultados obtenidos, muestran que la antena propuesta es capaz de generar ablación térmica en tejido óseo. Los resultados experimentales muestran que la antena genera temperaturas dentro del rango terapéutico de la ablación (60°C - 100°C) únicamente con 10 W aplicados durante 10 min; además de que su comportamiento es repetible. Por otro lado, se observó que la antena genera un patrón de calentamiento uniforme y focalizado cerca de la ranura; lo que garantiza que el tejido sano circundante se verá poco afectado por las temperaturas

alcanzadas. En cuanto al modelado, se observó que una perfusión de 200 ml/min/kg genera un alto grado de concordancia entre la evaluación teórica y la experimental. La diferencia máxima fue de aproximadamente 20°C, cerca de la ranura; mientras que el resto de los sensores mostró un comportamiento muy similar entre lo experimental y lo simulado, con diferencias de sólo 0.13°C en el mejor de los casos. Aunque sigue habiendo discrepancia entre ambos resultados, estos son más evidentes en el sensor sobre la ranura de la antena. Por lo tanto, esta se considera una buena primera aproximación que nos ayuda a decir que los modelos generados pueden llegar a predecir de manera efectiva los resultados de una terapia de ablación por MW y que estos pueden ser útiles para la planeación pre-tratamiento.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agraden al M. en C. José Hugo Zepeda Peralta por su contribución técnica en el desarrollo de las pruebas experimentales y en la construcción de la antena.

REFERENCIAS

- [1] American Cancer Society, "Treating Bone Cancer," 2017. [Online]. Available: <https://www.cancer.org/cancer/bone-cancer/treating.html>.
- [2] . Asociación Mexicana de Lucha Contra el Cáncer, "Osteosarcoma: el cáncer de hueso más común de la edad pediátrica," *Rayuela Rev. Iberoamericana Sobre Niñez y Juv. en Lucha por sus Derechos.*, pp. 215–222, 2013.
- [3] S. J. Scott *et al.*, "Approaches for modelling interstitial ultrasound ablation of tumours within or adjacent to bone: Theoretical and experimental evaluations," *Int. J. Hyperthermia*, vol. 6736, no. 7, pp. 629–642, 2013.
- [4] American Cancer Society, "Guía Detallada Del Cáncer De Hueso," 2015. [Online]. Available: <http://www.cancer.org/espanol/cancer/cancerdehuesos/index>. [Accessed: 26-Oct-2016].
- [5] A. Karampatzakis, S. Kühn, G. Tsanidis, E. Neufeld, T. Samaras, and N. Kuster, "Heating characteristics of antenna arrays used in microwave ablation: A theoretical parametric study," *Comput. Biol. Med.*, vol. 43, no. 10, pp. 1321–1327, 2013.
- [6] M. T. Treatments, B. D. Levine, S. V. Bukata, and S. Genshaft, "Percutaneous Image-Guided Musculoskeletal Tumor Treatments," *AJR Am J Roentgenol.*, no. September, pp. 517–525, 2016.
- [7] R. W. Y. Habash, R. Bansal, D. Krewski, and H. T. Alhafid, "Thermal therapy, part 2: hyperthermia techniques," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 34, no. 6, pp. 491–542, 2006.
- [8] R. W. Y. Habash, R. Bansal, D. Krewski, and T. Ha, "Thermal Therapy, Part III: Ablation," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 35, pp. 37–121, 2007.
- [9] O. K. Cho, "Essential Techniques for Successful Radio-frequency Thermal Ablation of Malignant Hepatic Tumors," *Radiographics*, pp. 17–35, 2001.
- [10] P. Keangin, P. Rattanadecho, and T. Wessapan, "An analysis of heat transfer in liver tissue during microwave ablation using single and double slot antenna," *Int. Commun. Heat Mass Transf.*, vol. 38, no. 6, pp. 757–766, 2011.
- [11] J. M. Bertram, D. Yang, M. C. Converse, J. G. Webster, and D. M. Mahvi, "Antenna design for microwave hepatic ablation using an axisymmetric electromagnetic model," *Biomed. Eng. Online*, vol. 5, p. 15, 2006.
- [12] 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.
- [13] D. K. Filippidis, S. Tutton, and A. Kelekis, "Percutaneous bone lesion ablation," *Radiol. Medica*, vol. 119, no. 7, pp. 462–469, 2014.
- [14] C. Pusceddu, B. Sotgia, R. M. Fele, and L. Melis, "Treatment of bone metastases with microwave thermal ablation," *J. Vasc. Interv.*

- [15] *Radiol.*, vol. 24, no. 2, pp. 229–233, 2013.
- [16] T. Moser, X. Buy, G. Goyault, C. H. Tok, F. Irani, and a Gangi, "Image-guided ablation of bone tumors: review of current techniques," *J. Radiol.*, vol. 89, no. 4, pp. 461–471, 2008.
- [17] Q. Y. Fan *et al.*, "Microwave ablation of malignant extremity bone tumors," *Springerplus*, pp. 0–5, 2016.
- [18] C. Pusceddu, B. Sotgia, R. M. Fele, and L. Melis, "Treatment of Bone Metastases with Microwave Thermal Ablation," *J. Vasc. Interv. Radiol.*, vol. 24, no. 2, pp. 229–233.
- [19] M. M. Paulides *et al.*, "Simulation techniques in hyperthermia treatment planning," *Int. J. Hyperth.*, vol. 29, no. 4, pp. 346–357, Jun. 2013.
- [20] M. Ahmed, Z. Liu, S. Humphries, and S. N. Goldberg, "Computer modeling of the combined effects of perfusion, electrical conductivity, and thermal conductivity on tissue heating patterns in radiofrequency tumor ablation," *Int. J. Hyperth.*, vol. 24, no. November, pp. 577–588, 2008.
- [21] P. Gas, "Multi-Frequency Analysis for Interstitial Microwave Hyperthermia Using Multi-Slot Coaxial Antenna," *J. Electr. Eng.*, vol. 66, no. 1, pp. 26–33, 2015.
- [22] C. Rossmann 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. 467–492, 2016.
- [23] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *J. Appl. Physiol.*, vol. 85, pp. 5–34, 1948.



Citlalli J. Trujillo Romero was born in Mexico City in 1983. She received the Engineer in Bionic degree from the National Polytechnic Institute, Mexico (IPN) in 2006 and the Ph.D. degree in bioelectronics, from the CINVESTAV-IPN in 2012 (Mexico City).

From 2012–2014 she worked as a post doctor at the hyperthermia unit of the oncological radiation department at the Erasmus-MC Daniel den Hoed in Rotterdam, Netherlands. She worked as a full-time professor at the National Polytechnic Institute, México (IPN) in 2015. Currently, Dr. Trujillo works as a researcher in medical sciences at the National Institute of Rehabilitation in Mexico City. She is a part time professor at the ITESM-Mexico City since 2015. Dr. Trujillo main field of study is the use of EM fields and MW to generate thermal therapies, as well as the development of biological models by the finite element method.



Genaro Rico Martínez was born in Veracruz- México in 1953. He received the surgeon degree in Mexico City from the National Polytechnic Institute (IPN) in 1978. He got a recertification by the Mexican Council of Orthopedics and Traumatology in 2018.

He is a traumatology and orthopedics specialist at the National Institute of Rehabilitation in Mexico City since 1990. He works as a professor at the National Polytechnic Institute (IPN), teaching Orthopedics and Musculoskeletal Tumors. His main field of study is the application of thermal therapies to treat bone tumors.



Lorenzo Leija Salas was born in San Luis Potosi-Mexico in 1953. He received his M.Sc. in Bioelectronics by CINVESTAV-Mexico in 1981 and the Ph.D. degree from the Université de Nancy I, France in 1989.

He has been a researcher in the Bioelectronics Section of the Electrical Engineering Department at CINVESTAV in Mexico City for more than 30 years. His research interests include biomedical instrumentation, medical and biological use of the electromagnetic and ultrasonic radiations.

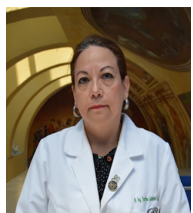
Dr. Leija is member of the National System of Researchers in Mexico, the American Institute of Ultrasound in Medicine and the Mexican Academy of Science.



Arturo Vera Hernandez was born in Mexico City in 1969. He received his M.Sc. in Bioelectronics by CINVESTAV-Mexico in 1995. He received the Ph.D. degree from Institut National Polytechnique de Lorraine-INPL-Nancy, France in 1999.

He is a researcher in the Bioelectronics Section of the Electrical Engineering Department at CINVESTAV in Mexico City since 1999. His research interests include biomedical instrumentation, medical and biological use of the electromagnetic and ultrasonic radiations.

Dr. Vera is member of the National System of Researchers in Mexico.



Josefina Gutierrez Martínez was born in Michoacan-Mexico in 1959, she received the M.Sc. degree in bioelectronics from CINVESTAV in Mexico City in 1992 and the Ph.D. degree in engineering from the National Autonomous University of Mexico in

2002.

She is the head of the Division of research in medical engineering at the National Institute of Rehabilitation in Mexico City since 2015. She started to work at the National Institute of Rehabilitation in 2000, as a vice principal of the Biomedical Engineering department. She created the Sub direction for Technological Research in the same Instituto, in order to develop research and technological innovation projects. Her research field is technology for neurorhabilitation, devices to prevent the disability and medical information systems.

Dr. Gutierrez is member of the National System of Researchers in Mexico and the Mexican Academy of Engineering.