

Prototipo Para Terapia o Ablación de Cáncer Mediante Microondas

R. L. Corral-Bustamante¹, A. Aragonz-Aguirre¹, J. U. Acosta-Arévalo¹, I. E. Parra-Domínguez¹ y A. J. Lam-Bencomo¹

Resumen— El objetivo de este trabajo, consiste en la elaboración de un prototipo piloto con fines oncológicos, tales como el brindar diagnóstico de tumores, terapia mediante microondas y ablación de tumores en órganos como hígado, pulmón, riñón, próstata y mama. El alcance en la actualidad ha sido el diseño de las piezas que integran el prototipo, las cuales se elaboraron en solidworks y se imprimieron en computadora 3D, y ya se diseñan y realizan físicamente los circuitos electrónicos e interfaz para dar funcionalidad al prototipo.

Se hizo uso de software especializado para modelar y simular la terapia de cáncer mediante microondas y la ablación de un tumor en ocho minutos de exposición, con la finalidad de conocer los parámetros precisos para estos fines oncológicos. De ello, se obtuvo, por ejemplo, el campo de temperatura, de radiación y de tasa de absorción (SAR), definida como la relación entre la potencia térmica absorbida y la densidad del tejido dañado, así como, la densidad de fuente de calor de microondas, parámetros clave para una terapia precisa. De esta primera etapa, se concluye que, se ha realizado el trabajo que cumple con las metas y objetivos en el tiempo planeado, lo que nos permitirá continuar con la siguiente etapa de la elaboración del prototipo definitivo.

Palabras claves— Prototipo, Diseño, Diagnóstico, Terapia de Cáncer por Microondas, Ablación, Ecuación de Biocalor

Abstract—The objective of this work consists in the development of a pilot prototype for oncological purposes, such as the diagnosis of tumors, microwave therapy and ablation of tumors in organs such as liver, lung, kidney, prostate and breast. The scope at present has been the design of the pieces that make up the prototype, which were made in solidworks and printed on a 3D computer, and the electronic circuits and interface are already designed and physically made to give functionality to the prototype.

Specialized software was used to model and simulate cancer therapy by means of microwaves and the ablation of a tumor in eight minutes of exposure, in order to know the precise parameters for these oncological purposes. From this, we obtained, for example, the field of temperature, radiation and absorption rate (SAR), defined as the ratio between the thermal power absorbed and the density of the damaged tissue, as well as the density of the heat source of microwaves, key parameters for a precise therapy. From this first stage, it

is concluded that the work that fulfills the goals and objectives in the planned time has been carried out, which will allow us to continue with the next stage of the elaboration of the definitive prototype.

Keywords— Prototype, Design, Diagnosis, Microwave Cancer Therapy, Ablation, Bioheat Equation

I. INTRODUCCIÓN

La elaboración de herramientas de impacto médico en el área de ingeniería mecatrónica, han venido impactando en el sector salud a través del tiempo, y, en las últimas décadas se han incrementado, allegando recursos cada vez más precisos, haciendo uso de automatización y control que permite evitar la exposición a la radiación a que está sujeto un cirujano-oncólogo que realiza esta función en forma manual en la ciudad de Chihuahua. Más aun, redundando en beneficio en pacientes afectados por tumores en órganos. Es por esto, que este trabajo se avoca a elaborar una herramienta que beneficie tanto a expertos que realizan actualmente funciones manuales en materia oncológica, como a pacientes con tejido dañado. Para ello, se ha elaborado un prototipo para diagnóstico de tumores para, posteriormente, elaborar un prototipo para terapia de cáncer mediante microondas o ablación en tumores en órganos [1]-[6], mediante un diseño de brazo mecánico controlado computacionalmente.

En el presente trabajo, se presenta parte del diseño solidworks del prototipo a través de un brazo-robot, y de vistas del prototipo armado.

La función del prototipo consiste en hacer uso de técnicas de terapia de coagulación [7]-[9] por microondas en oncología; así como ablación. En el área de oncología, se modela el campo electromagnético acoplado a la ecuación de biocalor, esto, con el objetivo de conocer los parámetros oncológicos que deberá incluir el brazo.

En el ámbito de la investigación clínica, algunas de las técnicas que han venido impactando, se refieren a dos de las técnicas de calentamiento: la radiofrecuencia [10], [5], y el calentamiento por microondas [1], [11]-[12], [2], [4]. La terapia de coagulación por microondas [7]-[8],[13] es una técnica en la que se inserta una antena delgada de

¹ Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico de Cd. Cuauhtémoc, Departamento de Metal-Mecánica, Av. Tecnológico 137, C.P. 31500, Cd. Cuauhtémoc, Chihuahua, México.

microondas en el tumor. Las microondas calientan el tumor, produciendo una región coagulada donde se mueren las células cancerosas.

Mediante software especializado¹, se efectuó previamente el modelado y simulación que permite calcular los parámetros ya mencionados, cuando se usa una antena de ranura coaxial delgada para la terapia de coagulación con microondas. La distribución de temperatura en el tejido es obtenida mediante la ecuación biocalor [7].

Entre los resultados relevantes para terapia a través de microondas que se espera obtener a través de la función ejercida por el cirujano oncólogo a pacientes, figuran la temperatura cerca de la antena, donde la fuente de calor es fuerte, y, lejos de la antena, donde la fuente de calor es más débil, la sangre logra mantener el tejido a temperatura corporal normal de 35°C. Para la densidad de fuente de calor de microondas se espera que tome sus valores más altos cerca de la punta y hendedura de la antena. Mientras que, para ablación, se esperan resultados del campo de temperatura en función del tiempo en la punta de los brazos de los electrodos de una sonda modelada y simulada como terminal médica (Figura 1 de sección II), así como resultados de la región de tejido necrosado.

II. MODELADO DE LA FUNCIÓN DEL PROTOTIPO

Para conocer los parámetros para dar terapia de cáncer mediante microondas, en esta sección se muestran ecuaciones que modelan el dominio y ecuaciones de frontera de transferencia de calor dependiente del tiempo, descrita mediante la ecuación de biocalor [7], [14], y algunas de las ecuaciones de frontera de electromagnetismo. Así, la ecuación de biocalor, es

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-\kappa \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (1)$$

Donde, la fuente de calor externa es igual al calor resistivo generado por el campo electromagnético, viene dada por

$$Q_{ext} = \frac{1}{2} \text{Re} \left[(\sigma - j\omega\epsilon) \mathbf{E} \cdot \mathbf{E}^* \right] \quad (2)$$

Asumiendo campos armónicos en el tiempo con amplitudes complejas conteniendo la información de fase para una onda electromagnética propagándose en un cable coaxial mediante campos electromagnéticos transversos, una expresión es

$$\mathbf{E} = \mathbf{e}_r \frac{C}{r} e^{j(\omega t - \kappa z)} \quad (3)$$

Donde, la constante de propagación, es inversamente proporcional a la longitud de onda por

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

El problema de transferencia de calor estudiado aquí, modela el dominio del hígado. Usando aislamiento, el dominio es truncado a

$$\mathbf{n} \cdot \nabla T = 0 \quad (5)$$

El grado de lesión tisular durante el proceso, α , se basa en la ecuación de Arrhenius

$$\frac{d\alpha}{dt} = A \exp \left(-\frac{dE}{RT} \right) \quad (6)$$

Así, la fracción de tejido necrótico, es

$$\theta_d = 1 - e^{-\alpha} \quad (7)$$

$\rho_b C_b \omega_b (T_b - T)$ es la fuente de la perfusión de la sangre y Q_{ext} es igual al calor resistivo generado por el campo

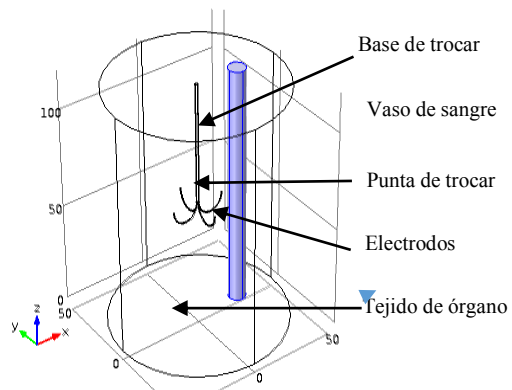


Figura 1 Geometría cilíndrica para ablación de un tumor. Tejido de órgano donde se ha insertado una sonda con cuatro electrodos resaltando al lado un vaso sanguíneo. Fuente: Comsol Multiphysics, Versión 4.4.0.248.

¹ COMSOL Multiphysics® Versión 4.4.0.248, 16 de abril de 2014 – 24 septiembre 2014 Curso de Comsol Multiphysics, Chihuahua, México. <https://www.comsol.com/product-download/4.4/windows>

electromagnético. Los términos del lado izquierdo de la (1) son el modelo del tejido biológico, y los del lado derecho, el modelo de biocalor [15].

Para ablación de tumores se hizo uso de una geometría de cilindro de tejido humano (Figura 1) al que se le aplica calor por conducción para quemar células cancerígenas. En este caso, se hace uso de la Ecuación de biocalor con $Q_{ext} = 0$.

A. Nomenclatura

En la Tabla I se muestra la nomenclatura usada en las ecuaciones del modelado.

TABLA I
NOMENCLATURA DEL MODELADO

A	Factor de frecuencia dependiente del tipo de tejido, s^{-1}
C_b	Capacidad calorífica específica de la sangre, $J\ kg^{-1}\ K^{-1}$. $C_b = 3639\ J\ kg^{-1}\ K^{-1}$
C_p	capacidad calorífica, $J\ kg^{-1}\ K^{-1}$
dE	Energía de activación para reacción de daño irreversible dependiente del tipo de tejido, $J\ mol^{-1}$
r	Coordenada cilíndrica centrada en el eje del cable coaxial de la antena, m
Q_{met}	Fuente de calor del metabolismo, $W\ m^{-3}$
Q_{ext}	Fuente de calor externa, $W\ m^{-3}$
T	temperatura en el tejido, K
T_b	temperatura de la sangre arterial, K, $T_b = 37\ ^\circ C$
z	Coordenada cilíndrica centrada en el eje del cable coaxial de la antena, m. Dirección de propagación de una onda electromagnética
Letras Griegas	
α	Grado de lesión tisular durante el proceso
κ	Constante de propagación de onda electromagnética, conductividad térmica del hígado, $W\ m^{-1}K^{-1}$
λ	Longitud de onda en el medio de propagación electromagnético, mm
ω	Frecuencia angular
ω_b	Tasa de perfusión de la sangre, s^{-1} , $\omega_b = 0.0036\ s^{-1}$
ρ	Densidad, $kg\ m^{-3}$
ρ_b	Densidad de la sangre, $kg\ m^{-3}$
σ	Conductividad eléctrica del hígado = $1.69\ S\ m^{-1}$
θ_d	Fracción de tejido necrótico

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En esta sección se presenta el diseño del prototipo piloto elaborado, y se describen los resultados logrados hasta el momento, del diseño electrónico y computacional para dar funcionalidad al prototipo. La Figura 2 muestra el diseño solidworks de algunas de las piezas de que consta el prototipo, mientras que la Figura 3 muestra el armado de algunas de las piezas del prototipo que fueron impresas en 3D. La Figura 4 muestra el isométrico exhibiendo sus piezas y su interior; en la Figura 5 se presenta el prototipo terminado. La Figura 6 presenta dos de las vistas del prototipo en proceso de patente (folio MX/E/2018/084064).

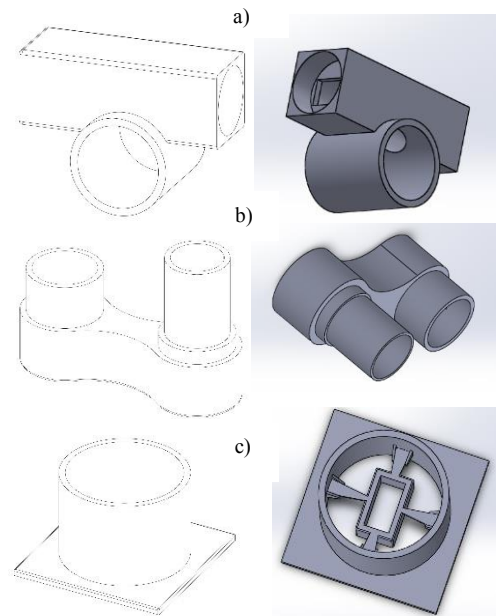


Figura 2 Algunas de las piezas que integran el diseño del prototipo: a) codo, b) cuerpo y c) base para motor.



Figura 3 Dos vistas del ensamble de algunas piezas del prototipo elaboradas en impresora 3D.

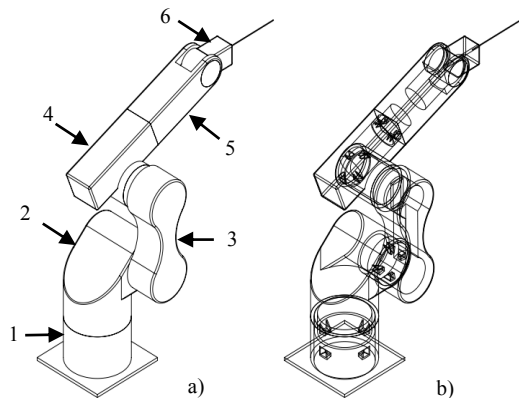


Figura 4 a) Vista isométrica del brazo-robot: 1 base, 2 hombro, 3 cuerpo móvil, 4 codo, 5 antebrazo y 6 mano y/o porta-herramientas. b) Vista interior.



Figura 5 Vista isométrica del brazo-robot sobre estructura y PC para su uso.

Los resultados obtenidos hasta esta etapa, constan de la elaboración del prototipo piloto para diagnóstico de tumores (Figura 5), al cual, se le pueden incluir terminales médicas para ablación (Figura 1) y para terapia de cáncer mediante microondas. Además, se concluyó con la simulación de terapia y ablación para conocer los parámetros que deben contener las terminales médicas respectivas. Del modelado y simulación, se espera tener resultados del campo de temperatura a través de los electrodos para ablación, así como la fracción de tejido necrosado a los 8 minutos de exposición del paciente. Para terapia mediante microondas se espera obtener el campo de temperatura y una distribución de temperaturas cerca y lejos de la antena. La Figura 7 muestra imágenes de la circuitería elaborada e interfaz para dar funcionalidad al prototipo.

En la Figura 7 a) se muestra el diseño electrónico en físico que contiene el circuito por donde circulan 12 volts administrando un impulso desde el arduino al transistor

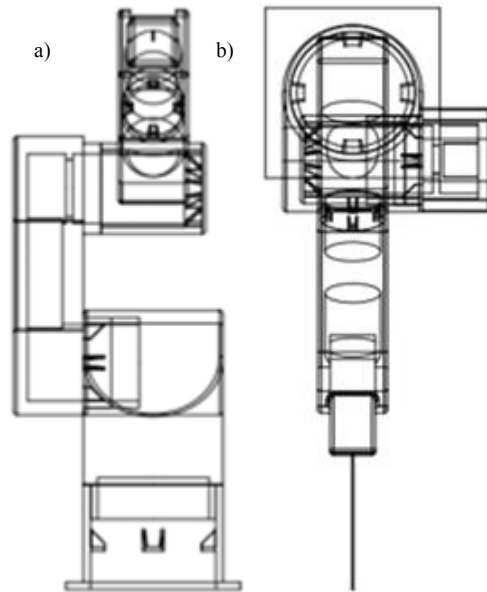


Figura 6 a) Vista frontal y b) vista inferior del prototipo de corte oncológico.

para que los motores no permanezcan siempre activos. El arduino hace una presión en un punto dado y permite el flujo integro de los 12 volts, lo que le permite el control total sobre la activación o desactivación de unos servomotores en cualquier instante. Estos motores servo, se insertan y aíslan en el interior del prototipo. Con esto, se realiza una conexión mediante un puerto serial, el cual permite controlar desde la interfaz gráfica al arduino y este a su vez hace que el circuito realice las acciones esperadas. El control de servomotores se realiza mediante botones en la interfaz gráfica, ya sea para que se mueva de un grado en un grado o a un ángulo en específico. Para el circuito, se usó un arduino uno, cuatro motores de corriente directa y un servomotor. Cada uno de estos está conectado a una fuente de voltaje y tierra. Al arduino virtual se le carga la dirección de la programación en formato .ino para que la simule; se recibe y envía información en el arduino y se asegura que la conexión se mantenga de forma estable (Figura 7 b)).

La Figura 7 b) muestra la configuración en proteus del puerto COM virtual. Estas instrucciones describen las conexiones seguras, y con la simulación se comprueba que se realizaran las funciones que se desea que ejecute el circuito real de la Figura 7 a) durante el proceso de movimiento del prototipo.

El elemento computacional comprende la programación de la interfaz realizada en Visual y la programación de arduino.

Para realizar la conexión entre el prototipo y la interfaz se usó cinemática inversa, para determinar el movimiento

de una cadena de articulaciones para lograr que un actuador final se ubique en una posición concreta en el espacio, todo ello, con la finalidad de aportar una herramienta precisa para que el experto realice diagnósticos con alta confiabilidad.

Con esto, se cumple con el objetivo de elaborar el prototipo piloto con fines oncológicos: diagnóstico en esta primera etapa y, en una segunda etapa continuaremos con la terapia mediante microondas o ablación de tumores en órganos del cuerpo humano en pacientes valorados por el cirujano oncólogo en la Cd. de Chihuahua, México, sustituyendo la función manual que el experto actualmente realiza.

Para este proyecto, se cuenta con una patente y dos desarrollos industriales en trámite con folio y número de expediente MX/E/2018/084064 y MX/a/2018/013841, MX/E/2018/084062 y MX/f/2018/003368, así como, MX/E/2018/088194 y MX/f/2018/003552, respectivamente, en el Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial (IMPI).

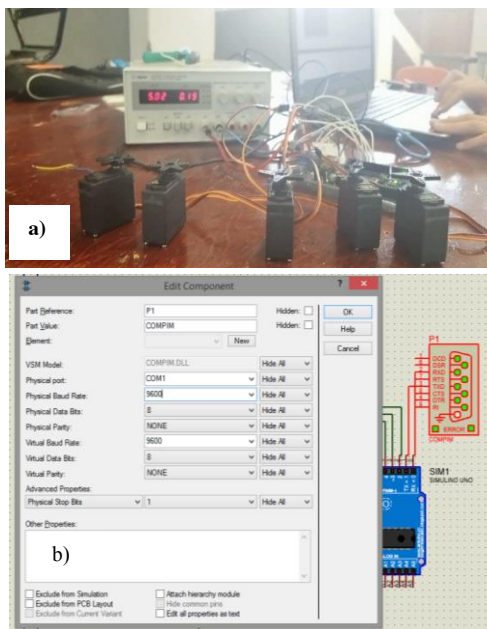


Figura 7 a) Circuito para el control de cinco motores servo desde una computadora e b) interfaz para asegurar conexión en forma estable para dar funcionalidad al prototipo.

IV. CONCLUSIONES

Se concluyó la primera etapa de este proyecto con la elaboración física de un prototipo piloto para diagnóstico, y con la simulación de terapia por microondas y ablación de tumores cancerígenos, obteniendo los parámetros que usaremos en las terminales médicas con fines oncológicos,

cumpliendo con ello el objetivo planteado. Ya revisado por el sector salud dicho prototipo, actualmente se trabaja en el diseño y elaboración del prototipo definitivo de impacto en dicho sector, el cual redundará en beneficio en pacientes afectados por tumores cancerígenos en órganos, así como el evitar la exposición del cirujano oncólogo a la radiación que se desprende de realizar esta función de forma manual, como actualmente se realiza en Chihuahua, México.

V. AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al Tecnológico Nacional de México el financiamiento de una parte de este proyecto: “Prototipo para terapia o ablación de cáncer mediante microondas” clave 6680.18-P. Asimismo, al Centro de Innovación y Desarrollo Tecnológico Córdova.

Agradecemos al Dr. Francisco Javier Miranda Castañón del Christus Muguerza Hospital del Parque en Chihuahua, México, por la asesoría brindada y a la Facultad de Medicina y Ciencias Biomédicas por la vinculación con el Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Cd. Cuauhtémoc.

VI. REFERENCIAS

- [1] Poulou, L. S.; Botsa, E.; Thanou, I.; Ziakas, P. D. y Thanos, L. (2015) “Percutaneous microwave ablation vs radiofrequency ablation in the treatment of hepatocellular carcinoma,” *World J Hepatol.*, 7(8), pp. 1054-63.
- [2] Lee, K. F.; Wong, J.; Hui, J. W.; Cheung, Y. S.; Chong C.C. y Fong A. K. et al. (2016) “Long-term outcomes of microwave versus radiofrequency ablation for hepatocellular carcinoma by surgical approach: A retrospective comparative study,” *Asian J Surg.*
- [3] Potretzke, T. A.; Ziemlewicz, T. J.; Hinshaw, J. L.; Lubner, M.G.; Wells, S. A. y Brace, C. L. et al. (2016) “Microwave versus Radiofrequency Ablation Treatment for Hepatocellular Carcinoma: A Comparison of Efficacy at a Single Center,” *J. of Vascular and Interventional Radiology*, 27 (5), pp. 631-8.
- [4] Santambrogio, R.; Chiang, J.; Barabino, M.; Meloni, F.M.; Bertolini, E. y Melchiorre, F. et al. (2016) “Comparison of Laparoscopic Microwave to Radiofrequency Ablation of Small Hepatocellular Carcinoma ($\leq 3\text{ cm}$),” *Ann Surg Oncol.*
- [5] Roberts, S. K. y Fazli, O. (2016) “Microwave ablation versus radiofrequency ablation for hepatocellular carcinoma: A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials,” *J. of Hepatol.*, 2(1).
- [6] Chinnaratha, M. A.; Chuang, M. Y.; Fraser, R. J.; Woodman, R. J. y Wigg A.J. (2016) “Percutaneous thermal ablation for primary hepatocellular carcinoma: A systematic review and metaanalysis,” *J Gastroenterol Hepatol.* 31(2), pp. 294-301.
- [7] Saito, K.; Taniguchi, T.; Yoshimura, H. e Ito, K. (2001) “Estimation of SAR Distribution of a Tip-Split Array Applicator for Microwave Coagulation Therapy Using the Finite Element Method,” *IEICE Trans. Electronics*, vol. E84-C, 7, pp. 948-954.
- [8] Ohmoto, K.; Yoshioka, N.; Tomiyama, Y.; Shibata, N.; Kawase, T. y Yoshida, K. et al. (2009) “Comparison of therapeutic effects between radiofrequency ablation and percutaneous microwave coagulation therapy for small hepatocellular carcinomas,” *J. Gastroenterol. Hepatol.* 24(2), pp. 223-7.
- [9] Shibata, T.; Iimuro, Y.; Yamamoto, Y.; Maetani, Y.; Ametani, F. y Itoh, K. et al. (2002) “Small hepatocellular carcinoma: comparison of radio-frequency ablation and percutaneous microwave coagulation therapy,” *Radiology*, 223(2) pp. 331-7.

- [10] Huo, Y. R. y Eslick, G. D. (2015) "Microwave Ablation Compared to Radiofrequency Ablation for Hepatic Lesions: A Meta-Analysis," *J. Vasc. Interv. Radiol.*, 26(8), pp.1139-46.
- [11] Yu, J.; Liang, P.; Yu, X.; Cheng, Z.; Han, Z. y Liu, F. (2016) "Comparison of cooled-probe microwave and radiofrequency ablation treatment in incipient hepatocellular carcinoma: A phase III randomized controlled trial with 6-year follow-up. *Journal of Clinical Oncology Conference*," vol. 34.
- [12] Seror, O. (2015) "Ablative therapies: Advantages and disadvantages of radiofrequency, cryotherapy, microwave and electroporation methods, or how to choose the right method for an individual patient? *Diagnostic and Interventional Imaging*," 96 (6), pp. 617-24.
- [13] Bala, M. M.; Riemsma, R. P.; Wolff, R. y Kleijnen, J. (2013) "Microwave coagulation for liver metastases," *Cochrane Database Syst Rev.*, (10).
- [14] Tsung, A.; Geller, D. A.; Sukato, D. C.; Sabbaghian, S. y Tohme, S. *J. y Steel y col.* (2014) "Hepatectomía robótica versus laparoscópica: una comparación emparejada," *Ann Surg.*, 259(3).
- [15] Bejan, A. (1993). *Heat Transfer*. New York: Wiley. Fuller, J. F.; Fuchs, E. F. y Roesler, K. J. (1988) "Influence of harmonics on power distribution system protection," *IEEE Trans. Power Delivery*, vol. 3, pp. 549-557,

VII. BIOGRAFÍA



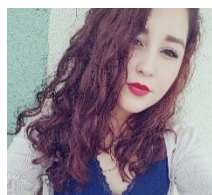
Corral-Bustamante R. Leticia. Nació en Cd. Cuauhtémoc, Chihuahua el 16 de marzo de 1959. Es Ingeniera Industrial Química egresada de Instituto Tecnológico de Chihuahua, Chihuahua, México en 1981; Máster en Matemáticas por el CINVESTAV, México en 1997; Doctora en Ciencia de Materiales por el Centro de Investigación en Materiales Avanzados (CIMAV) Unidad Chihuahua, Chihuahua, México en 2002 y tiene una Estancia Post-Doctoral en Ciencia de Materiales en el CIMAV Unidad Monterrey, Monterrey, N. L., México en 2009. Es Máster en Astronomía y Astrofísica por la Universitat Internacional Valenciana, en Valencia, España en 2017.

Ella actualmente labora en el Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Ciudad Cuauhtémoc, Cuauhtémoc, Chihuahua, México donde es Profesora Investigadora Titular C de Ens. Sup. Sus líneas de investigación de interés: Relatividad Numérica, Cosmología, Radioastronomía y Termofluidos.

La Dra. Corral fue miembro de 11 Comités Científicos de Evaluación de Proyectos de Investigación Científica y Tecnológica y Tesis de Posgrado (CONACYT - TecNM) 2007-2013. Miembro de la International Research Conference (IRC) otorgado por el Technical Committee & Editorial Review Board on Physical and Mathematical Sciences de 44 países a partir del 10 de mayo de 2018.

Algunos premios de la Dra. Corral son:

1. The Best Presentation Award en Singapore, 5 de julio de 2018.
2. Premio Estatal de Ciencia, Tecnología e Innovación 2015 otorgado el 3 de febrero de 2017 por el Gobernador de Estado de Chihuahua, Lic. Javier Corral Jurado.
3. Premio Chihuahua 2013, Categoría Ciencias Tecnológicas, otorgado por el Gobernador de Chihuahua: César Duarte Jáquez y el Instituto Chihuahuense de la Cultura, las Ciencias y las Artes el 27/11/2013.
4. Chihuahuense Destacada 2009. Galarón a la Trayectoria Científica: "Dra. María Esther Orozco Orozco" otorgado por la Sexagésima Segunda Legislatura Constitucional del Honorable Congreso del Estado de Chihuahua.
5. Joseph Fourier Award en Roma, Italia el 25 de junio de 2009.
6. SNI I 2008-2011.



Andrea Aragonéz Aguirre. Nació el 17 de febrero de 1998 en la ciudad de Cuauhtémoc, Chihuahua, México. Actualmente está cursando el sexto semestre de la carrera de Ingeniería Mecatrónica en el Instituto Tecnológico de Ciudad Cuauhtémoc en la ciudad de Cuauhtémoc, Chihuahua, México.

Egresada del Centro de Bachillerato Tecnológico agropecuario No. 90 con especialidad en Informática y bachillerato Físico-Matemático con Dibujo técnico.

Hoy en día se encuentra dentro del proyecto "Prototipo para terapia o ablación de cáncer mediante microondas", proyecto aprobado por el Tecnológico Nacional de México en el mes de mayo del 2018.



Jorge Uriel Acosta Arévalo. Nació el 28 de febrero de 1998 en la ciudad de Cuauhtémoc, Chihuahua, México. Actualmente está cursando el sexto semestre de la carrera de Ingeniería Mecatrónica en el Instituto Tecnológico de Ciudad Cuauhtémoc en la ciudad de Cuauhtémoc, Chihuahua, México.

Egresado del Centro de Bachillerato Tecnológico Industrial y de Servicios #117 con especialidad en electrónica.

Hoy en día se encuentra dentro del proyecto "Prototipo para terapia o ablación de cáncer mediante microondas" en el cual se integró en el mes de septiembre del 2018, además de haber sido participante a nivel local del concurso de ciencias básicas logrando pasar al segundo desafío en equipo, equipo en el cual se obtuvo la mayor puntuación.



Parra Domínguez Irvin Eduardo. Nació en Cuauhtémoc, Chihuahua el 8 de febrero de 1998, curso la primaria en la escuela primaria Benito Juárez en Cuauhtémoc, Chihuahua, México, del año 2004 al 2010, curso la secundaria en la escuela secundaria estatal Emiliano Zapata en Cuauhtémoc, Chihuahua, México, del año 2010 al 2013, la preparatoria en el Centro de Bachillerato Tecnológico industrial y de servicios No. 117 en la

especialidad de electromecánica en Cuauhtémoc, Chihuahua, México, del año 2013 al 2016, actualmente estudia en el Instituto Tecnológico de Ciudad Cuauhtémoc en ciudad Cuauhtémoc, Chihuahua, México iniciando en el año 2016.

Actualmente estudia en el Instituto Tecnológico de Ciudad Cuauhtémoc en la carrera de Ingeniería Mecatrónica.



Andrea Jaquelyn Lam Bencomo. Nació el 28 de junio de 1998 en La Junta, Guerrero, Chihuahua, México. Actualmente está cursando el sexto semestre de la carrera de Ingeniería Mecatrónica en el Instituto Tecnológico de Ciudad Cuauhtémoc en la ciudad de Cuauhtémoc, Chihuahua, México.

Egresada del Centro de Bachillerato Tecnológico agropecuario No. 124 con especialidad en Informática y bachillerato Físico-Matemático con Dibujo técnico.

Hoy en día se encuentra dentro del proyecto "Prototipo para terapia o ablación de cáncer mediante microondas", proyecto aprobado por el Tecnológico Nacional de México en el mes de Mayo del 2018.