

► Modeling of CMUT capacitive ultrasonic transducers for thermal ablation for medical purposes

Modelado de transductores ULTRASÓNICOS CAPACITIVOS

CMUT

para ablaciones térmicas con fines médicos

Por: Brian Michael Bouchan Durán · Manuel Bandala Sánchez · Gibran Etcheverry

RESUMEN

En medicina existen casos en los cuales ciertas partes del cerebro deben ser eliminadas y se sabe que los procedimientos relacionados son complicados. Sin embargo, existe una técnica no invasiva de cirugía de cerebro por ablación HIFU (High Intensity Focused Ultrasound), que permite destruir tejido en lugar de removerlo mediante la focalización de ondas ultrasónicas en un punto y supervisar los cambios a través de una tomografía.

Este trabajo consiste en modelar, mediante elementos finitos, un transductor ultrasónico capacitivo micro-maquinado para aplicación médica a nivel intracraneal. Las especificaciones del sistema se obtienen mediante las ecuaciones de un modelo electro-mecánico que después son integradas en el software de análisis multifísico COMSOL® para su simulación, teniendo como meta operar a una frecuencia alrededor de 560 kHz y suministrar una presión mecánica que pueda servir de base para pensar en el diseño de un escalpelo ultrasónico en el futuro.

PALABRAS CLAVE:

Escalpelo ultrasónico · CMUT · Análisis multifísico

EXISTE UNA TÉCNICA NO INVASIVA DE CIRUGÍA DE CEREBRO POR ABLACIÓN HIFU, QUE PERMITE DESTRUIR TEJIDO EN LUGAR DE REMOVERLO MEDIANTE LA FOCALIZACIÓN DE ONDAS ULTRASÓNICAS EN UN PUNTO Y SUPERVISAR LOS CAMBIOS A TRAVÉS DE UNA TOMOGRAFÍA.

ABSTRACT

In medicine, there are cases in which certain parts of the brain must be eliminated and it is known that the related procedures are complicated. However, there is a noninvasive technique of ablation brain surgery HIFU (High Intensity Focused Ultrasound), which allows destroying tissue instead of removing it by focusing ultrasonic waves at a point, and monitoring these changes through a tomography.

This work consists of modeling a micro-machined capacitive ultrasonic transducer for medical applications at the intracranial level using finite elements. We obtain the system specifications by means of the equations of an electro-mechanical model that is then integrated in the COMSOL® multiphysics analysis software for its simulation. The main goal is to operate at a frequency around 560 kHz and supply a mechanical pressure of 2 MPa and if an in-phase arrangement is considered, it is possible to think about the design of an ultrasonic scalpel afterwards.

KEYWORDS:

Ultrasonic scalpel · CMUT · Multiphysical analysis

INTRODUCCIÓN

• Cirugías no invasivas

La técnica no invasiva más destacada se conoce como cirugía de cerebro por ablación.

El término ablación proviene del latín *ablatus* que significa separar o retirar, y se utilizó para remover parte del cerebro de un animal y observar las consecuencias. Actualmente sólo se busca destruir tejido en lugar de removerlo a través de la ablación no invasiva térmica que tiene dos vertientes:

1. La ablación guiada por rayos láser y complementada por MRI (Magnetic Resonance Imaging) (Willie, Tung y Gross, 2015).
2. El HIFU (High Intensity Focused Ultrasound), también conocido como MRgFUS (Magnetic Resonance guided Focused Ultrasound) que focaliza ondas ultrasónicas en un punto y supervisa los cambios a través de una tomografía.

La HIFU emite ondas enfocadas en un solo punto a través de un transductor (arreglo en fase, lentes acústicos, elementos cóncavos, etc. [Zhou, 2011]); dichas ondas penetran por los tejidos y conforme se desplazan en el medio, pierden energía que se transforma en calor. Cuando se calienta el tejido, se pueden presentar cambios basados en la temperatura alcanzada y el tiempo de exposición (ver figura 1).

Las disposiciones técnicas sobre tratamientos intracraneales especifican que se utilizan rangos de frecuencias entre 500kHz (a nivel profundo) y 1 MHz, y hasta 4 MHz para otras aplicaciones. Con respecto a la presión acústica en el foco, se reportan 70 MPa pico en la compresión y 20 MPa en la rarefacción (Zhou, 2011).

Figura 1. Efectos de la radiación ultrasónica sobre el tejido.

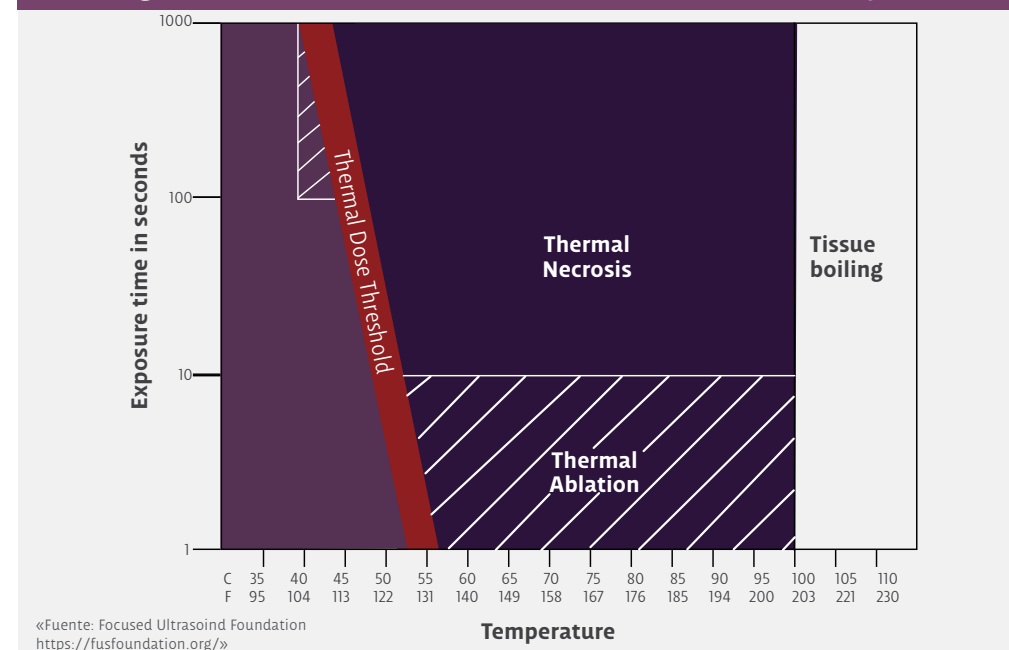
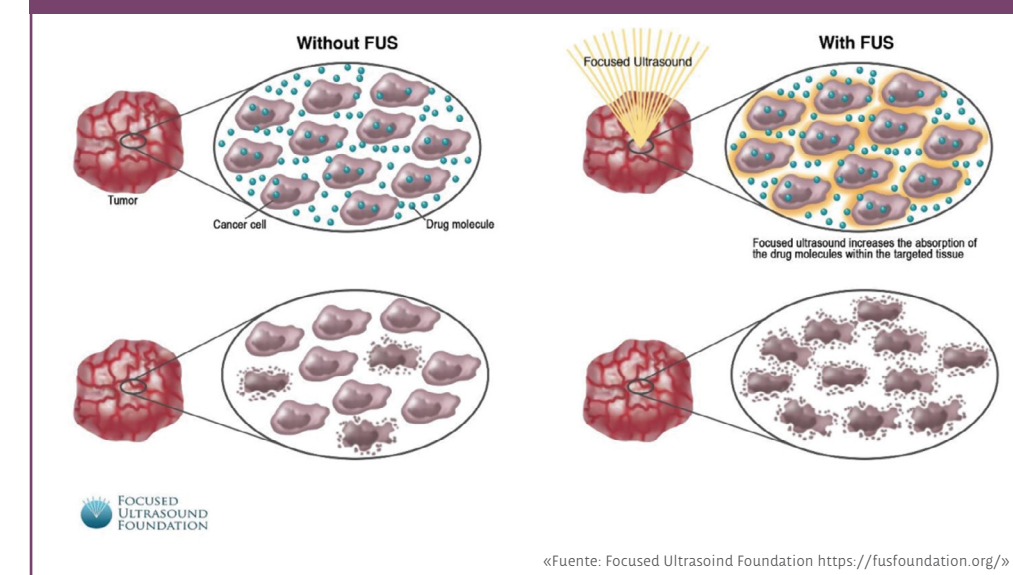


Figura 2. Medicación con ultrasonido focalizado-FUS



También se ha reportado que el uso de ultrasonido focalizado en células cancerígenas favorece una mayor absorción medicamentosa (Wu, 2013) (ver figura 2).

• El CMUT

El CMUT significa, por sus siglas en inglés, transductor ultrasónico micro-maquinado capacitivo (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer); consiste en tener dos placas paralelas, una fija y la otra oscilante, a las que se aplica un voltaje (la otra está conectada a tierra) y por la ley de Coulomb se atraen. Al aplicar un voltaje alterno, las placas se desplazan acercándose y alejándose causando oscilaciones y generando ondas sónicas (ver figura 3).

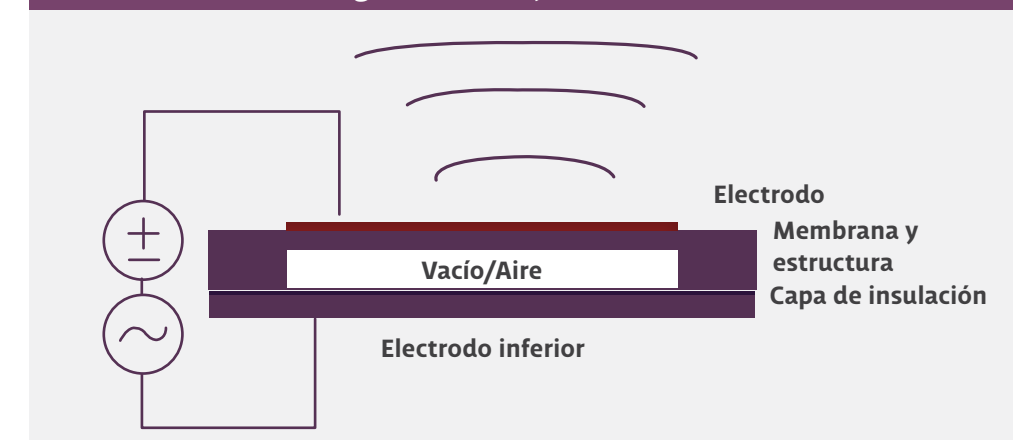
Los CMUT se han desarrollado principalmente para el área de inspección debido a su

bajo costo y su buena sensibilidad; eventualmente se han desarrollado como una nueva fuente de sistemas de ultrasonido médico para imagenología con mejor resolución en 2D y 3D (Khuri-Yakub y Oralkan, 2011).

• METODOLOGÍA

En este trabajo primero se realizó el estudio de parámetros de diseño del transductor y se revisó el estado del arte de las cirugías no invasivas. Después se realizó un estudio de principios físicos necesarios para la correcta operación del dispositivo CMUT, apoyados en ecuaciones básicas de mecánica, electrostática y acústica. Se realizó el modelado del sistema con la intención de simplificar su análisis y así reducirlo a un circuito equivalente. Una vez que se contó con el modelo, se buscaron los valores requere-

Figura 3. CMUT, modo emisor.



EL CMUT SIGNIFICA TRANSDUCTOR ULTRASÓNICO MICRO-MAQUINADO CAPACITIVO, CONSISTE EN TENER DOS PLACAS PARALELAS.

ridos para poder crear el dispositivo con las especificaciones deseadas y a través del análisis de elementos finitos, se comprobó el cumplimiento de los objetivos específicos para un solo elemento.

● **Trabajo colaborativo**

Para la realización de este trabajo se estableció un convenio marco CIDESI-UDLAP para llevar a cabo una estancia en el departamento de MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems) liderado por el Dr. Horacio Estrada Vázquez; el responsable del convenio fue el Dr. Manuel Bandala Sánchez por el CIDESI y el Dr. Gibran Etcheverry Doger por la UDLAP. El estudiante de doctorado Salatiel García Moreno fue el encargado de asesorar los fundamentos de este trabajo con la finalidad de apoyar su desarrollo en un ambiente dedicado al estudio y diseño de dispositivos MEMS, el manejo de herramientas computacionales, y el apoyo con documentación.

● **Modelado electro-mecánico del CMUT**

El CMUT consiste en un modelo de placas paralelas que, al ser sometidas a una diferencia de potencial, generan un campo eléctrico que deforma la placa. Las ecuaciones y parámetros que se emplearon en este trabajo fueron obtenidas de diversas investigaciones (Wygant, Kupnik y Khuri-Yakub, 2008; Yamaner et al., 2012).

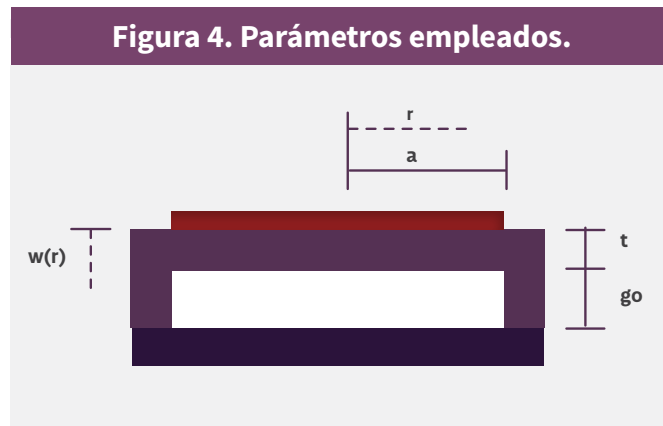


Figura 4. Parámetros empleados.

En la figura 4, r es un radio cualquiera a través de la placa superior, a es el radio total de la placa superior, t es el espesor de la placa, g_0 es la separación entre las placas, y $w(r)$ es la deformación puntual de la placa. Para poder conocer la forma en la cual se desplaza o deforma la placa, se emplearon modelos matemáticos de deformación de placas. La placa propuesta es de geometría circular y está sujeta en los extre-

mos, lo cual indica que no tendremos deformación en los extremos de ésta al ser deformada por una carga uniforme. Basándonos en estos parámetros, la deformación de la placa según la teoría de deformación de placas está dada por (Ventsel y Krauthammer, 2001; Timoshenko y Woinowsky-Krieger, 1959):

$$w_r = \frac{P_o(a)^4}{64D} \left(1 - \frac{r^2}{a^2}\right)^2 \quad (1)$$

donde w_r es la deflexión a través de la placa a es el radio de la placa y 0 se refiere al centro de la placa; P_o es la presión que es ejercida y D es la rigidez flexural, la cual está definida como:

$$D = \frac{Et^3}{12(1-\nu^2)} \quad (2)$$

siendo E el módulo de Young del material de la placa, t el espesor de la placa, y ν el coeficiente de Poisson.

Para calcular la deformación máxima de la placa se emplea la ecuación (1) con el radio $r=0$:

$$w_{pk} = \frac{P_o(a)^4}{64D} \quad (3)$$

Y substituyendo (3) en (1), tenemos:

$$w_r = w_{pk} \left(1 - \frac{r^2}{a^2}\right)^2 \quad (4)$$

La placa superior junto con el electrodo inferior en sentido eléctrico forman un capacitor, por lo que su fuerza electrostática está dada por (Griffiths, 1989):

$$C = \frac{\epsilon_o A}{g_o} \quad (5)$$

donde A es el área de la placa, g_o es la distancia entre las placas, y $\epsilon_o = 8.854187818 \times 10^{-12} \text{ C}^2/\text{N}\cdot\text{m}^2$ es la constante de permitividad en el vacío.

Es importante mencionar que la teoría de capacitancia de placas paralelas simple no aplica en este caso, ya que la placa superior no tiene una forma regular, sino que tiene una forma dada por la ecuación (4). Por lo anterior, se necesita emplear una ecuación de capacitancia efectiva tomando en cuenta la deformación de la placa superior; de esta manera, se tomó en cuenta la fuerza capacitiva en cada zona de la placa integrando el área bajo la curva al substituir la ecuación (4) en la (5):

$$C_{placa} = \int_0^a \frac{\epsilon_o A}{g_o - w_{pk} \left(1 - \frac{r^2}{a^2}\right)^2} dA \quad (6)$$

Considerando que la expresión en (4) cambia con respecto al radio de la placa cuando ésta se deforma, se aplica una razón de cambio entre área y radio tomando en cuenta que el área del círculo está dada por:

$$A_{circulo} = \pi r^2 \quad (7)$$

Por lo que el cambio de área se define como:

$$dA = 2\pi r dr \quad (8)$$

Y al substituir (8) en (6) tenemos:

$$C_{placa} = \int_0^a \frac{2\epsilon_o \pi r}{g_o - w_{pk} \left(1 - \frac{r^2}{a^2}\right)^2} dr \quad (9)$$

Al resolver la integral:

$$C_{placa} = \frac{\epsilon_o \pi a^2 \operatorname{atanh} \left(\frac{w_{pk}}{\sqrt{w_{pk} g_o}} \right)}{\sqrt{w_{pk} g_o}} \quad (10)$$

La expresión (10) nos da la capacitancia cuando la placa se encuentra flexionada; la deformación promedio se estima entonces para asumir idealmente «una deformación uniforme en toda la placa» y está dada por:

$$w_{avg} = \frac{\int_0^a 2\pi r \frac{P_o a^4}{64D} \left(1 - \frac{r^2}{a^2}\right)^2}{\pi a^2} = \frac{\pi P_o a^6}{364D} = \frac{P_o a^4}{192D} = \frac{w_{pk}}{3} \quad (11)$$

● **Vibración de la placa**

En la teoría de vibraciones hay principalmente dos tipos de movimientos vibratorios (Leissa, 1969):

1. Vibración libre: consiste en la oscilación del sistema bajo la acción de fuerzas inherentes al mismo sistema; el sistema vibra en una o varias de sus frecuencias naturales y ello depende de su geometría y material,
2. Vibración forzada: consiste en aplicar cargas mecánicas con cierta frecuencia obteniendo dos respuestas, la respuesta armónica cuando la fuerza aplicada es periódica y la respuesta transitoria cuando la fuerza externa no es periódica.

La frecuencia natural de nuestra placa sólida, circular con simetría radial y con sus límites de frontera establecidos en los bordes de la placa, se estima mediante la expresión (Timoshenko y Woinowsky-Krieger, 1959):

$$w = \frac{\lambda^2}{a^2} \sqrt{\frac{D}{\rho t}} \quad (12)$$

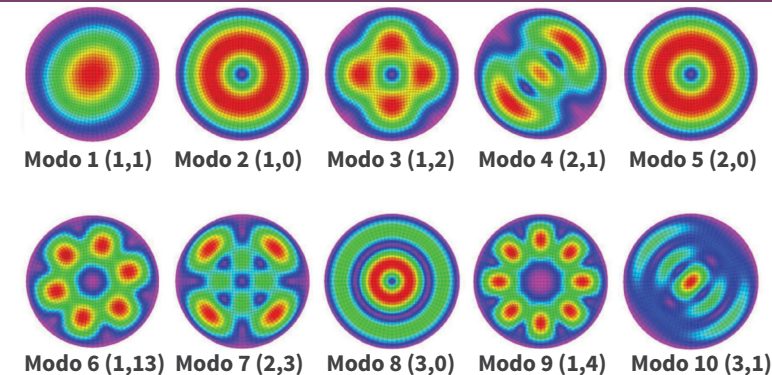
donde λ^2 es un valor previamente estudiado y tabulado específicamente para placas circulares, y ρ es la densidad del material. Esta frecuencia natural o primera frecuencia es la que nos interesa ya que la geometría de su deformación nos permite obtener la máxima cantidad de desplazamiento al centro de la placa (Leissa, 1969) (ver figura 5, Modo 1).

● **Parámetros concentrados**

Para llevar a cabo un análisis, se realizó un circuito de parámetros concentrados que permite linealizar ecuaciones complejas. Este análisis consiste en un circuito con acoplamiento que almacena energía y que, idealmente, no presenta pérdidas y se basa principalmente en:

- Leyes electromagnéticas
- Principios de circuitos
- La ley de conservación de la energía

Figura 5. Diez primeros modos naturales de una placa circular anclada a los límites (Senjanovic et al, 2014)

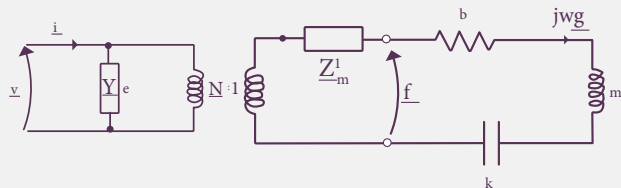


(imagen por University of Zagreb).

● **Análisis de pequeña señal en MEMS**

Una red de dos puertos nos permite analizar la relación entrada/salida de un sistema y que en el caso del CMUT, se basa en la entrada de voltaje y corriente alternos y en el movimiento de la placa como salida, expresado en la fuerza f que se traduce en la presión que ésta ejerce en el medio (aire, líquido) (ver figura 6) (Bouchan-Durán, 2018).

Figura 6. Circuito equivalente del transductor con elementos externos mecánicos.



Donde Y_e corresponde a la admitancia, Z_m a la impedancia, b es el coeficiente de fricción, k el coeficiente de resorte, m la masa de la placa, y tienen que ver respectivamente con la fase, frecuencia angular de vibración y separación entre las placas.

Es importante mencionar que para obtener la red de la figura 6, se tomaron en cuenta las siguientes equivalencias circuitales, ya que se trata de un sistema micro-mecatrónico:

Figura 7. Equivalencias eléctricas con elementos mecánicos.

| Símbolo | Eléctrico | Mecánico |
|---------|----------------------------|-------------------------|
| | Generador de voltaje [V] | Generador de fuerza [F] |
| | Generador de corriente [I] | Generador de flujo [v] |
| | Resistencia [R] | Amortiguamiento [b] |
| | Capacitor [C] | Resorte [k] |
| | Inductor [L] | Masa [m] |

Por cuestiones de espacio, las derivaciones son omitidas aquí, pero pueden ser encontradas en el documento de tesis de licenciatura «Modelo y diseño de transductores CMUT para ablaciones térmicas con fines médicos para la implementación de un escalpelo ultrasónico»¹ (Bouchan-Durán, 2018).

◆ **DISEÑO Y RESULTADOS DE SIMULACIÓN**

● **PolyMUMPS**

PolyMUMPS es un proceso de micro-maquinado superficial de tres capas de poli-silicio, el cual se basa en pasos detallados de fabricación y para el CMUT planteado en este trabajo, el proceso consiste en una oblea de silicio de 150 mm de espesor seguido de una capa de nitrato de silicio depositado por LPCVD (Low Pressure Chemical Vapor Deposition) de un espesor de 600 nm, usado como aislante eléctrico. Sobre éste se deposita la primera capa de poli-silicio con 500 nm de espesor conocida como Poly0, esta capa se obtiene aplicando LPCVD y fotolitografía para funcionar como el primer soporte mecánico (ver figura 8[a]). El siguiente paso consiste en agregar el primer óxido, el cual es un compuesto de un poli-silicato cerámico mejor conocido como PSG (PhosphoSilicate Glass), considerado como capa de sacrificio, puesto que sólo sirve para dar soporte a las siguientes capas de poli-silicio. La siguiente capa consiste en crear un espacio para realizar los hoyos donde descansará la primera capa de poli-silicio, conocida como ANCHOR1, para entonces retirar el PSG y que exista contacto entre la siguiente capa y el nitrato o Poly0 (ver figura 8 [b]). El siguiente paso consiste en agregar la primera estructura mecánica del sistema hecha de poli-silicio, llamada Poly1, la cual consiste en una capa de 2µm junto con una capa de silicio de 200nm como refuerzo (ver figura 8 [c]). Finalmente se generan hoyos de liberación que sirven para facilitar la extracción del óxido y liberar el mecanismo de esta capa de sacrificio (ver figura 8 [d]).

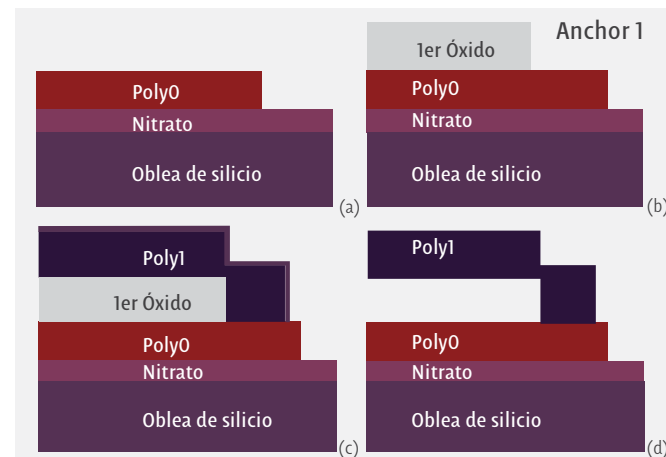


Figura 8. (a) Primera fase de manufactura, (b) primer óxido y creación de orificios para moldear Poly1, (c) estructura completa sin liberar óxido, (d) estructura liberada del óxido.

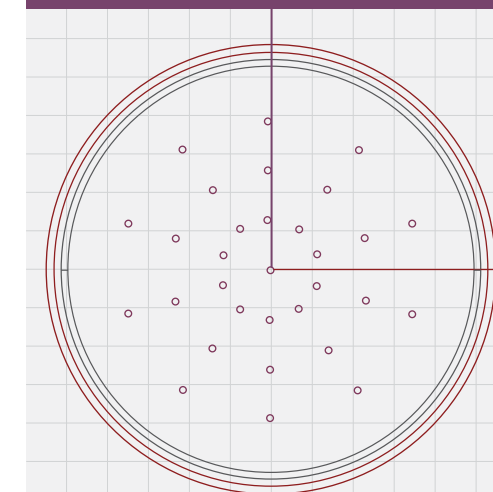
¹http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/bouchan_duran_bm/

El proceso anterior se lleva a cabo mediante el uso de máscaras con fotoresist positiva (cuando la resina protege el área bajo la máscara) o fotoresist negativa (cuando la resina abraza el material debajo del área de la máscara). Observando desde un punto de vista superior, las máscaras definen el patrón o forma sobre la oblea, mientras que, desde un punto de vista lateral, el proceso de las capas es observable. En la figura 9 se muestran las máscaras correspondientes, el proceso, color y el tipo de resina empleada; estas especificaciones se tienen en la siguiente tabla:

| Nombre de la máscara | Tipo de fotoresist | Color |
|----------------------|--------------------|-------|
| Poly 0 | Positivo | Rosa |
| ANCHOR1 | Negativo | Negro |
| Poly1 | Positivo | Rojo |
| Hole1 | Negativo | Verde |

Tabla 1. Especificaciones de máscaras en PolyMUMPS para un CMUT.

Figura 9. Máscaras de fotolitografía.



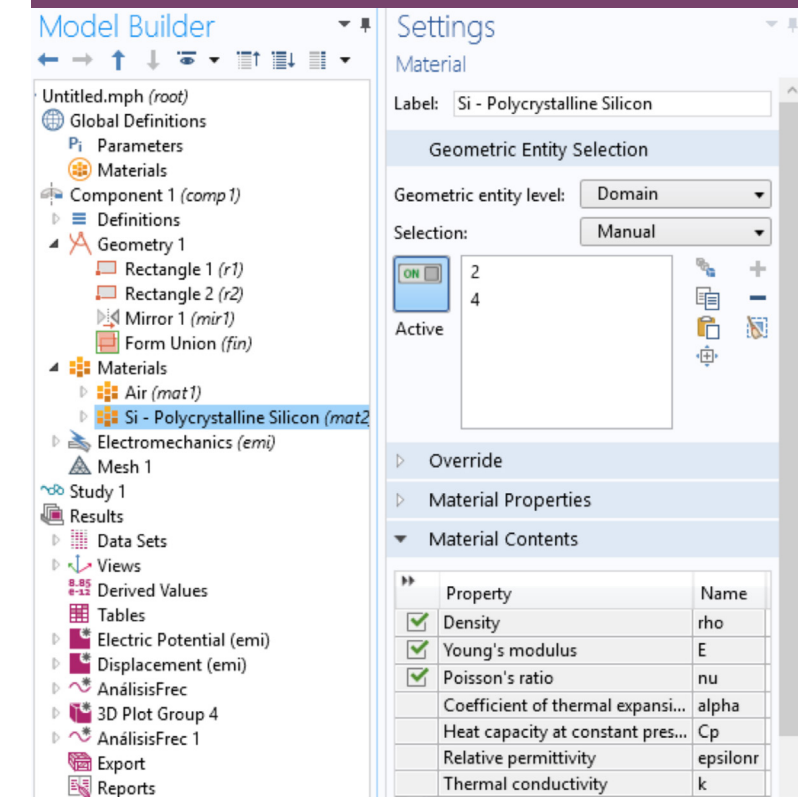
● **Análisis en COMSOL**

» **Geometría**

Los parámetros calculados mediante el uso de fórmulas para el CMUT propuesto en este trabajo se implementaron en un modelo 2D con un eje de rotación y la geometría básica de los cilindros o rectángulos rotados, con base igual al radio del dispositivo y una altura para el espesor de la placa y el espesor del aire.

» **Selección de materiales en COMSOL (figura 10)**

Figura 10. Selección de los materiales en COMSOL Multiphysics.



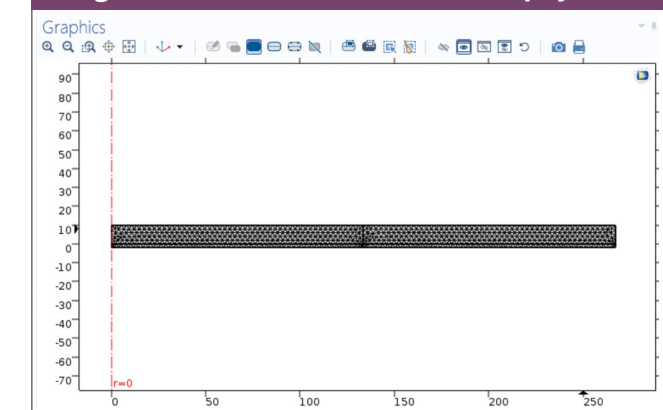
» **Condiciones físicas del sistema**

Las condiciones físicas del sistema limitan su movimiento al establecer los elementos estáticos y dinámicos, el factor de amortiguamiento, los voltajes y las frecuencias armónicas del sistema debido a su estructura y materiales.

» **Mallado**

El análisis de elementos finitos se basa principalmente en el mallado, el cual genera elementos, y éstos los elementos limitados (ver figura 11).

Figura 11. Mallado en COMSOL Multiphysics.



» **Análisis estacionario y de frecuencias**

El análisis estacionario limita las condiciones de manera estática, como si se realizara una sola vez el proceso; mientras que el análisis de frecuencias se realiza mediante una señal sinusoidal con armónicos para saber en qué frecuencia el CMUT genera más energía.

» **Simulación**

La placa vibratoria del CMUT desempeña el trabajo del electrodo superior, el cual se desplaza para generar ondas ultrasónicas. Las especificaciones básicas usadas para el diseño en este trabajo son:

- Vibración resonante del electrodo superior a **560 kHz**
- Presión acústica mínima por dispositivo de **200 kPa**

Las variables mecánicas, como el módulo de Young, el módulo de Poisson y la densidad volumétrica, son tomadas del polisilicio ya que sobre él se ejercen las cargas mecánicas. Finalmente, y para facilitar el análisis, suponemos que el electrodo superior tiene un ancho de 10 µm. Entonces, el primer valor que se calcula es el del radio requerido para cumplir con la condición de frecuencia de resonancia dada en rad/s, por lo tanto, la ecuación (12) es despejada de tal manera para obtener:

$$a = \sqrt{\frac{10.22}{w}} \sqrt{\frac{D}{\rho t}} \quad (13)$$

donde 10.22 es un valor obtenido de tablas sobre modos de vibración (Leissa, 1969), D es la

rigidez flexural y ρ es la densidad del polisilicio igual a 2320 kg/m³. De esta manera, el radio obtenido aproximado es de 267 µm y, resumiendo, los valores de diseño para el CMUT son:

Tabla 2. Tabla de especificaciones para un CMUT.

| Símbolo | Propiedad | Magnitud | Unidad |
|----------------|----------------------------|------------------------|-------------------|
| E | Módulo de Young | 190x10 ⁹ | Pa |
| v | Módulo de Poisson | 0.22 | - |
| ρ | Densidad del Polisilicio | 2320 | kg/m ³ |
| a _p | Radio de la placa | 268.5x10 ⁻⁶ | m |
| t _p | Ancho de la placa | 10x10 ⁻⁶ | m |
| g ₀ | Distancia entre electrodos | 2 ⁻⁶ | m |

Empleando COMSOL se obtuvieron seis modos de vibración, donde el primero se dio a una frecuencia de 559.43 kHz (ver figura 12, esquina superior izquierda).

Para conocer la presión que el CMUT planteado en este trabajo puede ejercer, se llevó a cabo un análisis de respuesta en frecuencias, el cual consiste en aplicar una señal sinusoidal al sistema en conjunto con otras señales llamadas armónicos. Cuando se le aplican diversos armónicos se busca que el sistema entregue una mayor cantidad de energía mediante el mayor desplazamiento de la placa superior del CMUT. Como se observa en la figura 13, la mayor presión generada por el CMUT diseñado fue de 330 kPa a 560 kHz.

Figura 12. Primeros seis modos de vibración de la placa.

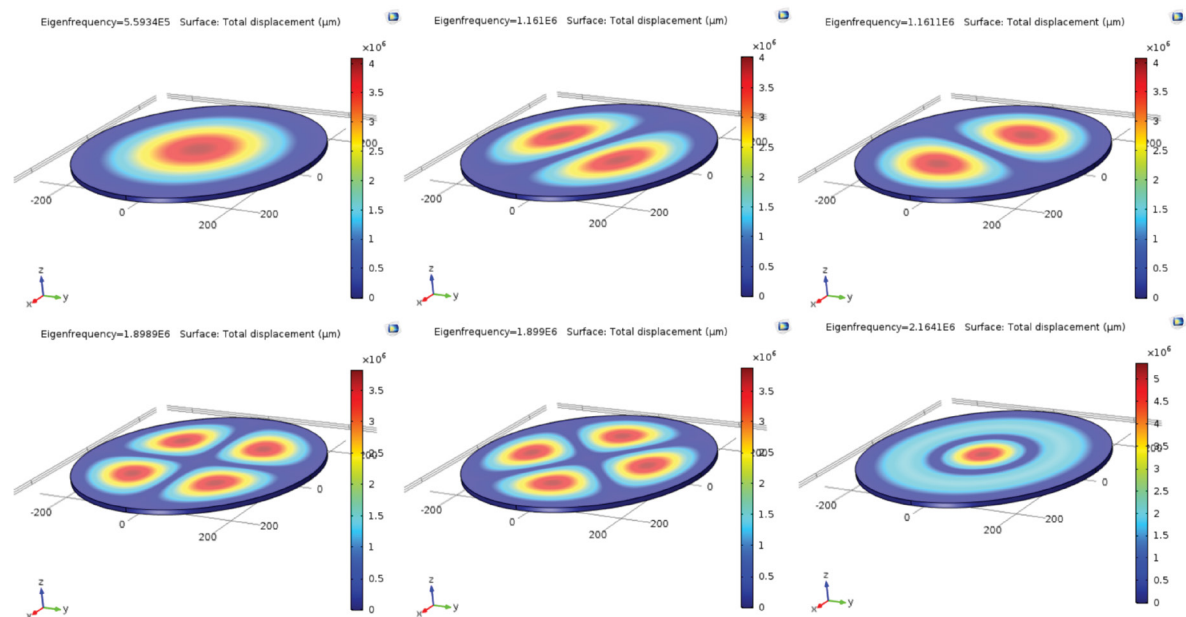
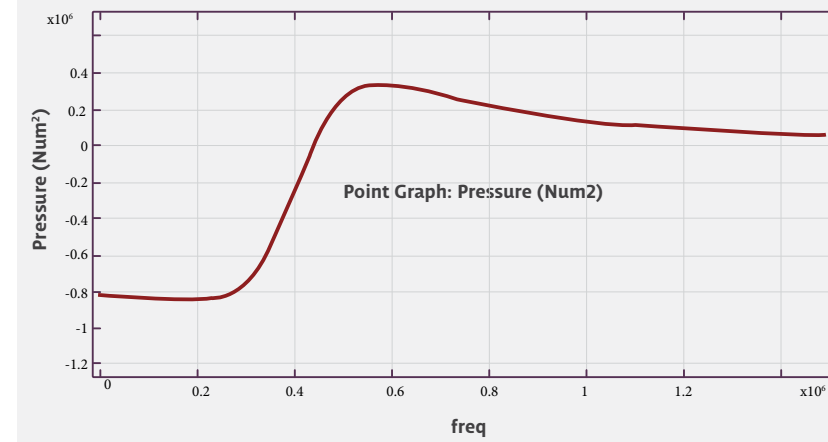


Figura 13. Gráfica del análisis de presión con respecto a la frecuencia.



CONCLUSIONES

• **Contribución**

El diseño del CMUT en este trabajo permite pensar en un sistema que sea capaz de generar la energía suficiente para realizar una «ablación», considerando más adelante un arreglo de aproximadamente «diez CMUT en línea».

• **Ventajas**

En los escalpelos ultrasónicos actuales se emplean hasta 1024 elementos (Wu, 2013) y en nuestro caso sólo se requerirían de siete a diez elementos, dependiendo de la frecuencia de operación *versus* la presión máxima requerida.

• **Desventajas**

El análisis de un solo elemento podría requerir modificaciones geométricas al extenderlo para un arreglo de fase de CMUT.



Brian Michael Bouchan Durán

Egresado de la licenciatura en Ingeniería Mecatrónica de la UDLAP en 2018 y se tituló con la tesis “Modelo y diseño de transductores CMUT para ablaciones térmicas con fines médicos para la implementación de un escalpelo ultrasónico”. Actualmente cursa la maestría en Ciencia y Tecnología del Espacio en el Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica, y Electrónica (INAOE). brian.bouchandn@hotmail.com



Manuel Bandala Sánchez

Durante varios años fue gerente del área de Micro-Electro-Mecanical Systems (MEMS) del Centro de Ingeniería y Desarrollo Industrial (CIDEI) en la ciudad de Querétaro y dirigió el proyecto sobre el multiplicador Maya. Actualmente es investigador asociado de la Universidad de Lancaster en el Reino Unido. m.bandala@lancaster.ac.uk



Gibran Etcheverry
AUTOR DE CORRESPONDENCIA

Profesor de tiempo completo del Departamento de Computación, Electrónica y Mecatrónica (DCEM) en la Escuela de Ingeniería de la UDLAP y coordinador de la Licenciatura en Ingeniería Mecatrónica. <http://www.udlap.mx/ofertaacademica/profesores.aspx?cveCarrera=LMT&profesor=0019834&extracto=7>. gibran.etccheverry@udlap.mx

REFERENCIAS

- Bouchan-Durán, B. (2018). *Modelo y diseño de transductores CMUT para ablaciones térmicas con fines médicos para la implementación de un escalpelo ultrasónico* (tesis de licenciatura). Recuperado de http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/bouchan_durand_bm/
- Griffiths, D. J. (1989). *Introduction to Electrodynamics*. Nueva Jersey: Prentice Hall.
- Khuri-Yakub, B. T. y Oralkan, O. (2011). Capacitive micromachined ultrasonic transducers for medical imaging and therapy. *J. Micromech. Microeng.* 21, 54004-54014.
- Leissa, A. W. (1969). *Vibration of plates*. Technical Report. NASA-SP-160, 362.
- Najar, M. H. M. (2008). *Design and analysis of capacitive micromachined ultrasound transducer* (tesis de maestría). The University of British Columbia.
- Senjanovic, I., Hadzic, N., Vladimir, N. y Cho, D. S. (2014). Natural vibrations of thick circular plate based on the modified Mindlin theory. *Arch. Mech.*, 66, 389-409.
- Timoshenko, S. y Woinowsky-Krieger, S. (1959). *Theory of Plates and Shells*. Nueva York: McGraw-Hill.
- Ventsel, E. y Krauthammer, T. (2001). *Thin Plates and Shells: Theory, Analysis and Applications*. Nueva York: Marcel Dekker, Inc.
- Willie, J. T., Tung, J. K. y Gross, R. E. (2015). Chapter 16 - MRI-Guided Stereotactic Laser Ablation, Image-Guided Neurosurgery, 375-403, Academic Press.
- Wu, F. (2013). High intensity focused ultrasound ablation and antitumor immune response. *J. Acoust. Soc. Am.*, 134(2), 1695-1701.
- Wygant, I. O., Kupnik, M. y Khuri-Yakub, B. T. (2016). CMUT design equations for optimizing noise figure and source pressure. *IEEE International Ultrason.*
- Wygant, I. O., Kupnik, M. y Khuri-Yakub, B. T. (2008). Analytically calculating membrane displacement and the equivalent circuit model of a circular CMUT cell. *Proc. of IEEE Ultrason.* 2068-2071.
- Yamaner, F. Y. et al. (2012). High-power CMUTs: design and experimental verification. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 59(6), 1276-1284.
- Zhou, Y. F. (2011). High intensity focused ultrasound in clinical tumor ablation. *World Journal of Oncology*, 2(1), 8-27.