

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA

SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

**“Modelado computacional de un transductor
ultrasónico cóncavo de anillos concéntricos para
su potencial evaluación en el tratamiento de
tumores óseos blandos”**

T E S I S

Que presenta

ING. JUAN CARLOS GARCÍA LÓPEZ

**PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIAS**

**EN LA ESPECIALIDAD DE
INGENIERÍA ELÉCTRICA**

**Directores de la Tesis: Dra. Raquel Martínez Valdez
Dr. Arturo Hernández**

Ciudad de México

Octubre, 2021

A mis padres

Reína y Mateo

*Mi soporte para
seguir en el camino...*

*“Hay una especie de amistad
que surge de la colaboración
y el trabajo científico,
que según mi experiencia:
es distinta y especial a las demás”.*

Agradecimientos

A mis padres, **Reina y Mateo**, por apoyarme y respetar incondicionalmente mis decisiones. Por verme crecer y alentarme. Debido a la caótica pandemia, estar juntos en este último tramo y recordarme el afecto de familia; también, gracias por acompañarme en las desveladas constantes. Agradecimiento infinito por orientarme y encontrar la motivación para seguir adelante. Por su cariño y comprensión; aunque yo esté presente y ausente al mismo tiempo. También, agradecimiento a mi hermana, que en su momento me ayudó a tomar decisiones y porque fue un ejemplo a seguir.

A la Dra. **Raquel Martínez**, realmente le debo más de lo que podría escribir, seguramente sino la hubiera conocido en el momento correcto nada de esto podría llegar a pasar. Le agradezco desde el primer día y hasta el último y más; su confianza, atención, por guiarme, ayudarme, escucharme, su paciencia, por permitirme crecer profesional y personalmente. Por enseñarme el camino de la ciencia, por las pláticas amenas y llenas de dudas, de temas cotidianos, profundos y hasta de trabajo nuevo por hacer. Le agradezco por la confianza de aceptarme como su alumno para este y más proyectos; por su atención en buenos y malos momentos y aún, por sobre todas las cosas, le agradezco por su amistad.

Al Dr. **Vera**, mi director de tesis, por su confianza y atención desde que llegué al laboratorio, por tomarme en cuenta para ser su asesorado y la confianza para permitir plasmar las ideas y desarrollar los conocimientos y habilidades adquiridos en estos años.

Al **Dr. Leija**, por haberme recibido como uno más en su laboratorio desde el primer día que llegué, por su confianza, consejos y opiniones. También, por sus charlas esporádicas y amenas, por sus enseñanzas de todo tipo.

Al auxiliar de investigación, M. en C. **José Hugo Zepeda Peralta** por el apoyo en el trabajo experimental de los experimentos que pude llegar a realizar dentro del laboratorio, así como del aporte de ideas y apoyo en la comprensión de algunos temas.

Al Dr. **Wilfrido Gómez**, por aceptarme en sus clases y seguir expandiendo mis conocimientos. A la Dra. **Citlalli Trujillo**, por su confianza de inicio en ser parte de trabajo en conjunto; además, por ayudarme a despejar las dudas que llegué a tener. Al Dr. **Eduardo Moreno**, del Instituto de Cibernética, Matemática y Física (ICIMAF), por enseñarme cosas nuevas del tema, sembrarme dudas y aclarar muchas de ellas, por atenderme y asesorarme con total confianza

A mis amigos de la sección, **Rodolfo, Óscar, Lorena, Dalila, Lenin, Scarlet, Josué, Tony y Abimael**, aunque estuvimos relativamente poco tiempo, hicieron más amena la estancia con las comidas, desvelos y largas horas en la biblioteca. A **Chuc** y **Rafa** por enseñarme y aclararme dudas cuando las llegué a tener, también a mis demás compañeros del laboratorio por su amabilidad y apoyo dentro del mismo.

A mis amigos **Limberg** y **Zibael** por apoyarme y alentarme aún en la distancia para poder seguir en esto.

Agradecimientos especiales

Al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados **CINVESTAV**, por darme la oportunidad de realizar y finalizar mis estudios de Maestría en Ciencias con Especialidad en Ingeniería Eléctrica.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (**CONACyT**) por otorgarme una beca nacional para realizar mis estudios de Maestría.

Resumen

El ultrasonido focalizado de alta intensidad (HIFU) es una técnica de mínima invasión cuyo fin es lograr ablación térmica en los tejidos donde es aplicado. Esta técnica es utilizada con fines médicos terapéuticos, generalmente, en terapia paliativa, oncológica y como rehabilitación. En los últimos años, se ha puesto especial interés en la evaluación de su uso para tumores de naturaleza ósea, ya sea cómo una terapia oncológica o paliativa. Sin embargo, los dispositivos reportados en la literatura suelen ser específicos, complejos y, por ende, muy costosos.

En esta tesis se propuso diseñar la geometría de un transductor cóncavo de anillos concéntricos (AAT) para su evaluación a través de tejidos óseos blandos. Un transductor de este tipo provee una versatilidad en características variables tales como distancia de focalización y ancho del foco, reduciendo así la cantidad de elementos debido a su geometría cóncava. El diseño fue realizado a partir de la teoría de los radiadores focalizados de difracción para lentes acústicas cóncavas. Los resultados teóricos de diseño fueron modelados computacionalmente mediante el método del elemento finito (FEM) para la solución del campo acústico generado por el AAT cóncavo. Inicialmente, se solucionaron varias geometrías ideales que, posteriormente, se empezaron a discriminar bajo diferentes condiciones de selección para desarrollar un modelo más robusto. Los resultados para los diferentes modelos se obtuvieron a partir de la propagación de la presión acústica a lo largo de los ejes axial y radial para las diferentes evaluaciones: tamaños de geometrías y distancias focales variables. Considerando los resultados de la formación de los lóbulos secundarios generados por el desfase de las señales de entrada, las posibles condiciones de fabricación y maquinado, se seleccionó una geometría con radio de 25 mm, 8 anillos y espacios de corte de $\lambda/2$ para una frecuencia de 4 MHz. Finalmente, para probar la versatilidad del diseño propuesto, se modelaron tanto el campo acústico como el patrón de calentamiento que se pueden formar a través de dos tejidos óseos blandos: ligamento y cartílago. Esta versatilidad fue probada evaluando diferentes distancias focales que se logran a partir de la modificación de la fase de las señales de entrada.

Abstract

High intensity focused ultrasound (HIFU) is a non-invasive technique to achieve localized thermal ablation in the tissues where it is applied. This technique is used for therapeutic medical purposes, such as a palliative therapy, oncology and rehabilitation. In recent years, HIFU has been evaluated for its use in bone tumors treatment, whether as an oncological alternative therapy or palliative therapy. However, the devices described in literature are usually specific and complex, and therefore, very expensive.

In this thesis, the design of a concave annular array transducer (AAT) geometry for its evaluation through soft bone tissues is proposed. These kind of transducers provide a versatility in different characteristics such as focal length and focus width; and consequently, a decrease in the number of elements due to its concave geometry. The design was made from the theory of focusing radiators and the diffraction theory for concave acoustic lenses. The theoretical results of the design were realized from computational modelling by using the Finite Element Method (FEM) to solve the acoustic fields generated by the AAT concave. Initially, several ideal geometries were solved to later discriminate them under different selection conditions, which allowed the proposal of more complex models tied to different boundary conditions. For the acoustic fields models, the results were obtained from the analyses of the acoustic pressure distribution along both the axial axis and in radial axis for different evaluation: geometry sizes and shifting focal lengths. There was a particular interest on the formation of the secondary lobes along the propagation axis generated by the phase shift of the input signals in order to choose a geometry that could possibly be manufactured in accordance to the design conditions. The geometry of the selected AAT concave transducer had a geometry radius of 25 mm, 8 annular rings and gaps between rings of $\lambda/2$ for a 4 MHz operating frequency. Finally, to numerically validate the versatility of the proposed design, both the acoustic field and the heating patterns formed with the selected geometry through two soft bone tissues were modeled. This versatility was tested by evaluating different variable focal lengths achieved from the phase shift of the input signals.

Contenido

1. Introducción	1
1.1. Organización de la tesis	3
2. Planteamiento del problema.....	5
2.1. Justificación de la tesis.....	7
2.2. Objetivo general	9
2.3. Objetivos específicos	10
3. Antecedentes	12
3.1. Ultrasonido	12
3.1.1. Generación del ultrasonido.....	13
3.1.2. Propiedades del ultrasonido	14
3.2. Transductores ultrasónicos	17
3.2.1. Transductores de terapia.....	18
3.3. Focalización del ultrasonido y focalización de alta intensidad	20
3.4. Efectos biológicos de la focalización del ultrasonido de alta intensidad.....	27
3.5. Tumores óseos	30
3.6 Modelado computacional por método del elemento finito	33
4. Estado del arte.....	35
4.1 Transductores ultrasónicos de anillos concéntricos.....	36
4.2. Aplicación del HIFU en tumores óseos como terapia no invasiva.....	37
4.3 Trabajo previo por el grupo de investigación en México	40
5. Metodología	42
5.1. Modelado computacional del campo acústico por FEM en un transductor frontera (mono-elemento cóncavo).....	42

5.1.1. Determinación de distancias de colocación y grosores de tejidos óseos blandos (modelado para un solo tejido).....	42
5.1.2. Determinación de distancias de colocación y grosores de tejidos óseos blandos (modelado para dos tejidos contiguos)	47
5.2. Diseño y modelado computacional de un transductor cóncavo de anillos concéntricos.....	49
5.2.1. Ecuaciones de campo acústico para modelos de arreglos de anillos concéntricos.....	50
5.2.2. Determinación del radio de curvatura y de radio geométrico	51
5.2.3. Rango focal o distancia focal variable	53
5.2.4. Determinación del número de elementos, fases entre elementos y máximas diferencias de fase para las geometrías.....	54
5.2.5. Criterios para la inclusión de los espacios de corte entre elementos	59
5.3. Modelado por FEM del campo acústico del transductor cóncavo de anillos concéntricos a través de tejidos óseos blandos	61
5.4. Modelado por FEM del patrón de calentamiento	63
5.4.1. Calentamiento inducido por ultrasonido en tejidos biológicos	63
5.4.2. Modelado del patrón de calentamiento inducido por ultrasonido en los tejidos óseos blandos.....	65
6. Resultados	69
6.1 Modelado computacional del campo acústico generado por un transductor frontera (cóncavo mono-elemento).....	69
6.1.1. Modelado computacional del campo acústico con variación en la distancia de colocación y diferentes grosores de tejidos blandos (modelado para un solo tejido por geometría)	69
6.1.2. Modelado computacional del campo acústico para la determinación de distancias de colocación y grosores de tejidos (modelado para dos tejidos contiguos)	71
6.2. Diseño de un transductor cóncavo de anillos concéntricos.....	73

6.2.1. Determinación del radio de curvatura y radio geométrico	73
6.2.2. Rango focal variable y número de anillos concéntricos	75
6.3 Campo acústico de los modelos de transductores cóncavos de anillos concéntricos	77
6.3.1. Campo acústico generado por el modelo ideal de un AAT cóncavo	77
6.3.2. Campo acústico generado por el modelo de un AAT cóncavo con espacios de corte entre anillos	85
6.4. Modelado computacional del campo acústico del transductor cóncavo de anillos concéntricos seleccionado en un medio homogéneo y a través de tejidos óseos blandos	86
6.5. Modelado computacional del patrón de calentamiento en los tejidos óseos blandos generado por el AAT cóncavo seleccionado	93
7. Discusión	99
7.1. Modelado computacional del campo acústico generado por un transductor frontera (cóncavo mono-elemento) para la determinación de distancias de colocación y grosores de los phantoms de ligamento y cartílago.	99
7.2 Diseño geométrico del AAT cóncavo y simulación del campo acústico	100
7.3. Modelado computacional del campo acústico y de calentamiento generado por el AAT cóncavo a través de phantoms de tejido blando óseo	102
8. Conclusiones y perspectivas	104
Perspectivas para trabajo a futuro	106
9.Productos obtenidos	108
Referencias	109
Apéndices	118

1. Introducción

Desde mediados de la década de los 50's, el Ultrasonido Focalizado de Alta Intensidad (HIFU) ha sido objeto de estudio e investigación [1]. A pesar de esto, ha sido en las últimas décadas cuando se ha encontrado un crecimiento importante del HIFU en aplicaciones médicas reales y efectivas como tratamiento terapéutico [1,2]. La aplicación del HIFU como terapia depende del propósito buscado y del tejido a tratar para poder analizar las consecuencias que tendrá su aplicación sobre ese medio. Generalmente, los propósitos pueden estar orientados a modificación o destrucción de ciertos tejidos, coagulación, fragmentación, producción de radicales libres, liberación, activación de medicamentos, etc. [1–3].

Uno de los objetivos del HIFU como terapia es lograr la desnaturalización celular de algún tejido al incrementar la temperatura en la zona de aplicación [4]. Lo anterior, puede ser logrado por medio de la concentración de la energía ultrasónica en un volumen pequeño inmerso en el objetivo; así, la temperatura en dicho punto aumentará por encima de 56°C (ablación térmica) [3,5]. Ésta es la característica más importante del HIFU, ya que permite el incremento de temperatura en la zona focal como consecuencia de la energía de alta intensidad. La energía llega a alcanzar valores desde 14 W/cm² hasta 20 kW/cm² en lapsos cortos de tiempo, generalmente, menores a 10 s [3,4].

En oncología, el HIFU es utilizado como terapia no invasiva o mínimamente invasiva para lograr la ablación de un tumor benigno o maligno, provocando muerte celular irreversible [3]. Se ha comprobado que en tejidos blandos (como el hígado) se presentan ausencias de núcleos epiteliales y apoptosis, autofagia o necrosis cuando son expuestos a energía HIFU por determinados tiempos [6]. Así también, los carcinomas se presentaban sin envoltura nuclear, mostrando pérdidas de orgánulos celulares que, normalmente, deben estar inmersos en el citoplasma de la célula.

Para el estudio en su uso clínico, el HIFU genera diferentes efectos que están relacionados directamente con el(los) tejido(s) del área en donde será depositada la energía. El tejido óseo es uno de los tejidos que se creía un problema para la deposición de energía por HIFU [2,4]. Las células de los huesos forman estructuras compactas lo que provoca el aumento de la impedancia acústica; por tanto, un aumento en la reflexión y atenuación del ultrasonido [2]. Sin embargo, en algunos estudios, se ha comprobado que es posible superar la barrera del hueso con ultrasonido mediante transductores que contemplan un determinado número de elementos en fase [2,7–9]. En general, se ha observado que la terapia por HIFU en tejidos óseos es propicia, por ejemplo, en el control metastásico de tumores y, tumores de tejidos óseos duros y blandos [10,11]. Así también, se ha logrado un gran avance como alternativa en el control paliativo de pacientes con un grado alto de metástasis tumoral y diseminación del cáncer en otros tejidos [9,10]. Pese a ello, uno de los inconvenientes en estos estudios es que los sistemas de excitación utilizados son sumamente complejos, ya que contemplan una fuente de radiación muy robusta. Los dispositivos empleados involucran transductores de arreglos en fase, con el fin de controlar las características del foco y, por ende, el suministro de energía acústica.

La investigación de esta alternativa de tratamiento es principalmente llevada a cabo en China, E.U.A y la Unión Europea [11]. Sin embargo, este es un campo del conocimiento relativamente “nuevo” que presenta un sinfín de oportunidades para investigación debido a su particular y novedoso enfoque en el tejido objetivo. En México, esta rama de investigación se lleva cabo por un grupo de trabajo en conjunto. El grupo está formado por el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), la Dra. Martínez-Valdez, investigadora adscrita a la Universidad Politécnica de Chiapas (UPCH) y el Laboratorio de Radiación Electromagnética y Ultrasonido (LAREMUS) de la sección de Bioelectrónica del CINVESTAV-IPN.

1.1. Organización de la tesis

En esta tesis se describe el diseño teórico y el modelado de la propagación acústica de un transductor cóncavo de anillos concéntricos (AAT) por medio del método del elemento finito (FEM). Con el diseño del transductor propuesto, se realizó el modelado del campo acústico y sus efectos térmicos a través de diferentes medios. Los medios involucrados fueron agua y dos tejidos óseos blandos (cartílago y el ligamento); el primero, considerado como un medio de propagación ideal y, por tanto, como medio de referencia. El estudio de modelado fue realizado en estado estacionario debido a que era de especial interés el patrón de radiación y las características focales generadas por la propuesta de transductor.

Esta tesis se divide en 9 capítulos en los que se abordan, de manera organizada, los antecedentes, el estado del arte involucrado, la metodología y los resultados obtenidos del trabajo realizado. En el capítulo 2, se describe el planteamiento del problema, así como la justificación de la ejecución de este trabajo. Una vez descritos estos dos apartados, se enuncia el objetivo general de la tesis y se especifican los objetivos particulares del trabajo divididos en 3 partes: a) optimización de la distancia de colocación y determinación de grosores de tejidos evaluados, b) diseño teórico y propagación acústica en un medio ideal del AAT cóncavo y, c) la distribución de la propagación acústica y del calentamiento del AAT cóncavo a través de los tejidos seleccionados.

En el capítulo 3 se describen los antecedentes y algunos de los conceptos básicos que se abordan en esta tesis. Se abarcan conceptos propios del ultrasonido (generación y propiedades); además de sus diferentes formas de focalización a través de dispositivos ya conocidos. También, se describen los diferentes tipos de tumores óseos, su clasificación y características, así como las diferentes terapias involucradas en su control y tratamiento. Finalmente, se describen los conceptos básicos del uso del FEM en aplicaciones acústicas y de calentamiento. En el capítulo 4, se describe el estado del arte referente al diseño de transductores de anillos concéntricos y el uso

del HIFU en terapia oncológica ósea. Además de basarse en la literatura reportada por diferentes autores del área en cuestión, se incluyen algunos de los trabajos previos desarrollados por nuestro grupo de trabajo.

De forma detallada, la metodología de este trabajo se presenta en el capítulo 5. Éste comprende principalmente los métodos utilizados para el cumplimiento de los objetivos específicos, es decir, teoría de diseño y modelado. Los resultados asociados a la metodología descrita en el capítulo anterior, se muestran en el capítulo 6. Para el capítulo 7, se hacen las discusiones retomadas de las subsecciones de los resultados obtenidos en este trabajo de tesis. Para finalizar el análisis del trabajo, en el capítulo 8 se describen las conclusiones a las que se pudieron llegar en base a los resultados obtenidos y las discusiones mencionadas. También, se muestran las perspectivas para el trabajo futuro de esta investigación. Por último, se incluyen los productos obtenidos como resultado de este trabajo de maestría.

2. Planteamiento del problema

El cáncer puede ser definido como un proceso de crecimiento descontrolado y de diseminación de células de un tejido del cuerpo humano [12]. El tumor suele invadir el tejido en cuestión, además de provocar metástasis en otros tejidos y órganos del cuerpo. De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud (OMS) entre el 30% y el 50% de los cánceres se pueden prevenir [13]. La prevención puede ser dada adoptando hábitos saludables, a través de medidas de salud pública, buena alimentación y bajo consumo de sustancias nocivas como el tabaco. En 2020, el cáncer se posicionó como una de las principales causas de muerte en el mundo con una mortalidad aproximada del 70% en países subdesarrollados y con un bajo nivel de desarrollo [14].

En 2018, en las Américas, las muertes por cáncer ocupaban la segunda posición del total de defunciones según la Organización Panamericana de la Salud (OPS) [15]; se reportó que los tumores localizados en pulmón, colon-recto y próstata fueron la mayor recurrencia para muertes en hombres. Por otro lado, los cinco tipos de cáncer que causaron un mayor número de muertes en mujeres fueron el cáncer de mama, pulmón, colon-rectal, cervicouterino y el de estómago. En México, el 30% de los casos de cáncer se pueden prevenir y cerca del 30% podrían ser diagnosticables a tiempo. La probabilidad de control es alta ($\approx 60\%$) si el cáncer se detecta a tiempo, con ello, los pacientes pueden ser candidatos a recibir un tratamiento oportuno.

Uno de los cánceres con mayor potencial de riesgo y que ha incrementado en los últimos años, es el cáncer de hueso. Este tipo de cáncer se desarrolla en células que conforman los huesos y tejidos óseos blandos, logrando formar tumores benignos o malignos. Según la Sociedad Americana del Cáncer, se estima que en el 2021 más de 3600 nuevos casos y cerca de 1700 muertes estarán relacionadas a este tipo de padecimiento [16].

El cáncer de hueso maligno, también conocido como sarcoma, puede ser clasificado en cuatro principales tipos (ver Tabla 1) [16–19].

Tabla 1. Tumores óseos más comunes y recurrencia de aparición en adultos y niños.

Nombre del tumor	Recurrencia en adultos	Recurrencia en niños	Ubicación anatómica más recurrente
Osteosarcomas	>28%	56%	Huesos largos de piernas y brazos.
Condrosarcomas	>40%	5%	Cartílago de pelvis, brazos y piernas, laringe y tráquea.
Cordomas	10%	5%<	Base del cráneo y columna vertebral.
Tumores de Ewing	8%	34%	Pelvis y pared torácica, omóplatos.
Fibrosarcomas	4%	1%<	Tejidos blandos en piernas, brazos y mandíbula.

El tratamiento para una persona con cáncer de hueso con detección tardía conlleva a cirugía, radioterapia, quimioterapia, terapia dirigida (Imatinib, Denosumab) o en el peor de los casos, la amputación del miembro [20]. Una desventaja de este padecimiento es que realiza metástasis en un corto tiempo, esto complica más el tratamiento para el paciente [20,21]. Aunado a eso, de los pacientes con esperanza de vida, solamente el 14% de ellos tienen acceso a los cuidados paliativos que se necesitan.

En años recientes, una de las propuestas para el tratamiento curativo y paliativo de tumores óseos puede ser dado mediante la aplicación de ultrasonido focalizado de alta intensidad [3,11]. Una ventaja del HIFU es que es una técnica de radiación no ionizante con energía focalizada, logrando así, ablación térmica (aumento de temperatura > 56 °C) en los tejidos de forma no invasiva o mínimamente invasiva [4].

2.1. Justificación de la tesis

La mayoría de los métodos convencionales de tratamiento curativo y paliativo para los tumores óseos suelen ser agresivos e invasivos [20]. En la actualidad, la ablación térmica ha sido bien vista como una terapia alternativa para este tipo de tumores, ya sea en forma benigna o maligna [12,22,23]. Sin embargo, hasta ahora, uno de los retos más importantes del uso de la ablación en tumores óseos consiste en la obtención de dispositivos específicos y en la elaboración de protocolos para la planeación del tratamiento. Una buena planeación permite asegurar el calentamiento del tumor manteniendo sanos los tejidos adyacentes [12].

La planeación también involucra la especificación del tratamiento sobre estos tumores debido a sus características, de las cuales comprenden principalmente: tipo de tumor, tamaño y localización [12,16,19,20]. Los tumores pueden ir desde aquellos que se alojan en la cortical ósea (osteosarcomas), de tejidos óseos blandos como el cartílago (condrosarcomas) y ligamento (sarcoma de tejido blando) e incluso tumores de células gigantes [16,19]. El tamaño de los tumores suele ser desde unos cuantos milímetros hasta 8 cm o 10 cm dependiendo del tipo de tumor y la localización [16], [19]. Regularmente, estos tumores se encuentran en las partes finales de los huesos largos como el fémur, tibia, o el húmero, aunque también pueden presentarse alrededor de la rodilla, la cadera, pelvis, tráquea, laringe, cráneo, mano, etcétera [12,16,18–21].

Una de las tecnologías utilizadas para lograr ablación térmica es el HIFU [3]. Se creía que, debido a la naturaleza del hueso, la energía ultrasónica no era capaz de lograr la ablación en estos tejidos. En años recientes, diversos estudios han podido constatar la efectividad del uso del HIFU en tumores óseos primarios y secundarios [3,4,11,24]. Actualmente, su evaluación no se limita para tumores de tipo cortical o trabecular, sino también para tumores que tienen una estructura ósea más blanda.

Debido al tamaño de los tumores, los dispositivos utilizados en las evaluaciones de HIFU para tumores óseos suelen ser transductores de arreglos de elementos. Este tipo de dispositivos ofrecen ventajas en comparación con transductores cóncavos mono-elemento y lentes acústicas, pues tienen la capacidad para generar campos acústicos variables [25]. Sin embargo, la cantidad de elementos individuales incrementa (> 100); por lo tanto, el manejo electrónico tiende a depender de sistemas muy complejos. Además, estos transductores son extremadamente costosos, o bien, propios de algún centro de investigación o unidad médica especializada.

El trabajo que se presenta en esta tesis tiene como principal objetivo el diseño geométrico y modelado de un transductor cóncavo de anillos concéntricos para su evaluación a través de tejidos óseos blandos. Un transductor de anillos concéntricos es un tipo de transductor de matriz formado por elementos anulares individuales. Considerar un transductor cóncavo formado por anillos concéntricos permite aprovechar la forma cóncava de la geometría para focalizar la energía de alta intensidad disminuyendo significativamente la cantidad de elementos, esto comparado con un transductor de matriz de elementos convencional [26,27]. Con estas propiedades geométricas se amplía el rango focal y se pueden modificar las características del foco a lo largo del eje de propagación generadas por el transductor [27,28]. Debido al control dinámico del foco, el intervalo de tiempo entre los puntos de sonicación podría reducirse; con ello, elaborar protocolos más eficientes y menos costosos.

El diseño geométrico fue realizado para simular las distribuciones de los campos acústicos generados por nuestra propuesta. Además, se evaluó la propuesta a partir del modelado de la propagación acústica y de calentamiento a través de tejidos óseos blandos. Con los resultados de estos modelos se determinaron las distancias de colocación de la interfaz del tejido, así como los grosores óptimos de tejidos a utilizar para futuras experimentaciones. Dichos parámetros son importantes de determinar para que los tratamientos de este tipo de tumores eviten provocar lesiones y debilidades en el ligamento o cartílago [24,29]. Lo anterior puede ser válido con las

consideraciones anatómicas correspondientes, además de asumir que el tumor o tejido objetivo puede encontrarse en una zona más profunda.

Claramente, no se pueden abordar todos los fenómenos físicos y fisiológicos asociados al diseño propuesto para el uso del ultrasonido como terapia alternativa en este tipo de tumores con un proyecto de tesis de maestría. Se necesita un trabajo a largo plazo para la generación de conocimiento en este campo con aplicaciones específicas para aportar nuevas propuestas, ideas y resultados con el fin de aproximarse a una aplicación real en el futuro. Actualmente, el trabajo de tesis se limita al diseño y modelado computacional de una geometría para una posible fabricación y caracterización experimental. Es necesario entender la teoría y el comportamiento del dispositivo propuesto para contemplar los alcances y limitaciones de un objetivo final buscado. La fabricación física del transductor estará sujeta a las complejidades de la electrónica y los materiales utilizados, así como los métodos y técnicas de manufactura (tema no abordado aquí) de transductores HIFU de arreglos de elementos.

2.2. Objetivo general

El objetivo general de esta tesis consiste en diseñar y modelar computacionalmente, usando el método de los elementos finitos, la geometría y la propagación acústica de un transductor ultrasónico cóncavo de anillos concéntricos. Con ello, se puede estimar su factibilidad de uso a través de *phantoms* de tejidos óseos blandos. A partir de un modelo simplificado, se puede considerar que es necesario atravesar este tipo de tejidos para depositar la energía ultrasónica en una estructura más profunda siempre que el tumor no haya roto la cortical ósea.

2.3. Objetivos específicos

Modelado computacional de propagación acústica con un transductor mono-elemento a través de tejidos óseos blandos

- Modelado computacional de la propagación acústica de un transductor mono-elemento con frecuencia de operación de 4 MHz en un medio sin pérdidas.
- Modelado computacional de la propagación acústica para una geometría que contemple *phantoms* de tejido ligamento o cartílago para determinar las distancias de colocación entre el transductor y la interfaz del *phantom*. También, se realizará la evaluación de diferentes grosores de *phantoms* de tejidos (cartílago o ligamento) para la propagación de la energía acústica por HIFU.
- Modelado computacional de la propagación acústica para una geometría que contemple *phantoms* de tejido ligamento y cartílago para determinar las distancias de colocación entre el transductor y la interfaz del primer *phantom*.

Diseño y modelado computacional de la geometría de un transductor cóncavo de anillos concéntricos

- Diseño geométrico del transductor cóncavo de anillos concéntricos a partir de la determinación del $f_{\#}$.
- Cálculo de la cantidad de anillos para las geometrías evaluadas a partir de las distancias mínimas y máximas dentro del rango focal propuesto y máximas diferencias de fase.
- Modelado computacional de la propagación acústica de la geometría ideal del transductor cóncavo de anillos concéntricos (en agua) para analizar las distribuciones de energías y características focales resultantes.

- Modelado computacional y análisis de la propagación acústica de la geometría del transductor cóncavo de anillos concéntricos (en agua) considerando diferentes espacios de corte entre elementos para la generación de un modelo más robusto. Análisis de características focales y lobulares.

Modelado computacional de la propagación acústica y de calentamiento del transductor cóncavo de anillos concéntricos a través de phantoms de tejidos óseos blandos

- Modelado computacional de la propagación de la energía acústica del transductor cóncavo de anillos concéntricos seleccionado en *phantoms* de cartílago y ligamento con diferentes espesores.
- Modelado computacional de los patrones de calentamiento en los *phantoms* tejidos biológicos óseos con el transductor cóncavo de anillos concéntricos seleccionado.

3. Antecedentes

En este capítulo se abordan los temas relacionados a las generalidades del ultrasonido, sus propiedades y las formas en que pueden ser generados. Posteriormente, se presenta el marco teórico referente a los transductores ultrasónicos y las técnicas utilizadas para su focalización. También, se describen los efectos del ultrasonido focalizado de alta intensidad cuando son utilizados en terapias oncológicas. Más adelante, se expone de forma general la información relacionada a los tumores óseos. Finalmente, se aborda el concepto del método de elemento finito como herramienta en el modelado de sistemas físicos y multifísica de problemas continuos a partir de soluciones discretas.

3.1. Ultrasonido

El ultrasonido como concepto físico se denomina como la propagación de ondas mecánicas (no ionizantes) en una escala superior a la capacidad audible del ser humano (por encima de los 20 kHz) [30]. El ultrasonido para uso médico, generalmente, se encuentra desde 1 MHz hasta, usualmente, inferior a los 20 MHz. Cuando la energía acústica interactúa con los tejidos corporales, las moléculas se alteran transfiriendo la energía de una molécula a otra. “La energía acústica se mueve a través del tejido mediante ondas longitudinales y las moléculas del medio de transmisión oscilan en la misma dirección que la onda” [2].

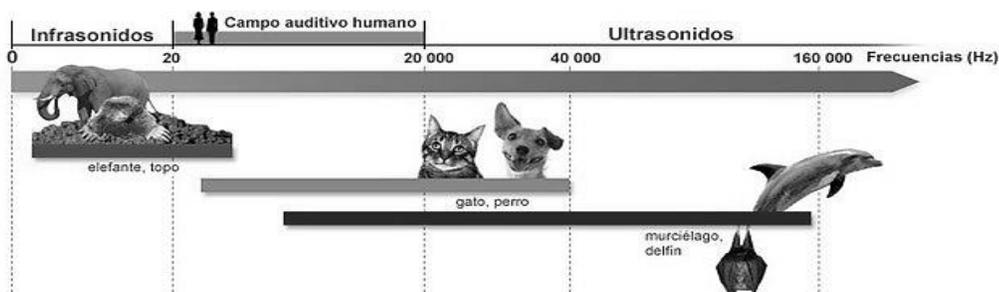


Fig. 1. Dominio de la propagación del sonido.

3.1.1. Generación del ultrasonido

El ultrasonido puede ser generado mediante un transductor que contiene elementos piezoeléctricos, dichos elementos pueden transformar la energía eléctrica en ondas mecánicas y viceversa. La aplicación de una tensión sobre un cristal, provoca deformaciones (extensión o compresión) dependiendo de la polaridad de la entrada. La deformación de interés producida se denomina “efecto piezoeléctrico inverso” y es utilizado para generar un haz ultrasónico a través de un transductor [2].

En la naturaleza existen materiales que poseen estas características, como los cristales de cuarzo [31]. Sin embargo, en la generación de ultrasonido, los materiales más utilizados son los ferroeléctricos; todos los materiales ferroeléctricos poseen características piezoeléctricas [2,31]. Algunos materiales como las cerámicas de Plomo Zirconato Titanio (PZT) o el Niobato de Litio exhiben estas características por encima de una determinada temperatura, conocida como punto de Curie [31]. Particularmente, las cerámicas PZT pueden ser identificadas de acuerdo a la aplicación deseada, por ejemplo, para baja o alta potencia, y éstas pueden ser clasificadas como blandas o duras, respectivamente [32].

Debido a sus propiedades dieléctricas, mecánicas y factores de acoplamiento piezoeléctrico, las cerámicas PZT son las más utilizadas en aplicaciones médicas. Sin embargo, la eficacia de estas cerámicas dependerá de su geometría y de las condiciones de fabricación [29,33]. Para la mayoría de las aplicaciones médicas, el modo de vibración de las cerámicas es en modo espesor, pero tomando en cuenta que pueden existir otros modos de vibración no deseados [2,33]. La frecuencia a la cual vibrará una determinada PZT es conocida como frecuencia natural o de resonancia y ésta es dependiente de las propiedades físicas del material, así como de su espesor.

El espesor h de la cerámica es una propiedad fundamental para obtener la frecuencia natural y se puede entender a través de la relación dada en (1).

$$f_r = \frac{N_3^D}{h} \quad (1)$$

Donde N_3^D es conocida como la constante de frecuencia de espesor (Hzm), y f_r es la frecuencia de resonancia (Hz).

3.1.2. Propiedades del ultrasonido

Para conocer y analizar los fenómenos que se presentan al momento de realizar una prueba de ultrasonido con fines terapéuticos, es importante identificar los parámetros y propiedades acústicas que se involucran. A continuación, se definen algunos de estos [2,29,30,34–36].

- *Presión acústica*: es el resultado de la propagación de las ondas acústicas sobre un medio determinado. Su unidad de medida son los pascales (Pa).
- *Impedancia acústica*: es la relación entre la densidad de un medio determinado y la velocidad de propagación del sonido sobre el mismo medio. La impedancia acústica se representa con la letra Z , que es el resultado del producto de la densidad por la velocidad del sonido.

$$Z = \rho c \quad (2)$$

Donde Z es la impedancia (Rayls), ρ es la densidad del medio (kg/m^3) y c la velocidad del sonido en el medio (m/s).

- *Intensidad acústica*: es la potencia acústica transferida por una onda sonora sobre un área determinada. Una forma de representarla es a través de la ecuación (3).

$$I = \frac{W}{N} \quad (3)$$

Donde I es la intensidad del sonido (W/m^2), w es la potencia acústica (W) y N es el área normal en dirección de la propagación de la onda (m^2).

- *Velocidad acústica*: se puede definir como la rapidez en que se propagan las ondas de sonido a través de un medio a determinadas temperaturas.

$$v = \sqrt{\frac{c}{\rho}} \quad (4)$$

Donde v es la velocidad del sonido (m/s), c es la constante elástica y ρ es la densidad de material (kg/m^3).

- *Atenuación*: cuando una onda ultrasónica viaja por un medio, determinada cantidad de energía es perdida debido a diferentes factores; el resultado se dice que sufrió una atenuación a la respuesta inicial. La atenuación es función de la frecuencia y puede ser representada por (5).

$$A = A_0 e^{-\alpha x} \quad (5)$$

Donde A es la amplitud de la señal atenuada después de que ha viajado una distancia x y A_0 es la amplitud de la onda sin atenuar, α es el coeficiente de atenuación (Np/m).

Las pérdidas de energía a partir de una onda incidente se dan por diferentes factores tales como: dispersión, absorción, reflexión y refracción [31,37–39].

- *Dispersión*: se presenta cuando una onda que viaja en un medio se esparce en diferentes direcciones al ángulo de incidencia original.
- *Absorción*: se puede definir como la conversión de la energía de la onda mecánica en otras energías tales como el calor.
- *Reflexión*: es el cambio de dirección de una onda al entrar en contacto con la superficie de separación entre dos medios diferentes.
- *Refracción*: es el cambio de dirección y velocidad que experimenta una onda al pasar de un medio a otro con distinto índice refractivo. Se produce únicamente si la onda incide en forma de sesgo sobre la separación entre los medios incididos.

Los conceptos de reflexión y refracción son regidos por la ley de Snell, que relaciona velocidades y ángulos de las ondas reflejadas y refractadas [39]. La reflexión y refracción pueden ser entendidos de una manera más clara a partir del esquema de la Fig. 2 (ver Fig. 2). De forma particular, cuando una onda incidente es propagada de un medio con menor velocidad a uno de mayor velocidad, la onda refractada tendrá un ángulo de 90° . Este ángulo es llamado ángulo crítico, también entendido como el ángulo de incidencia por debajo del cual un modo de propagación es totalmente reflejado (no existe transmisión de energía entre los medios).

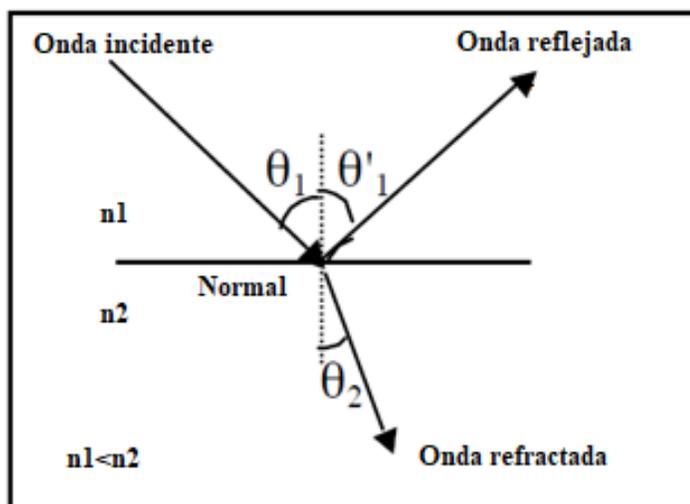


Fig. 2. Reflexión y refracción de una onda con respecto a una onda incidente en dos medios.

3.2. Transductores ultrasónicos

Como se mencionó, el ultrasonido es generado por un transductor el cual produce ondas mecánicas en diferentes puntos a lo largo de la cerámica piezoeléctrica que lo conforma. Estas vibraciones dan como resultado una suma de ondas con frecuencia en el rango del ultrasonido. De manera general, un transductor ultrasónico puede contener los siguientes elementos (ver Fig. 3) [30,34,36,40].

- *Conector*: interfaz entre el transductor y la fuente que propicia el pulso.
- *Housing*: se trata de la parte externa que se encuentra unida al conector, el cual contiene a todos los elementos que forman el transductor.
- *Capa de acoplamiento*: se trata de la parte del transductor que permite un acoplamiento en impedancia con el medio radiado.
- *Backing o contramasa*: se presenta como una capa de aire para asegurar que la potencia eléctrica sea transmitida de manera eficaz.
- *Cables*: elementos que permiten la transmisión de la energía desde un origen hasta los electrodos.
- *Electrodos*: conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito.

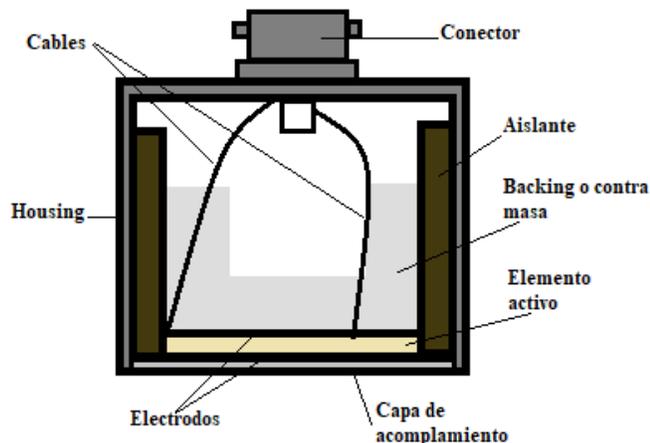


Fig. 3. Partes de un transductor ultrasónico.

3.2.1. Transductores de terapia

Los transductores ultrasónicos pueden ser clasificados de acuerdo a la geometría del material piezoeléctrico con el que están elaborados. Para terapia, se mencionan dos tipos principales de transductores: planos y cóncavos [2,25,36].

En los transductores planos, el área radiada por parte del transductor o zona focal suele ser amplia, por lo que cubre una mayor superficie. Su campo acústico está definido por dos principales zonas: el campo cercano (Fresnel) y el campo lejano (Fraunhofer) (ver Fig. 4) [41]. La primera está dada por la superposición de ondas generadas por el elemento piezoeléctrico y se caracteriza por mínimos y máximos en la distribución de la presión acústica. Este campo termina en donde se encuentra el último máximo de presión acústica a una distancia N de la cara del transductor y representa el foco natural del transductor.

Para un transductor circular plano, N puede ser encontrada a partir de (6) [41]. El campo lejano o de Fraunhofer, se encuentra después de N ; éste es menos irregular por lo que la presión acústica decrece progresivamente hasta cero mientras que el haz

se expande y se disipa. El uso de transductores ultrasónicos planos se da en esta zona.

$$N = \frac{a^2}{\lambda} - \frac{\lambda}{4} \quad (6)$$

Donde a es el radio de la cerámica (m) y λ la longitud de onda (m). Considerando que $a \gg \lambda$ la suma negativa en la ecuación puede ser despreciada.

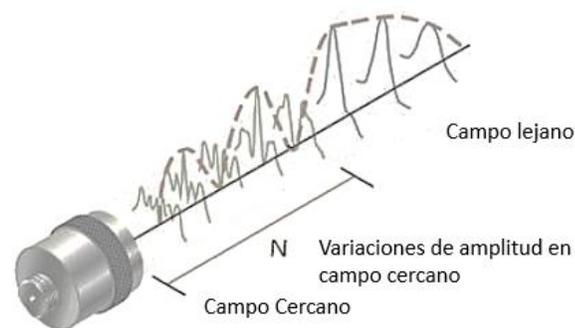


Fig. 4. Campo acústico de un transductor circular plano [41].

En un transductor cóncavo, la energía acústica suele concentrarse en un punto específico llamado foco, logrando una mayor definición en el haz (Z_F) [41]. Visto desde una perspectiva en óptica, la focalización ocurre en el centro de curvatura del transductor. De manera general, la focalización del ultrasonido se presenta como en la Fig.5 (ver Fig.5), donde se presentan dos principales regiones: convergencia y divergencia. La primera región representa la zona de convergencia y forma la zona del campo cercano del transductor (delimitada por la geometría). La región de divergencia es alcanzada una vez pasado el foco, también llamada campo lejano, es resultado del diámetro de apertura y la longitud de onda. Por último, cuando interactúan los efectos de difracción y focalización, el foco puede sufrir un desplazamiento en relación al foco natural geométrico dada por la curvatura del transductor.

3.3. Focalización del ultrasonido y focalización de alta intensidad

Una de las aplicaciones de los ultrasonidos focalizados está orientada a su uso en la medicina. Para este tipo de transductores, la energía acústica suele concentrarse en un punto llamado foco. La distancia a la cual se encuentra el foco desde el transductor es llamada distancia focal y es en este punto en donde se produce la máxima presión acústica. La distancia focal es directamente dependiente de la geometría del transductor [5,41]. Otra importante característica de los ultrasonidos focalizados es la zona focal. La zona focal se define como la distancia entre los puntos sobre el eje de propagación en donde la amplitud de la señal decae a -6 dB del máximo. La zona focal puede ser encontrada teóricamente mediante la ecuación (7); está directamente relacionada con otro concepto: la distancia focal normalizada. La distancia focal normalizada puede entenderse como el factor de focalización para un transductor focalizado; es una relación de la distancia focal real dividida por la longitud del campo cercano (8) [41],

$$F_z = Z_F S_F^2 \left[\frac{2}{1 + 0.5S_F} \right] \quad (7)$$

Donde F_z es la zona focal (m), Z_F es la distancia focal (m) y S_F la distancia focal normalizada definida como,

$$S_F = Z_F \left(\frac{\lambda}{a^2} \right) \quad (8)$$

Donde Z_F es la distancia focal (m), λ la longitud de onda (m) y a el radio de geometría del transductor (m).

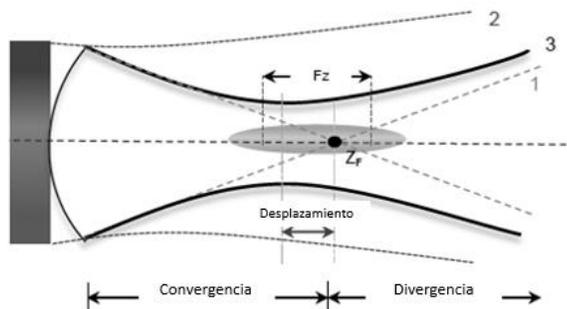


Fig. 5. Efectos de focalización y difracción en un transductor cóncavo.

Uno de los principales motivos para utilizar los ultrasonidos focalizados es por la máxima cantidad de energía que puede ser contenida en el foco. Esta capacidad de lograr un foco con mayor energía está determinada por la sensibilidad de enfoque; el grado de éste determina una mejor calidad del foco [41]. “Las amplitudes relativas de intensidad acústica irradiada son equivalentes a las diferencias relativas en la amplitud del eco” [41]. Kossoff, propuso un método cuantitativo para evaluar el grado de enfoque en función de la distancia focal normalizada para obtener la definición de intensidad de enfoque fuerte, medio o débil [42]. De acuerdo a la propuesta de Kossoff, el grado de enfoque se puede entender a partir de los siguientes conjuntos:

$$\textit{Enfoque fuerte} \quad 0 < S_F \leq 0.15$$

$$\textit{Enfoque medio} \quad 0.15 < S_F \leq 0.4$$

$$\textit{Enfoque débil} \quad 0.4 < S_F \leq 1$$

A pesar que las proposiciones de Kossoff son muy bien aceptadas, en la práctica, se puede tomar en cuenta la clasificación de grado de enfoque según Schlengermann [41]. Esta clasificación indica que los enfoques fuertes son ajustados para que puedan ser encontrados por debajo de los 0.33, por lo que la escala de enfoque queda denotada como:

$$\textit{Enfoque fuerte} \quad 0 < S_F \leq 0.33$$

$$\textit{Enfoque medio} \quad 0.33 < S_F \leq 0.66$$

$$\textit{Enfoque débil} \quad 0.66 < S_F \leq 1$$

Como una última característica mencionada en este apartado, se contempla el ancho del foco, el cual se define como la distancia transversal entre dos puntos donde la amplitud máxima del foco disminuye. Esta caída es registrada a -3 dB o -6 dB de la presión transmitida.

La focalización del ultrasonido puede llevarse a cabo por diferentes maneras [2,25]; por ejemplo, por medio de un elemento cóncavo, alcanzando una distancia focal fija (ver Fig. 6a). También, por medio de lentes acústicas acopladas a transductores planos, obteniendo una distancia del foco variable dependiente de la curvatura del lente (ver Fig. 6b). Una tercera forma de lograr la focalización es a través de la vibración en fase de arreglos de elementos piezoeléctricos, controlando así la distancia focal (ver Fig. 6c).

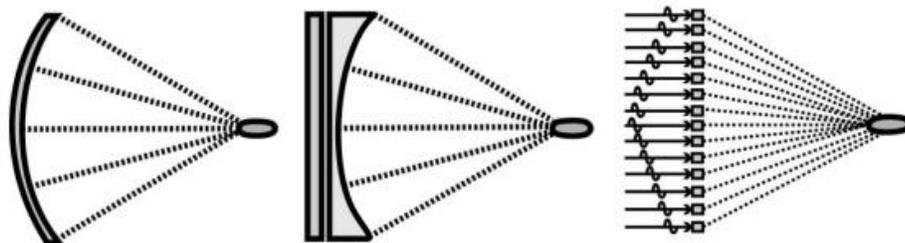


Fig. 6. Focalización del ultrasonido [25]. a) Elemento cóncavo, b) lentes acústicas, c) arreglos de elementos en fase.

La forma más común de lograr la focalización del haz es a partir de un transductor de elemento cóncavo (ver Fig. 6a). Las soluciones para describir la presión acústica, velocidad de la partícula y la intensidad a lo largo del eje de propagación para este tipo de geometría fueron descritas por O'Neil [43]. Esta teoría puede ser entendida mediante la geometría de la Fig. 7 sobre un plano xz (ver Fig. 7) y por las relaciones geométricas de las ecuaciones (9-12). Una vez conocidas las relaciones geométricas, la presión y la intensidad en el foco considerando que $Z_F = x = A =$ centro de curvatura pueden ser encontrados mediante (13) y (14), respectivamente.

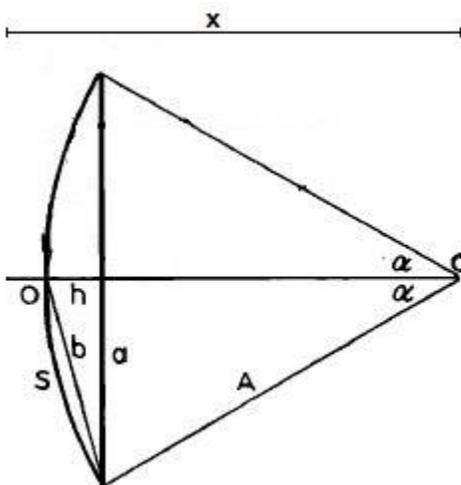


Fig. 7. Geometría de un transductor cóncavo con radio de curvatura A [43].

$$\alpha = \sin^{-1}\left(\frac{a}{A}\right) \quad (9)$$

$$h = A(1 - \cos(\alpha)) \quad (10)$$

$$b = \sqrt{a^2 + h^2} \quad (11)$$

$$S = \pi a^2 \sec^2\left(\frac{\alpha}{2}\right) \quad (12)$$

Donde a es el radio de la geometría (m), h la profundidad del elemento cóncavo (m), A el radio de curvatura del transductor (m), b la cuerda entre el origen O y el límite de a (m), S la superficie del elemento cóncavo (m^2) y C el punto focal.

$$P = P_0 k h \quad (13)$$

Donde P es la presión acústica en el foco (Pa), P_0 la presión inicial (Pa), k el número de onda (rad/m) y h la profundidad del elemento cóncavo (m).

$$I = \frac{M'P^2}{2\rho c} \quad (14)$$

Donde I es la intensidad axial relativa (W/m^2), y M' es una función de x que varía lentamente por lo que si $x \geq A$, I será muy cercana a P^2 .

Arreglos de transductores

Una forma alternativa a los elementos cóncavos y lentes acústicas para focalizar la energía ultrasónica es a través de un transductor de matriz de elementos. Estos sistemas permiten modificar las características del foco controlando eléctricamente aspectos de excitación tales como la amplitud y la fase [2,25]. Las relaciones de fase sobre el transductor se logran dividiendo la superficie en elementos individuales introduciendo a cada uno de ellos cambios relativos de fase en las ondas transmitidas [2]. Cuando de arreglos de matrices en fase se trata, una clasificación considera tres clases principales: lineales, anulares y arreglos bidimensionales [2]. Otra clasificación propuesta para su uso en terapia es descrita en [25], donde se considera que los dispositivos de arreglos de transductores pueden ser los siguientes:

- *Arreglos cilíndricos y esféricos*: transductores rectangulares que forman rejillas de una forma curvada o esférica que pueden rodear la superficie donde será aplicada; son utilizados para aplicación y escaneo (ver Fig. 8a) [44,45].
- *Arreglos en fase de forma cónica*: es una matriz de elementos lineales con espesores cónicos (ver Fig. 8b) [46].
- *Arreglos en forma de vórtice sectorial*: consiste en un disco dividido en n sectores que se impulsan con una distribución de fase que gira en forma de revolución con un número de vórtice M . Los elementos irradian energía acústica en forma oblicua produciendo un campo acústico con un vórtice en forma de tornillo.

La fase gira M veces por revolución alrededor del eje de propagación donde la envolvente del campo será similar a una función de Bessel de orden M (ver Fig. 8c) [47,48].

- *Arreglos de anillos concéntricos*: el transductor está compuesto de un conjunto de elementos anulares que forman una superficie plana o cóncava (ver Fig. 8d). Cada elemento funciona como una fuente puntual con contribuciones individuales que, con las diferencias en fase adecuadas, pueden formar campos acústicos diferentes; modificando el foco natural del transductor [2,25,49–51]. Una descripción más detallada sobre este tipo de transductores será abordada en el siguiente apartado.

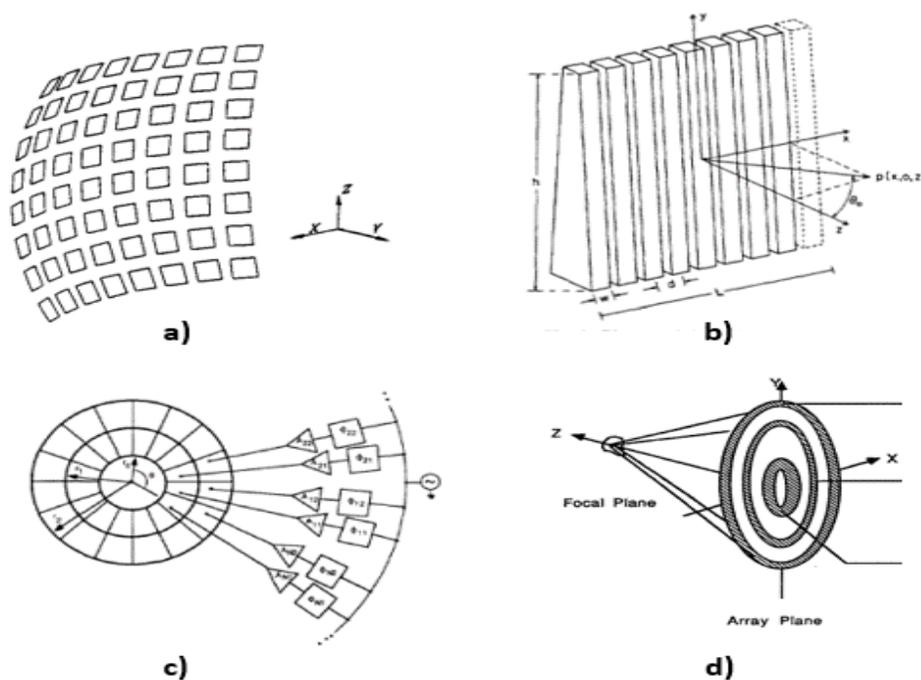


Fig. 8. Arreglos en fase de transductores para terapia [44,46,47,49,50]. a) Arreglos lineales cilíndricos y esféricos, b) arreglos en fase de forma cónica, c) arreglos en forma de vórtice-sectorial, d) arreglos de anillos concéntricos.

Transductores focalizados de anillos concéntricos

La transmisión del ultrasonido puede verse atenuada o reflejada por el tejido en donde es aplicado y su forma geométrica, o bien, por el camino que seguirá hasta el objetivo. Una de las configuraciones utilizadas para el control del foco que es fijo,

consiste en que el transductor se encuentre montado sobre un sistema de posicionamiento de 3 ejes. En ocasiones, esta configuración limita movimiento mecánico en la dirección de profundidad. Una forma de reducir el espacio requerido en el escáner en la dirección de la profundidad, es utilizar el enfoque eléctrico mediante anillos concéntricos también llamado matriz anular. Así, es posible mover eléctricamente un foco en una dimensión sobre su simetría axial [52]. Este transductor consiste en un piezoeléctrico dividido en una serie de elementos anulares concéntricos entre sí, obteniendo en su conjunto un disco de forma plana o cóncava [2,52]. La matriz anular se puede utilizar para producir un punto focal intenso en un rango focal a lo largo del eje de propagación. El foco puede moverse de manera rápida y precisa a prácticamente casi cualquier ubicación axial en el margen permitido ajustando electrónicamente la fase a cada elemento de la matriz [28,52,53]. Sin embargo, en ocasiones, dirigir el haz enfocado hacia ubicaciones alejadas del eje de la matriz da como resultado regiones focales anulares no deseadas.

Para tener una distribución acústica ideal, la cantidad de elementos en una matriz anular de elementos debe ser grande, esto aumenta la complejidad de los circuitos electrónicos asociados. Se ha podido demostrar que es posible reducir la cantidad de elementos en la matriz determinando características como el rango de las distancias focales, espacio entre los anillos y máximas diferencias de fase [27,28,51,54]. Para calcular el campo de presión resultante de un transductor de anillos concéntricos, la superficie del transductor es vista como un ensamble de fuentes individuales.

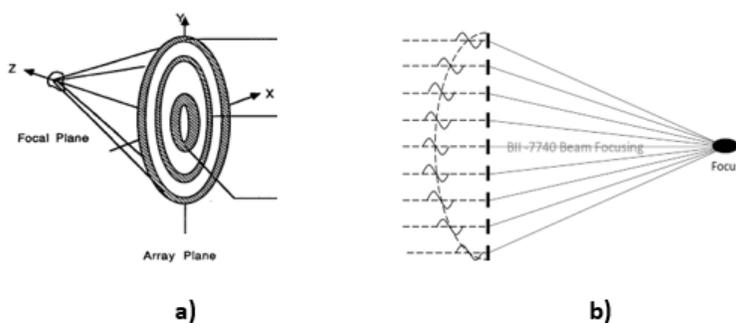


Fig. 9. Transductor de matriz anular [52]. a) Matriz anular plana, b) matriz anular cóncava.

Cada fuente contribuye con un campo de potencia radialmente simétrico [28]. En cada punto del campo se suman las contribuciones de todas las fuentes puntuales por superposición; la ecuación (15) puede ser utilizada para medios no atenuantes, por ejemplo, el agua.

$$p_m = \frac{i\rho ck}{2\pi} \sum_{n=1}^N u_n \int_{S_n} \frac{e^{-ikr_{mnq}}}{r_{mnq}} dS_n \quad (15)$$

Donde p_m es la presión acústica en el punto (x_m, y_m, z_m) (Pa), $i = \sqrt{-1}$, ρ es la densidad del medio (kg/m^3), c es la velocidad del sonido (m/s) y k es el número de onda real (rad/m). También, $u_n = A_n e^{i(\omega t + \theta_n)}$ es la excitación compleja de todas las fuentes puntuales en el n -ésimo elemento con amplitud A_n , frecuencia ω (rad/s), y fase θ_n (rad), r_{mnq} es la distancia al punto m desde un punto q en el elemento n (x_{nq}, y_{nq}, z_{nq}) (m), y S_n es el área de superficie del elemento n (m^2).

3.4. Efectos biológicos de la focalización del ultrasonido de alta intensidad

Los efectos biológicos ocasionados por el uso de los ultrasonidos fueron descritos desde cerca de 1920, iniciando así una serie de investigaciones para conocer las consecuencias mecánicas, térmicas, químicas y fotoquímicas en estructuras particulares. Para el caso de los ultrasonidos focalizados, fue hasta la década de los 50s cuando las primeras pruebas en tejidos biológicos fueron reportadas, produciendo lesiones destructivas sobre el sistema nervioso central de gatos [55]. Sin embargo, no fue sino hasta la última década del siglo XX, cuando tomó una importancia significativa pese a los retos que involucraba su uso en oftalmología y neurología. El desarrollo de equipos menos robustos de HIFU se orientaron a procedimientos adyuvantes para la efectividad de la *L-dopa* en el tratamiento del Parkinson. De forma efectiva, el HIFU vio sus mayores avances en oftalmología para el tratamiento del glaucoma [3]. En la actualidad, las áreas médicas donde es utilizada la tecnología HIFU son neurocirugía, oftalmología, urología, ginecología y oncología.

El principio del HIFU es mostrado en la Fig. 10 (ver Fig. 10), donde la energía focalizada se localiza en una región específica del tejido. Uno de los propósitos buscados mediante esta técnica de mínima invasión es evitar el daño o provocar un daño mínimo en los tejidos circundantes. Sin embargo, el objetivo principal consiste en aumentar la temperatura del objetivo a un nivel citotóxico “suficientemente rápido que la vascularización del tejido no tenga un efecto significativo sobre el grado de muerte celular” [3]. La intensidad buscada en el foco dependerá de la aplicación deseada y puede encontrarse entre 14 W/cm^2 hasta 20 kW/cm^2 [3,36].

Las alteraciones biológicas producidas por HIFU son apariciones de necrosis por coagulación como consecuencia de la exposición de altas temperaturas del tejido en un corto tiempo. Por ejemplo, a temperaturas $> 60 \text{ }^\circ\text{C}$ durante al menos un segundo, en tejidos blandos se garantiza muerte celular por necrosis, siendo éste uno de los principales propósitos de la terapia por HIFU [56]. Aunque el objetivo principal de la terapia es causar necrosis, este fenómeno puede inducir apoptosis celular, donde el núcleo celular es destruido por la degradación del ADN debido a endonucleasas [56]. También, pueden producirse efectos como cambio en las tasas de lactatos y la disminución del pH intracelular que son inducidas por el calentamiento [57].

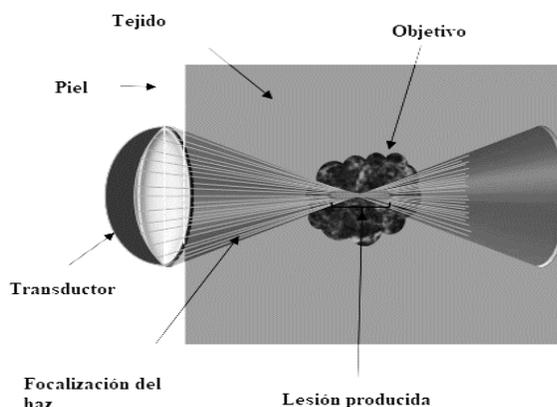


Fig. 10. Representación gráfica del funcionamiento del HIFU [7].

Algunas de las aplicaciones más trascendentes del HIFU son las terapias de ablación oncológica, donde se desea realizar una destrucción selectiva de un tejido tumoral. Con el HIFU, se busca provocar ablación térmica en la región tumoral para lograr una necrosis coagulativa [3]. Con el incremento de temperatura en la zona tumoral, el microambiente celular se ve alterado ocasionando la irreversible muerte celular. El HIFU para tratamiento oncológico se ha utilizado para tipos de cáncer como el de mama, hepático, prostático, pancreático, de riñón, uterino y, en años recientes, su estudio en cáncer de hueso [3,7,58,59]. Las evaluaciones clínicas han sido estudiadas con la aplicación única de HIFU, o bien, en combinación con terapias secundarias y en combinación con medicamentos o compuestos orgánicos medicinales.

Por ejemplo, su uso clínico en el tratamiento de carcinomas hepáticos y de mama registraron vasos sanguíneos dañados, necrosis coagulativas y en algunos casos la desaparición del tumor [58]. Para este estudio se presentaron los siguientes resultados a nivel macroscópico, microscópico y vascular:

Macroscópico: se mostró destrucción aguda y notoria de la lesión por calentamiento.

Microscópico: las células tumorales se encontraban distorsionadas principalmente en el núcleo. Se presentó picnosis y encogimiento del núcleo e histológicamente sin restos celulares visibles. También, una semana después del tratamiento, se pudieron observar granulaciones con presencia de fibroblastos inmaduros. Un análisis más profundo después del tiempo de tratamiento mostró que las células tumorales carecían de citoplasma. Para la región uterina, apareció nuevo tejido de reparación proliferativo.

Vascular: en los vasos sanguíneos de los hepatomas, casi todos los núcleos de las células endoteliales desaparecieron y se interrumpieron las uniones entre células unitarias. En vasos pequeños, el HIFU causó lesiones e inflamación con edemas

considerables, los vasos tumorales dañados mostraban núcleos picnóticos y restos de núcleos destruidos, lo que indica la muerte de las células endoteliales. En el tratamiento para cáncer de mama, los vasos sanguíneos presentaron necrosis y la estructura vascular mostró distorsión celular, disrupción del endotelio y carencia de núcleos.

Cuando el HIFU se utiliza como terapia paliativa, la mayoría de los pacientes sometidos a este tratamiento han visto una disminución local del dolor [10]. También, se ha evaluado y concluido que el tratamiento por HIFU provee un incremento en la esperanza de vida pese a la metástasis tumoral en los casos donde se presentó [7,59]. Se ha podido comprobar que en comparación con un grupo control, los pacientes sometidos a tratamientos paliativos por HIFU, además de la disminución del dolor, recuperan la funcionalidad de la extremidad rehabilitada, permitiendo volver a caminar de manera eficaz [10,24]. En la terapia paliativa, la aplicación de HIFU al hueso conduce a un calentamiento rápido de la corteza que, posteriormente, funge como fuente de calor conduciendo a la ablación del tejido blando adyacente. Esta inducción de calor, por ejemplo hacia el periostio, disminuirá el dolor en donde se considera la fuente de dolor más prominente, al menos en las lesiones osteoblásticas [60].

3.5. Tumores óseos

El crecimiento acelerado de células cancerígenas puede generar tumores que logran invadir el tejido adyacente o provocar metástasis en otras partes del organismo que no se encuentren cerca del génesis del tumor. El cáncer puede aparecer en cualquier parte del cuerpo, desde las células que conforman tejidos blandos hasta en tejidos más compactos como los huesos [12,20]. Los tumores óseos son observados comúnmente en esqueletos inmaduros. Se originan principalmente en las células que conforman los huesos: *osteoblastos* y *osteoclastos* [20,21].

Los tumores óseos pueden ser benignos y desaparecer gradualmente sin presentar complicación alguna, o bien, pueden ser considerados malignos de acuerdo

al daño que estos provoquen a la estructura ósea. Los tumores óseos pueden ser clasificados en dos tipos, por su histología o por su comportamiento biológico [18,20]:

Tipo Histológico

- Óseo.
- Cartilaginoso.
- Fibroso.

En [20] se describe que Enneking propone una clasificación de acuerdo a su tipo histológico donde pueden ser clasificados de forma puntual los tumores benignos y malignos (ver Tabla 2).

Comportamiento Biológico

- Intracapsulares: se mantienen dentro de la cápsula o límite.
- Extracapsulares: rompen la barrera o límite que los contiene.
- Extracompartimentales: erosionan y destruyen la cortical ósea.

También, se describe que Enneking plantea una clasificación de acuerdo al comportamiento biológico del tejido tumoral, se identifican dos características generales: actividad y agresividad (ver Tabla 3).

Tabla 2. Clasificación de tumores óseos por su tipo histológico según Enneking [20].

Tipo Histológico	Benigno	Maligno
Óseos	-Osteoma	-Osteosarcoma clásico
	-Osteoma osteoide	-Osteosarcoma paraostal
	-Osteoblastoma	-Osteosarcoma periostal
Cartilaginosos	-Encondroma	-Condrosarcoma primario
	-Exostosis	-Condrosarcoma secundario
Fibrosos	Fibroma no osificante	-Fibrosarcoma -Histiocitoma y fibroso maligno

Tabla 3. Clasificación de tumores óseos por comportamiento biológico según Enneking [20].

	Estado	Descripción	Representación
Estadio 1	Inactivo	Bien encapsulado, indolente y espontáneos.	 Inactivo (Intraóseo)
Estadio 2	Activos	Progresivos y sintomáticos, deforman las barreras naturales.	 Activo
Estadio 3	Agresivos	Localmente invasivos, penetran corteza y con alta recurrencia.	 Agresivos
Estadio 1	Histológicos: Bajo grado	Bien diferenciados, poca mitosis, responden a radiofármacos.	 Intraóseo Intracompartimental / Extraóseo extracompartimental
Estadio 2	Histológicos: Alto grado	Pobre diferenciación, alta proporción de matriz celular, mitosis abundante, alta metástasis, altamente destructivos a la coraza y alta captación de radiofármacos.	 Intraóseo Intracompartimental / Extraóseo extracompartimental
Estadio 3	Metastásicos	Regional o remota.	 Metastásico

Los tumores malignos se caracterizan por el crecimiento local indolente, bajo incidencia de metástasis en el intervalo prolongando entre el diagnóstico del tumor primario y la metástasis [20,21]. El comportamiento agresivo se presenta por su actividad mitótica, grado de diferenciación celular y necrosis en los tejidos. Para la

detección y diagnóstico de los tumores óseos se presentan exámenes físicos e interrogatorios para determinar las características del dolor: en actividad y reposo. También, se considera el aumento en la circulación lateral, así como el aumento de volumen y masa tumoral sobre el hueso cortical. Una vez que exista la posibilidad de presentar tumores óseos, se pueden realizar estudios de radiografía, tomografía axial computarizada, resonancia magnética y gammagrafía, con el fin de conocer la localización del tumor, extensión y, en algunos casos, vascularización [21]. Por último, para confirmar la existencia del tumor es necesario realizar una biopsia para poder determinar el origen, el tipo y el grado del cáncer.

Los tratamientos más comunes son quimioterapia, radioterapia, terapia localizada, cirugía de salvamento y, en el peor de los casos, amputación del miembro afectado [4,12,20,21]. En la actualidad, se estudian nuevas técnicas que permitan el tratamiento de tumores óseos con técnicas menos agresivas e invasivas, una de ellas es por ablación térmica mediante el uso del HIFU [3–5,12,59].

3.6 Modelado computacional por método del elemento finito

El método del elemento finito (FEM) es una técnica utilizada para resolución de problemas de fenómenos reales y continuos descritos por ecuaciones diferenciales. El FEM es muy utilizado en problemas de ingeniería y física [61]. Este método se basa en aproximaciones de las soluciones a través de diferentes métodos de discretización que siguen un patrón general definiendo un sistema discreto tipo. La manera de conceptualizar los sistemas discretos tipo se pueden basar en dos premisas principales [61,62]:

1. El sistema continuo se divide en un número finito de partes llamadas elementos, con un número finito de características y propiedades.
2. La solución completa del sistema es el ensamble de las soluciones de elementos individuales que siguen las reglas de solución del sistema discreto tipo.

De manera específica, dentro de cada elemento se distinguen una serie de puntos los cuales se denominan nodos; dos nodos son adyacentes sí pertenecen al mismo elemento (ver Fig. 11). El conjunto de nodos considerando sus relaciones de adyacencia se conoce como malla. Para la solución por FEM se necesita que el problema se encuentre definido en un espacio geométrico llamado dominio, así, este dominio será dividido por la malla. El dominio se puede dividir mediante puntos (en el caso unidimensional), por líneas (en el caso bidimensional) y mediante superficies (en el caso tridimensional). “Las relaciones de adyacencia o conectividad corresponden con el valor de un conjunto de variables incógnitas definidas en cada nodo y son denominados grados de libertad” [62]. El número de ecuaciones de dicho sistema es proporcional al número de nodos. Por último, al tratarse de un sistema continuo regido por ecuaciones diferenciales, existen variables conocidas que determinan las condiciones de contorno para la delimitación del dominio del problema.

El método tiene muy buena aceptación, al grado del desarrollo de software sofisticados que facilitan el modelado y síntesis de los problemas; mismos que son utilizados en la industria e investigación. Algunos de estos software no se limitan a la resolución de un único fenómeno físico, es decir, son multifísica, por ejemplo, el software COMSOL Multiphysics [63]. COMSOL incorpora módulos para distintos problemas generales, uno de ellos es el de fenómenos acústicos y de calentamiento. Por ejemplo, este programa permite modelar problemas para el análisis de los efectos de las distribuciones de campo acústico en el rango del ultrasonido, como el abordado en este trabajo.

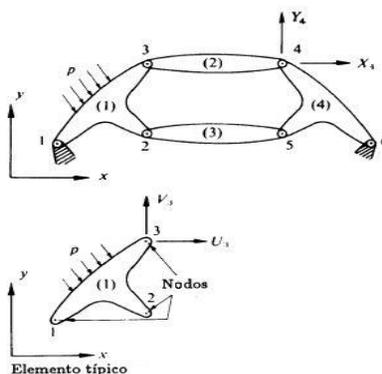


Fig. 11. Representación de discretización del dominio por FEM [61].

4. Estado del arte

El ultrasonido focalizado se puede alcanzar a través de diferentes configuraciones en los transductores. Mediante la excitación de un solo elemento, se compromete la potencia eléctrica suministrada. Para lentes acústicas, éstas deberán ser finamente manufacturadas, y para los que se componen de arreglos de elementos su sistema de excitación tiende a ser robusto. Un tipo de arreglos de elementos que pueden ofrecer cierta ventaja debido a su complejidad media en fabricación son los de anillos concéntricos. Estos arreglos, permiten modificar características de enfoque y morfología focal en función de la señal de excitación y de la geometría del transductor [52].

Cuando el uso del ultrasonido se orienta a tratamientos térmicos, el HIFU ha demostrado ser una terapia alternativa efectiva en el tratamiento del cáncer, (independiente de la malignidad de éste) [4,7]. Actualmente, existen dispositivos y técnicas probados, donde, generalmente, los dispositivos que se utilizan suelen ser equipos que se componen de arreglos de transductores [7]. Estos dispositivos como se sabe, suelen ser extracorpóreos, con sistemas robustos y complejos físicamente y electrónicamente [64]. Las terapias oncológicas, donde se han utilizado, están orientadas al tratamiento de cáncer de mama, fibromas uterinos o cáncer de hígado, por mencionar solo algunos. Por mucho tiempo, las complicaciones del uso de HIFU en tejidos duros como los huesos habían sido ampliamente discutidas y cuestionadas debido a propiedades intensivas y acústicas de dichos tejidos [2,4,31]. En los últimos años, han crecido los estudios para la factibilidad de su aplicación en oncología ósea [5,7,9,12,24,59,65], ya sea por cáncer de hueso o en estructuras óseas que han sido metastatizadas por un carcinoma diseminado. Así, se espera que, con el estudio e investigación de este posible tratamiento puedan llegarse a formar protocolos y sistemas de evaluación para su uso seguro y efectivo en clínica.

4.1 Transductores ultrasónicos de anillos concéntricos

En los últimos años, el estudio de transductores de arreglos anulares se ha centrado en dispositivos para terapia con el objetivo de modificar las distancias de penetración y dimensiones del foco. Chen y colaboradores [27], reportaron el diseño de un dispositivo HIFU por elementos anulares bajo ciertas condiciones para evitar quemaduras en tejidos sanos causados por los lóbulos de rejilla. Usando las ecuaciones de Rayleigh-Sommerfield, calcularon el diámetro del elemento exterior, siendo de 12 cm y un radio de curvatura de 12 cm. El transductor se compuso por una matriz con 14 elementos en forma de anillos con frecuencias de operación de (0.8, 0.9, 1.0 y 1.2) MHz. El dispositivo fue evaluado para el tratamiento de fibromas uterinos, donde se determinó que el rango de enfoque aumentó utilizando los 14 anillos a una frecuencia de 0.8 a 1 MHz. El rango de enfoque fue inversamente proporcional a la frecuencia evaluada. El enfoque variable (calidad de los transductores de matriz anular) resultó de 8 cm y 14 cm asegurando una intensidad absorbida de piel y músculo (tejidos no objetivo) de -24 dB y -16 dB.

Otros trabajos como el de Choi y Woo [26,66], se han enfocado en propuestas para la optimización del diseño de transductores cóncavos de matriz anular que puedan ser utilizados como terapia HIFU en clínica. Asumiendo que el radiador del transductor puede ser visto como un ensamble fuentes puntuales, en una matriz anular se puede hacer una simplificación para su análisis tratándolos como fuentes de pistón [26]. Así, el análisis matemático puede ser reducido permitiendo analizar diferentes esquemas. Este tipo de estudios son cuidadosos en las intensidades de los lóbulos laterales creados por las diferencias de fases entre los elementos, restringiéndolos a -12 dB [26,66]. Con este método, es posible hacer diferentes propuestas para la cantidad de elementos de la matriz y tamaño de los canales de separación.

También, se exhiben casos para el desarrollo de transductores de matrices anulares planos, como el trabajo realizado por Zaho [67]. Este trabajo, describe un transductor de puntos multifocales con una variación de 7 mm en la distancia focal;

desde 5 mm hasta 12 mm con una cerámica piezoeléctrica PZT. Para el diseño de este transductor se consideran un espaciado simétrico de anillos concéntricos. El grosor para la cerámica fue de 1.02 mm a una frecuencia de 2.25 MHz. La cantidad de anillos fue de 32, con un ancho de cada anillo de 0.2 mm y un espacio entre electrodos vecinos de 50 μm . De forma particular, cada anillo puede ser seleccionado individualmente de modo que se pueda lograr la vibración de uno o varios elementos. Cuando los transductores son arreglos anulares planos, el mejor enfoque y rango de desplazamiento se encontrará cuando el número de elementos sea muy grande, por lo que su complejidad aumenta.

4.2. Aplicación del HIFU en tumores óseos como terapia no invasiva

El uso del HIFU como una alternativa de tratamiento contra el cáncer de hueso y metástasis ósea ha sido reportado desde la primera década del siglo XXI [3,24]. No obstante, en los últimos años se han visto avances muy prometedores en su eficacia contra este padecimiento [59,65]. Actualmente, los protocolos de algunos estudios clínicos reportados se encuentran basados en el uso de un equipo comercial de HIFU con imagen por resonancia magnética (*MRgFUS*) [64]. También, algunos de estos estudios son ayudados mediante la aplicación de HIFU con retroalimentación visual por ecografía.

Para esta última aplicación, destaca el trabajo de Yu [68], quien utilizó un equipo HIFU a 0.8 MHz con un transductor de 12 cm de diámetro y 135 mm de distancia focal. El sistema de imagen se basó en un ecógrafo en tiempo real con una frecuencia de 3-5 MHz. Para el estudio se tomaron en cuenta 27 pacientes con Osteosarcomas recurrentes. En la aplicación de la terapia, el tumor fue dividido en bloques pequeños para abarcar zonas específicas. Para evaluar la eficacia del tratamiento se tomaron en cuenta manifestaciones clínicas, evaluación del dolor, examinación bioquímica, examen de resonancia magnética para lesiones, recurrentes por mencionar algunos. Haciendo hincapié en los resultados bioquímicos, la fosfatasa alcalina y el ácido láctico antes del tratamiento con HIFU fueron de 73 y 402 U/L y 134 y 1303 U/L,

respectivamente. Meses después a la aplicación de la terapia se registró una disminución en los niveles de estas dos sustancias. Así también, los pacientes registraron una disminución del dolor considerable, con un promedio en la esperanza de vida de cerca de 2 años. Este trabajo probó que el HIFU puede ser usado como tratamiento no invasivo y seguro para estos tumores, pero siendo sujeto a nuevos y más exhaustivos estudios.

Otro ejemplo del uso de HIFU en terapia ósea, pero con la ayuda de un equipo comercial combinada con la guía por resonancia magnética, es descrito en [10]. El equipo comercial está diseñado para la planificación del tratamiento y la termometría en tiempo real (monitoreo) permitiendo así la ablación no invasiva del tejido tumoral [64]. Una de las principales características del equipo comercial es que el sistema enfoca la energía del ultrasonido usando una matriz de elementos en fase. El transductor contiene aproximadamente 200 elementos, tiene un diámetro de 120 mm y 160 mm en la curvatura del radio. La frecuencia puede ser elegida por el operador y varía aproximadamente de 0.9 MHz a 1.3 MHz. La matriz permite elegir el foco electrónicamente entre 5 cm y 20 cm de profundidad combinándose con un sistema de posicionamiento en 3 ejes. Este tipo de equipos han sido aprobados por la FDA (Food and Drug Administration) para el tratamiento de fibromas uterinos y otros tipos de cáncer, incluidos estudios para el tratamiento paliativo de tumores óseos [9].

Con el equipo descrito, Bertrand A. y colaboradores [10], probaron el uso del sistema en la terapia ósea, pero orientada hacia la metástasis tumoral. La aplicación de HIFU fue en 17 pacientes con afectaciones por metástasis ósea que no eran candidatos a radioterapia, los tumores se localizaban en extremidades y huesos axiales. Los tiempos de aplicación de las terapias fueron cercanas a 15 segundos con aplicaciones de entre 8 a 27 para tumores relativamente bajos y altos. Se dio seguimiento a los pacientes antes del tratamiento, 1 semana después y hasta un mes después de aplicada la terapia. Los resultados presentaron que el 50% de los pacientes respondió parcialmente al tratamiento mediante la disminución del dolor. El 38% respondió completamente, asegurando haber encontrado alivio del dolor

mediante este tratamiento. Por otro lado, el 12% restante mostró progresión positiva a la disminución del dolor, pero no completamente considerable. El tratamiento resultó ser factible para los sujetos evaluados, por lo que se consideró como ayuda en la terapia paliativa por la disminución del dolor. Los autores también mencionan que la eficacia del tratamiento puede ser más favorable en detección temprana de la enfermedad, cuando el tumor aún se encuentra protegido por la cortical ósea.

El uso del HIFU en la terapia de cáncer de hueso, también ha visto buenos resultados cuando es utilizado en combinación con fármacos para quimioterapia. En el estudio que reporta Wang [65], se tomaron en cuenta a 72 pacientes con osteosarcomas, (tanto en esqueleto axial como apendicular). Se concentró un grupo del 50% como el grupo de control y el otro 50% como el grupo de estudio. Al primer grupo, solamente le fue suministrado el fármaco, mientras que, al grupo de estudio, fue en combinación con la terapia por HIFU. Si bien, los pacientes presentaban cáncer metastatizado, la esperanza de vida del grupo de estudio fue mayor en comparación con el grupo de control.

El seguimiento a los pacientes fue antes del tratamiento y de una a dos semanas después del mismo. Además, los pacientes reportaban funcionalidad en las extremidades y disminución del dolor después de aplicada la terapia por HIFU. Por lo anterior, pudieron asumir la factibilidad del uso de HIFU como una terapia de apoyo en combinación con quimiofármacos para el tratamiento paliativo y curativo (en etapas tempranas del cáncer) de los osteosarcomas. Este último trabajo ejemplifica lo que se ha conocido y descrito hasta ahora como la regla de oro. Esta regla propone la combinación del uso del HIFU y quimiofármacos para potencializar la eficacia del HIFU en el tratamiento óseo.

En cuanto a los trabajos de investigación para la factibilidad del uso de HIFU en tumores de hueso, en la literatura se reportan algunos orientados al modelado computacional. Algunos de estos trabajos estudian los efectos del HIFU en presencia de *phantoms* con propiedades de cortical ósea [60,69]. Por ejemplo, existen reportes

donde se estudian los efectos de dispersión provocados por la presencia de estos *phantoms* a diferentes distancias de colocación del transductor [69]. También, exhiben primeras aproximaciones de un estudio transitorio en la propagación de la presión acústica para un transductor mono-elemento con la inclusión de estos simuladores de tejido.

Otros estudios [60], se orientan al modelado de la medición de la temperatura sobre la corteza cortical mediante la generación de rayos trazados (sin considerar los efectos no lineales del ultrasonido). Describen el desafío de conocer la temperatura exacta sin depender de estimaciones basadas en las mediciones de los tejidos adyacentes. Una combinación de su propuesta de modelo y los resultados de la técnica para la medición de temperaturas por gradientes de ecos [70] podría ser interesante de analizar.

4.3 Trabajo previo por el grupo de investigación en México

En México, el grupo de investigación ha empezado a trabajar en el estudio de novedosas técnicas alternativas para el tratamiento de tumores óseos. Inicialmente, se realizaron estudios por modelado computacional para la factibilidad del uso de microondas y ultrasonido en el tratamiento de tumores óseos mediante geometrías ya existentes para los aplicadores [5]. Para ultrasonido, se utilizó la geometría de un transductor HIFU de 4 MHz con una distancia focal de 100 mm. Se colocó un dominio con propiedades acústicas del hueso frontal a la cara del transductor, con el fin de observar la distancia de penetración del ultrasonido en el hueso. Los resultados de las distribuciones acústicas y térmicas arrojaron que, para esa geometría, el ultrasonido puede penetrar 5 mm en el hueso a una distancia de colocación igual a la de la distancia focal. Para esta aseveración se evaluaron características del foco tales como su longitud y ancho. Estos resultados permitieron seguir elaborando estudios por modelado para determinar condiciones más específicas para la posible aplicación de esta técnica.

Posteriormente, se presentó un trabajo en el que se realizó un estudio paramétrico del modelado de propagación acústica de un transductor HIFU en un rango de frecuencia de 1 a 10 MHz [71]. Este estudio mostró que existe una reducción en el largo del foco para diferentes frecuencias y grosores de hueso cortical en comparación con la propagación acústica del transductor en un medio sin pérdidas (el agua). Con la geometría planteada, la cual fue de un transductor HIFU mono-elemento, los mejores resultados fueron frecuencias de 3 a 5 MHz con un grosor del hueso de 0.5 mm. Además, los resultados dieron una visión general en el análisis de posibles frecuencias y grosores óseos que podrían usarse con condiciones más específicas.

5. Metodología

5.1. Modelado computacional del campo acústico por FEM en un transductor frontera (mono-elemento cóncavo)

Inicialmente, como parte de trabajo previo [71], se evaluó el comportamiento de la propagación del ultrasonido a través de tejidos de ligamento y cartílago con la geometría de un transductor comercial. Con este estudio se buscó conocer los grosores de los tejidos de interés y las distancias de colocación óptimas en los cuales puede ser propagado el ultrasonido mediante esta propuesta. Cabe aclarar que esto puede ser dado con el propósito de que alguna de estas dos estructuras o ambas sean adyacentes al objetivo final (hueso o tumor). Si eso sucede, una de ellas o ambas, impide la deposición directa de la energía acústica sobre el hueso o tumor.

Por ello, se propuso lo siguiente:

1. Evaluar los distintos tejidos de forma individual con diferentes grosores en que pueden ser encontrados y han sido reportados en la bibliografía. Los tejidos son colocados a diferentes distancias del centro del transductor.
2. Evaluar los grosores de tejido que individualmente permitan una mejor distribución acústica a las mejores distancias resultantes del punto anterior, pero considerando ambos tejidos contiguos entre sí.

5.1.1. *Determinación de distancias de colocación y grosores de tejidos óseos blandos (modelado para un solo tejido)*

Como primer paso, se buscó determinar los espesores de tejido y las distancias de colocación (cartílago y ligamento) que permitan una distribución acústica uniforme a través de evaluaciones por modelado computacional. Las evaluaciones fueron dadas

a partir de la propagación de presión acústica a lo largo del eje axial para todos los modelos propuestos. Se tomaron en cuenta aquellos casos en donde la distribución de presión fuera similar al de la propagación del ultrasonido en un medio uniforme (agua). Los modelos propuestos fueron resueltos mediante FEM para campos acústicos. Dada la geometría de un transductor esférico, los modelos utilizados para este trabajo fueron de tipo 2D axisimétricos, con ello, se buscó el aprovechamiento y optimización de los recursos computacionales.

Una geometría axisimétrica también llamada rotacional o cilíndrica, es aquella que se describe por tener una simetría a través de un eje (ver Fig. 12) [72]. Los elementos que se encuentran en el semiplano simétrico contienen las mismas características respecto al semiplano de referencia. Si se toma en cuenta una recta Z simétricamente axial al eje de movimiento que transforma un punto H en un punto H' será axisimétrica sí y solo sí cumplen lo siguiente:

- El segmento HH' es perpendicular al eje Z.
- Los puntos H y H' son equidistantes al eje Z.

Estos puntos resaltan que la simetría axial solo se cumple cuando todos los puntos de un semiplano coincidan con todos los puntos reflexivos al eje de simetría. Los puntos de coincidencia son llamados puntos homólogos, de tal forma que H' es homólogo a H y K' es igual a K. Además, las distancias entre diferentes puntos de un semiplano axialmente simétrico son iguales que las distancias entre los puntos de la figura en el semiplano de referencia. La simetría axial resume que hay un eje sobre el cual una figura gira formando una estructura periódica. Entonces, es posible representar una estructura 2D definida con coordenadas cartesianas a una geometría de tipo sólido revolución en un plano con coordenadas cilíndricas.

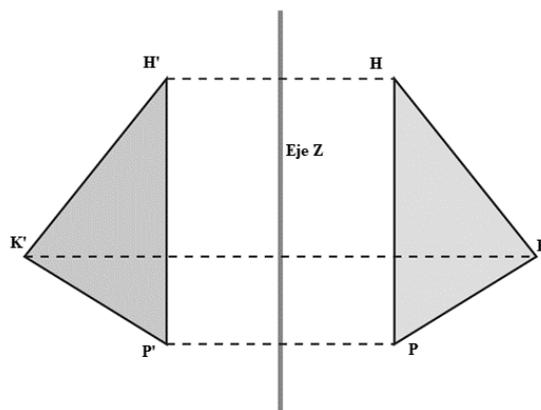


Fig. 12. Representación en 2D de una geometría con simetría axial.

El modelado de la propagación acústica se realizó en estado estacionario, para conocer las características focales y del patrón de radiación, pero no específicamente su propagación en el tiempo. Para geometrías 2D axisimétricas expresadas en coordenadas cilíndricas, únicamente la coordenada azimutal es definida como variable independiente (debido a la simetría en z). Para la solución del campo acústico de éste y de todos los modelos descritos en esta tesis, la ecuación de onda que permite la solución de la propagación acústica de presión se describe en (16) [38,63,73].

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c} \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} = 0 \quad (16)$$

Donde p es la presión acústica (Pa) y c es la velocidad del sonido (m/s).

Pero, si la radiación es armónica, p puede ser separable en espacio y tiempo; entonces puede ser comprendida y reducida a la ecuación de Helmholtz de la forma:

$$\nabla^2 \varphi + \frac{\omega^2}{c^2} p = 0 \quad (17)$$

Donde ω es la frecuencia angular (rad/s). Esta última forma puede ser utilizada para calcular la propagación por FEM para modelos 2D axisimétricos.

Debido a que (17) es dada para una geometría axial y además es solucionada por FEM, las condiciones de contorno para el modelado de propagación acústica se pueden definir por [36,73,74]:

Eje de simetría axial: Es el eje de simetría que permite obtener un sólido revolución con coordenadas cilíndricas que están alineadas al origen en $r = 0$.

Contorno blando o de presión nula: esta es la condición de partida establecida sobre el límite de la superficie radiante y está dada en función de las impedancias. “La presión en la superficie radiante es mucho menor en comparación con la impedancia del medio a radiar”. Por lo tanto, la presión $p = 0$.

Contorno de presión: define una frontera o borde como condición de presión radiante como $p = p_0$ (Pa).

Contorno o frontera rígida: es también llamado condición de Neumann. Es usado para definir límites donde la impedancia acústica es mucho mayor a la impedancia del medio en donde será radiada la energía. Para el caso de un transductor ultrasónico, la presión en ese punto no tiene influencia sobre el medio radiado. Matemáticamente, se puede decir que la presión en la frontera tiende a cero y, por lo tanto, la aceleración normal es cero [36,63]:

$$n \left(\frac{\nabla p}{p_0} \right) = 0 \quad (18)$$

Contorno de impedancia: es también llamada condición de Robbin. Puede ser definida como una transición de las condiciones de Dirichlet a Neumann. Propiamente, se define una frontera de impedancia acústica finita asociada a los medios de interacción en ese punto. Es considerada como la condición de frontera no reflectante más simple que puede ser definida; es función de la densidad y la velocidad del sonido.

Explicadas las condiciones de frontera para solucionar un modelo acústico descrito por (17) mediante FEM, para esta parte de la tesis, se hicieron dos geometrías (ver Fig. 13 a, b). Para obtener la propagación acústica a través de *phantoms* tejido ligamento y cartílago (uno a la vez), las geometrías se dividieron en subdominios para simular las propiedades acústicas de los diferentes medios. Además, se consideró que los *phantoms* de tejidos estuvieron sumergidos en agua por tratarse de un medio de acoplamiento sin pérdidas. Los espesores evaluados para los tejidos propuestos, se encontraron en un rango de 0.6 mm a 4 mm para el cartílago, y de 2 mm a 5 mm para el ligamento [75–78].

Las distancias entre el centro del transductor y el tejido (distancia d , ver Fig. 13 a, b) se evaluaron de 60 mm a 100 mm en intervalos de 10 mm. La variación del ancho de ambos *phantoms* fue en pasos de 0.2 mm. Debido a los resultados obtenidos en [71], las frecuencias utilizadas para este estudio fueron propuestas de 3 MHz y 4 MHz. Las condiciones de contorno para estos modelos se definieron como: límite 1 (presión), límite 2 (límite rígido), límite 3 (eje de simetría) y, los límites 4 y 5 (impedancia acústica). Debido a que para nuestro estudio fue de interés el patrón de radiación y el campo acústico normalizado, la presión inicial fue de 1 Pa. Por otro lado, los límites 4 y 5 que se definieron como impedancia acústica fueron resueltos por medio de (2). Las propiedades acústicas de los diferentes materiales involucrados para este modelo, y posteriores, se muestran en la Tabla 4 [79].

Tabla 4. Propiedades acústicas de los medios involucrados en esta tesis [79].

Material	Densidad [kg/m^3]	Velocidad de sonido [m/s]	Impedancia acústica [$M Rayls$]
Agua	1000	1500	1.5
Ligamento	1146	1750	1.998
Cartílago	1100	1639	1.802

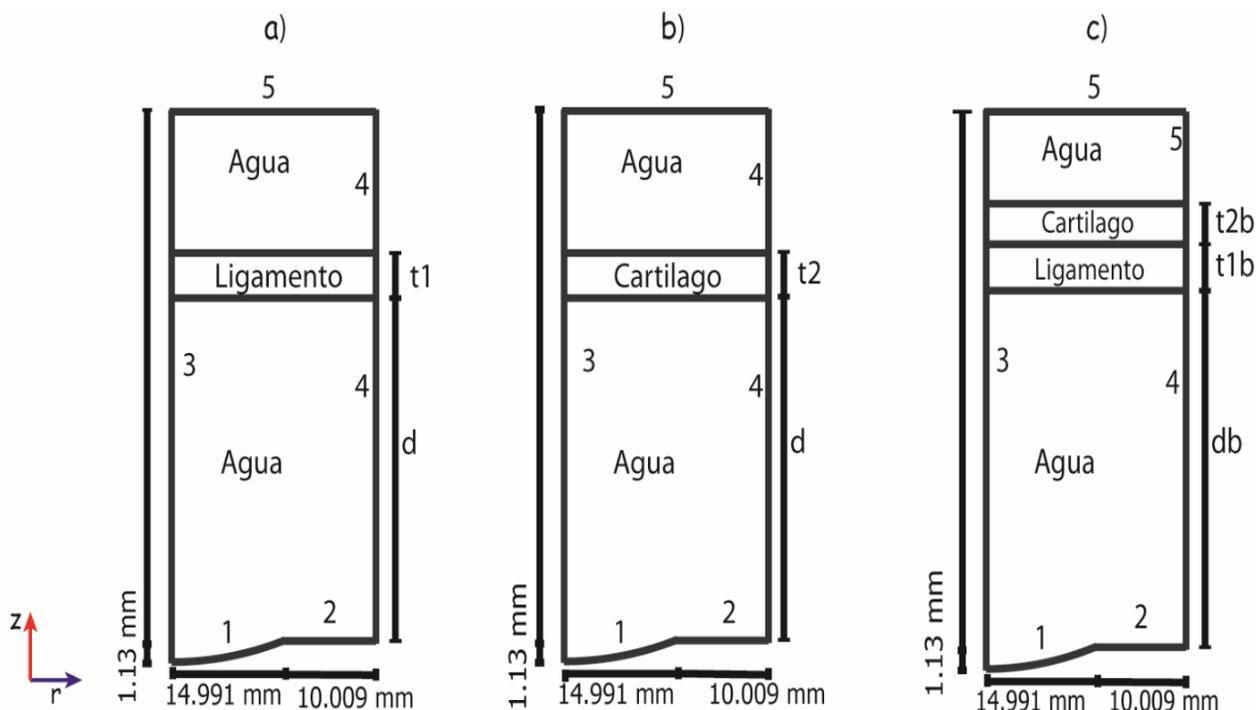


Fig. 13. Geometrías 2D axisimétricas para modelos de propagación del ultrasonido. a) Modelo con tejido de ligamento donde t_1 es el grosor del ligamento, b) modelo con tejido cartilaginoso donde t_2 es el espesor del cartílago, c) modelo con ambos tejidos (uno al lado del otro). El límite 1: radiador, límite 2: límite rígido del sonido, límite 3: eje axisimétrico, límite 4,5: impedancia acústica del agua.

5.1.2. Determinación de distancias de colocación y grosores de tejidos óseos blandos (modelado para dos tejidos contiguos)

A partir de los resultados obtenidos de la propagación acústica a través de los *phantoms* de tejidos modelados "individualmente" a 3 MHz y 4 MHz, se realizó un segundo estudio. La geometría utilizada para esta evaluación se muestra en la Fig. 13c (Ver Fig. 13c). Se observa que los *phantoms* de ligamento y cartílago están colocados uno tras otro para la misma geometría. Ambas estructuras fueron colocadas de esa forma teniendo en cuenta una simplificación del modelo anatómico articular para una extremidad inferior [78]. En la geometría de la Fig. 13c, t_{1b} y t_{2b} representan los mejores espesores encontrados para el ligamento y el cartílago, respectivamente, a partir de los modelos a) y b) mostrados en la Fig. 13. Por otro lado, db indica las distancias óptimas encontradas en el estudio previo (sección 5.1.1.).

Para los modelos de las secciones 5.1.1. y 5.1.2. se realizaron estudios paramétricos, pues se trataron de procedimientos que contemplan múltiples soluciones. Para seleccionar los mejores casos en cuanto a los grosores de los *phantoms* y mejores distancias de colocación, se midieron las características focales resultantes. Estas características fueron la distancia focal, la longitud del foco a lo largo del eje axial y el ancho de foco a lo largo del eje radial. La primera se midió en donde la presión máxima fue alcanzada. La segunda fue tomada a la mitad del largo máximo de presión (FLHM) a una caída de -3 dB y la segunda fue asumida a la mitad del ancho máximo de presión (FWHM) también a una caída de -3 dB [80] (Ver Fig. 14).

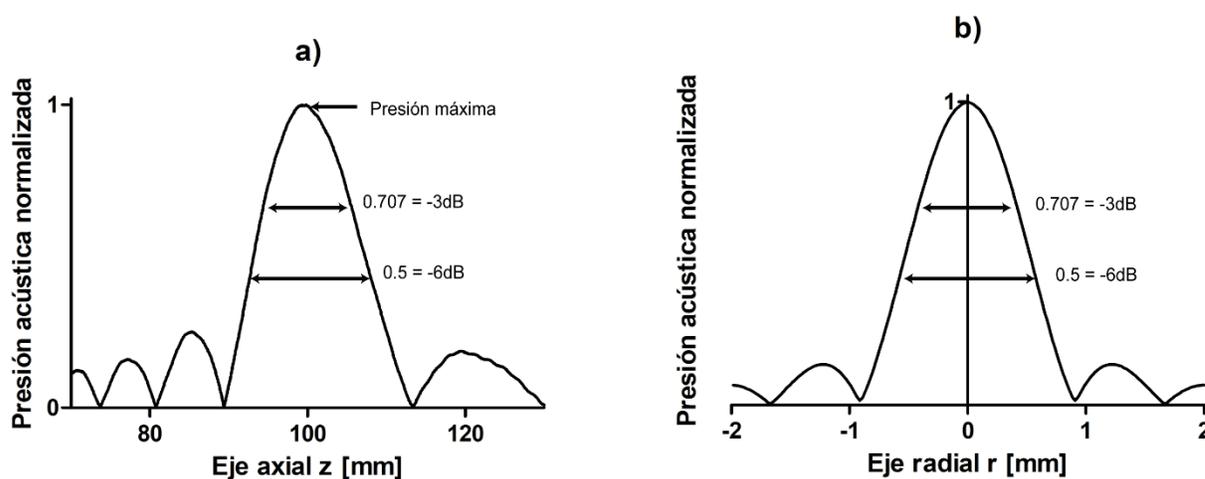


Fig. 14 Características focales del ancho del foco en el eje axial y radial. a) Características axiales, b) características radiales.

Para la solución de los problemas por FEM, se utilizaron mallas de elementos triangulares de tamaño de $1/6$ de longitud de onda (λ) en cada medio. Como λ es dependiente de la frecuencia, ($\lambda = \text{velocidad del sonido/frecuencia}$), para el primer estudio, cuando $t1$ y $t2$ fueron máximos, el tamaño de malla fue de 1, 842, 575 elementos y 3, 270, 971 elementos para 3 MHz y 4 MHz, respectivamente. Para el segundo estudio, cuando $t1b$ y $t2b$ fueron máximos, se tuvieron 1, 842, 575 elementos y 3, 270, 971 elementos para 3 MHz y 4 MHz. También, un análisis de convergencia fue realizado para observar los errores introducidos por la discretización del dominio. Para ello, los modelos fueron solucionados y comparados con mallas más finas, de $\lambda/8$ elementos.

5.2. Diseño y modelado computacional de un transductor cóncavo de anillos concéntricos

En capítulos previos, se explicó la necesidad por evaluar nuevas formas de tratamientos para tumores óseos y los desafíos que se tienen para lograrlo por medio de la aplicación de HIFU. En estos últimos años han surgido estudios que reportan resultados favorables, ya sea mediante la aplicación únicamente de HIFU o en combinación con quimiofármacos [65]. Estos trabajos han sido posibles gracias al uso de equipos que contemplan arreglos de transductores que resultan ser bastante robustos y complejos mecánica y eléctricamente.

Esta parte de la tesis consistió en diseñar la geometría de un transductor cóncavo de anillos concéntricos para obtener por modelado computacional el campo acústico generado en un medio no atenuante (agua). Se buscó diseñar el transductor con características de enfoque en fase similares a las de un transductor comercial (modelo 4-30-100/4, Onda Corporation®, Ø 30 mm) de un solo elemento con 100 mm de distancia focal y frecuencia de 4 MHz. En trabajos de modelado previos se ha observado que, con este transductor, es posible penetrar el hueso de forma que la energía focalizada puede ser entregada en el tejido objetivo [5,71].

El proceso general para el diseño y modelado del transductor en un medio ideal se presenta en el esquema de la Fig. 15 (Ver Fig. 15), mismos que serán explicados con mayor detalle en los apartados siguientes. Este esquema representa únicamente el proceso para el diseño y modelado en agua; además de la selección de una geometría candidata a simulación con presencia de los tejidos óseos blandos de interés. Inicialmente, se diseñó y simuló una geometría ideal (sin considerar espacios de corte entre elementos); posteriormente, se hizo un modelo más complejo considerando estos espacios (sección 5.2.5).

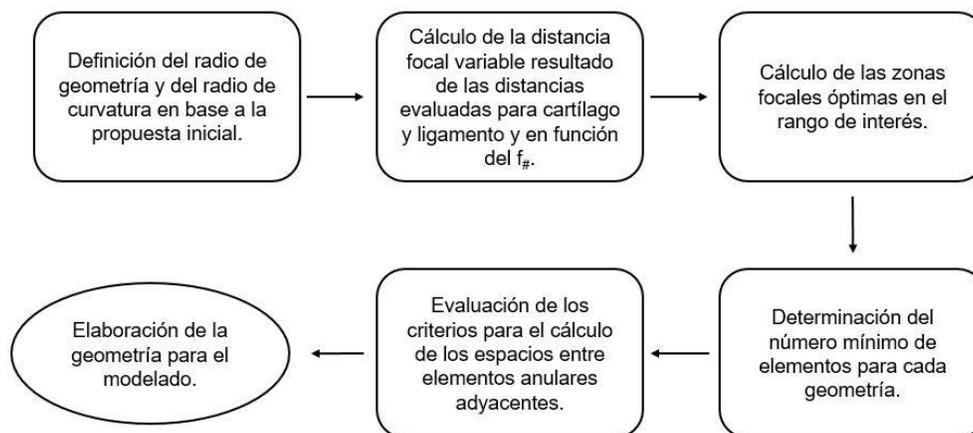


Fig. 15. Diagrama a bloques del proceso para el diseño geométrico de la propuesta de transductor cóncavo de anillos concéntricos.

5.2.1. Ecuaciones de campo acústico para modelos de transductores cóncavos de anillos concéntricos

Un transductor cóncavo de anillos concéntricos se define como un transductor esféricamente curvado dividido en una serie de anillos concéntricos al eje de propagación. Los anillos se numeran desde el centro al exterior formando una geometría compuesta por n elementos, es decir, n número de anillos. El principio básico de un transductor de arreglos de elementos en fase consiste en variar la fase de la señal de excitación de cada elemento para formar un campo acústico a una distancia “ x ” del elemento central. En el caso de un AAT la superficie del transductor es visto como un ensamble de fuentes puntuales, cada una contribuyendo con un campo de presión radialmente simétrico. En cada punto del campo acústico formado, las contribuciones de cada anillo se forman a partir del principio de superposición [28,43].

Para un medio no atenuante e ideal como el agua, este campo acústico se describe por la integral de Rayleigh-Sommerfeld (15) y reescrita en (19) interpretada para un plano 2D axisimétrico con coordenadas cilíndricas. Con una geometría cóncava en la superficie radiante, la contribución individual de presión de cada anillo para formar el foco (en un medio no atenuante), puede ser interpretada como (20).

$$p_m = \frac{i\rho ck}{2\pi} \sum_{n=1}^N u_n \int_{Sa_n} \frac{e^{-ikr_{mnq}}}{r_{mnq}} dSa_n \quad (19)$$

Donde p_m es la presión acústica en el punto (r_m, z_m) (Pa), i es un número complejo, ρ es la densidad del medio (kg/m^3), c es la velocidad del sonido (m/s) y k es el número de onda (rad/m). También, $u_n = A_n e^{i(\omega t + \theta_n)}$ es la excitación compleja de todas las fuentes puntuales en el n_{th} elemento con amplitud A_n , frecuencia ω (rad/s), y fase θ_n (rad). El parámetro r_{mnq} es la distancia al punto m desde un punto q en el elemento n (r_{nq}, z_{nq}) (m), y Sa_n es el área de una superficie axisimétrica del elemento n (m^2).

$$P_t = \sum_{i=1}^n P_{0i} k (h_i - h_{i-1}) \quad (20)$$

Donde P_T es la presión acústica (Pa) en el foco formado a una distancia x igual al radio de curvatura (m), i representa al i -ésimo anillo desde 1 hasta n número de anillos, k es el número de onda (rad/m) y h_i es la profundidad de cada anillo con respecto al centro en el plano xz (m). P_{0i} es la presión inicial (Pa) del i -ésimo anillos con excitación compleja.

Cabe aclarar que la ecuación (20) es válida para calcular la presión en el foco a una distancia x igual al radio de curvatura del AAT por la contribución de cada anillo. También, es válido para un medio no atenuante como el agua y considerando un modelo ideal, es decir, sin separación entre los anillos adyacentes.

5.2.2. Determinación del radio de curvatura y de radio geométrico

Para el diseño del transductor cóncavo de anillos concéntricos se propuso el diseño para una frecuencia de 4 MHz y una distancia focal en fase de 100 mm evaluando diferentes radios geométricos. Para esta propuesta se buscó que el elemento exterior no expresara un diámetro relativamente grande [51]. Así, se pretendió disminuir la cantidad de elementos anulares y la robustez de la geometría,

pero sin perder un alto grado de enfoque determinado por el número f ($f_{\#}$) (21). El transductor comercial posee un radio de geometría de 14.991 mm y una distancia focal de 100 mm, por lo que el valor del $f_{\#}$ es de 3.33.

$$f_{\#} = \frac{A}{2a} \tag{21}$$

Donde A es la distancia focal dada por el radio de curvatura (m) y a es el radio de la geometría (m).

El diseño comenzó con la evaluación de a en función del $f_{\#}$. Para ello, se evaluó el $f_{\#}$ en un intervalo de 1 – 4 para $A = 100$ mm con un $\Delta f_{\#}$ de 0.5 entre cada valor. Tomando esto en cuenta, los valores de a calculados se muestran en la tabla 5 (ver Tabla 5).

Tabla 5. Valores del radio de geometría en función del $f_{\#}$ con $A = 100$ mm.

a [mm]	A [mm]	$f_{\#}$
12.5	100	4
14.28	100	3.5
16.66	100	3
20	100	2.5
25	100	2
33.33	100	1.5
50	100	1

La geometría modelada para la determinación de a fue de tipo 2D axisimétrica y se muestra en la Fig. 16 (ver Fig. 16). Como a fue modificado, la profundidad h también varió. Las condiciones de contorno fueron: radiador (límite 1), límite rígido del sonido (límite 2), eje axisimétrico (límite 3), e impedancia acústica del agua (límite 4 y 5). Para el modelado por FEM, se utilizaron mallas de elementos triangulares de tamaño $\lambda/6$; mientras que los estudios de convergencia fueron realizados tomando como referencia mallas con tamaño de elemento de $\lambda/6$.

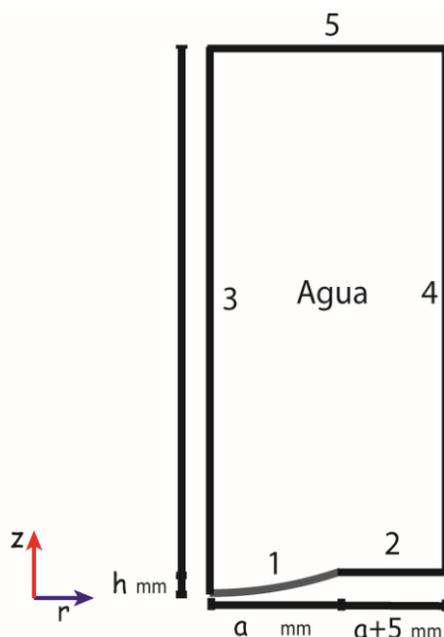


Fig. 16. Geometría 2D axisimétrica para el modelado del campo acústico en la determinación del radio de geometría a en función del $f_{\#}$. El límite 1: radiador = radio de geometría, límite 2: límite rígido del sonido, límite 3: eje axisimétrico, límite 4,5: impedancia acústica del agua.

5.2.3. Rango focal o distancia focal variable

La distancia focal variable se define como el rango entre los extremos inferior y superior a lo largo del eje z donde el enfoque puede ser generado por las diferencias de fase de los elementos (ver Fig. 17). Para el cálculo del rango focal se partió de la distancia focal del extremo inferior, es decir, z_{min} . Esta última se determinó a partir de los resultados obtenidos del estudio que definió las distancias en las cuales pueden ser colocados el cartílago y/o ligamento desde la cara del transductor (sección 5.1.2.). Además, se buscó que las distancias consideradas conservaran un criterio de enfoque similar al del transductor comercial.

Las distancias focales mínimas obtenidas para la evaluación fueron $z_{min} = 70$ mm, 75 mm y 80 mm (los detalles para la determinación de estas distancias son explicados en las secciones 6.1.2). Se tiene que, en una geometría de un AAT, el

retraso del tiempo máximo necesario para enfocar a la distancia focal más cercana es función de la distancia focal geométrica ($A = z$). Ordenando y simplificando las ecuaciones descritas en [49,54] y sabiendo que $z = A$ y conociendo a z_{min} es posible obtener el valor de z_{max} a través de (22).

$$z_{max} = \frac{z \cdot z_{min}}{2z_{min} - z} \quad (22)$$

Las zonas focales son función del rango focal variable y el radio de geometría a asignado. La obtención de este parámetro proporciona información de las zonas en donde el mejor enfoque es alcanzado de acuerdo a la geometría propuesta. Este parámetro está relacionado al rango focal y su eficacia depende en una parte de la cantidad de anillos de la matriz.

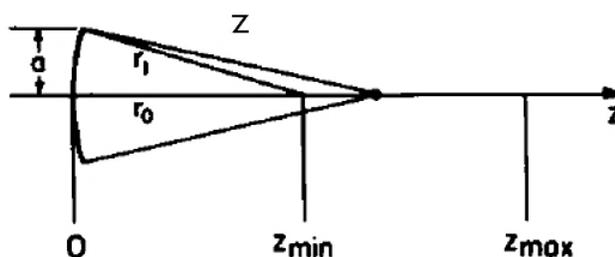


Fig. 17. Rango focal debido al desplazamiento de la fase de un transductor AAT cóncavo [54].

5.2.4. Determinación del número de elementos, fases entre elementos y máximas diferencias de fase para las geometrías

Con los dos parámetros anteriores se puede realizar el cálculo de la cantidad de anillos que contendrá la geometría. Se asume que el número de elementos está determinado por el desfase máximo tolerado en los extremos focales.

Una aproximación del máximo desfase de la matriz, tomando en cuenta z_{min} como el límite máximo inferior de desfase, puede ser calculada por (23). También, se asume que cada elemento sufre una pérdida en la amplitud axial de la señal emitida

debido al desfase total máximo $\Delta\theta$ en comparación con el límite de difracción para una apertura enfocada a cierta profundidad. Bajo esas dos descripciones, el número de elementos anulares efectivos para la geometría del transductor de matriz concéntrica puede ser calculado por (24).

$$\Delta\theta = \frac{\pi a^2}{\lambda} \left[\frac{1}{z_{min}} - \frac{1}{z} \right] \quad (23)$$

Donde $\Delta\theta$ es el desfase total que puede ser alcanzado (rad), a el radio de geometría del transductor (m) y λ la longitud de onda (m).

$$N_a = \frac{\Delta\theta}{\phi} \quad (24)$$

Donde N_a es el número de elementos anulares y ϕ el desfase máximo entre elementos (rad).

La forma más práctica de diseño indica que todos los elementos tengan igual área, esto resultará (al momento de realizar el diseño físico) en igual carga para los amplificadores. Otros autores proponen un diseño de igual ancho entre elementos midiéndolos desde la superficie del transductor, que da como resultado un arco equivalente para cada anillo [28]. En esta tesis, los cálculos fueron realizados para anillos con áreas equivalentes [28,81,82]. Para determinar la fase a través de un anillo individual, primero se dividió la geometría del AAT en n anillos concéntricos (ver Fig. 18); después, se dividió el i -ésimo anillo en j sub-elementos de igual área. Debido a que los sub-elementos tienen la misma área, la salida de cada sub-elemento tendrá la misma magnitud y fase diferencial. Entonces, la señal emitida por el k -ésimo sub-elemento del i -ésimo anillo puede ser descrito por T_{jk} ; por lo que la señal total será la suma ponderada de todos los sub-elementos del i -ésimo anillo de forma:

$$\tau_i = \sum_{k=1}^j \tau_{ik} \quad k = 1, 2, 3, \dots, j. \quad (25)$$

Donde τ_{jk} es la señal emitida por el k-ésimo sub-elemento de i-ésimo anillo.

Si se toma en cuenta que la fase promediada del k-ésimo sub-elemento del i-ésimo anillo es representado como ϕ_{ik} , con cada sub-elemento de igual área y para k sub-elementos, entonces todos tendrán la misma fase. Es así como la fase del i-ésimo anillo ϕ_i depende de la suma de los vectores definidos por el círculo de cada anillo, tal como se representa en la Fig. 19 (ver Fig. 19) [81]. Por los vectores formados en la Fig. 18, se entiende que el máximo τ_i se encuentra cuando $\phi_i = 90^\circ = \pi/2$, por lo que la fase resultante del i-ésimo anillo es relación del máximo cambio diferencial a través de ese anillo [81].

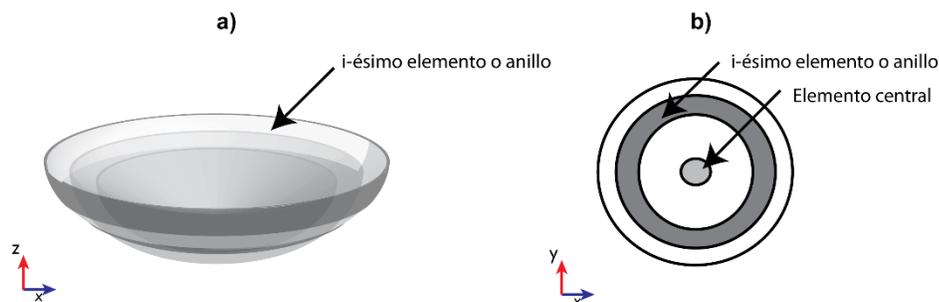


Fig. 18. a) Vista lateral en un plano xz de un AAT cóncavo, b) vista superior en un plano xy de un AAT cóncavo.

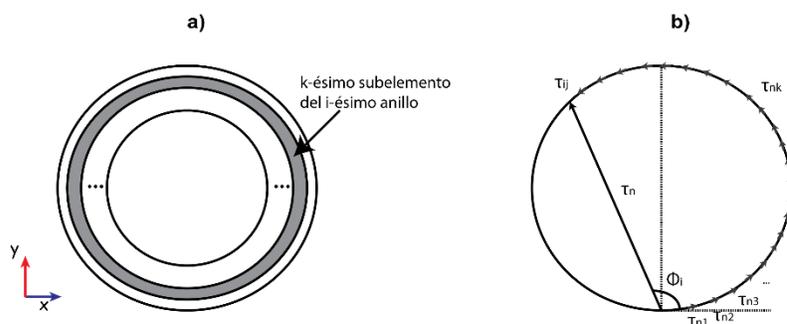


Fig.19. Representación del i-ésimo anillo dividido en k-ésimas partes con áreas iguales, b) suma de vectores individuales de las partes en las que es dividido un elemento para definir la fase del i-ésimo anillo [81].

De forma que se pudiera tener un estimado de las geometrías más prometedoras, de acuerdo a los criterios de diseño, las simulaciones y evaluaciones iniciales, fueron realizadas con fuentes en fase. Bajo esta consideración, cada anillo actúa como una fuente presión independiente con fase 0° y amplitud variable. En esta situación, el comportamiento del sistema está sujeta a la ecuación (19).

Una vez obtenidas las distribuciones de presión en fase, se procedió a la evaluación considerando diferencias de fase para cada fuente en el rango focal calculado. Para este caso, cada anillo es representado por un límite como fuente de presión, donde puede tener una amplitud variable y una fase propia. La fase en la señal de cada elemento para alcanzar una distancia d puede ser obtenida mediante (26). La señal de excitación es una señal compleja con desfase β que se puede describir perfectamente mediante su forma exponencial compleja (27).

$$\beta_i = \frac{d_k - d_1}{\lambda} * 360^\circ \quad \text{para } k = 1, 2, \dots, n \quad (26)$$

Donde β_i es el desfase para el i -ésimo anillo, d_k es la distancia desde el centro del i -ésimo anillo hasta la distancia focal buscada (m), d_1 es la distancia desde el centro de curvatura hasta la distancia focal buscada (m) y λ es la longitud de onda (m).

$$Ae^{\pm i\beta} = A[\cos(\beta) \pm i\text{sen}(\beta)] \quad (27)$$

Para todo número real β , que representa un ángulo en el plano complejo. Donde A es un número real que representa la amplitud de la señal.

Las geometrías utilizadas para el modelado del campo acústico de esta sección son mostradas en la Fig. 20. (ver Fig. 20) y fueron de tipo 2D axisimétrico. Se puede observar que el límite de presión (límite 1) para un transductor cóncavo mono-elemento fue dividido en S_n segmentos que representan a los n anillos de la matriz. Las divisiones de la Fig. 20 son realizadas sin tomar en cuenta los espacios de corte

entre los elementos. De tal forma, la solución para la obtención de presión en el foco pudo ser obtenida por las ecuaciones (17) y (19).

Además, para evaluar la versatilidad del diseño y la formación de los campos acústicos, se varió la distancia focal por desfase en la señal de entrada en todo el rango focal permitido en intervalos de 5 mm. Se evaluaron las características del foco y de los lóbulos secundarios generados por los desfases de las señales a cada una de las distancias buscadas dentro del rango focal buscado. Se buscó que los lóbulos secundarios fueran menores a -6 dB en la presión acústica normalizada [83]. Así, las geometrías simuladas que presentaron una mayor cantidad de distancias focales donde los lóbulos secundarios tuvieran una amplitud menor a -6 dB fueron seleccionados.

De igual forma que para los modelos anteriores, se construyeron mallas de elementos triangulares de tamaño $\lambda/6$ y se hicieron estudios de convergencia con mallas de elementos triangulares de tamaño $\lambda/8$.

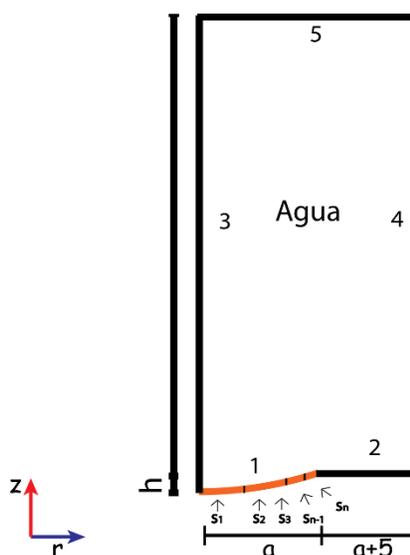


Fig. 20. Geometría 2D axisimétrica para el modelado del campo acústico generado por un AAT compuesto por S_n número de anillos. El límite 1 es el límite de presión de longitud a (dividido en n segmentos, cada uno representado por el límite S_i para $i = 1, 2, \dots, n$ donde n es número de anillos); límite 2: límite rígido del sonido; límite 3: eje axisimétrico; límites 4, 5: impedancia acústica.

5.2.5. Criterios para la inclusión de los espacios de corte entre elementos

Para la inclusión de los espacios de corte en la geometría del AAT cóncavo se propuso un modelo más robusto que el de la geometría de la Fig. 20. Esto permite producir un modelo más real con la finalidad de que el AAT cóncavo pueda ser manufacturado. Estos espacios deben ser considerados en el proceso de fabricación, ya que los anillos consecutivos entre sí deben estar separados por canales de corte; donde no existe una señal de excitación. Además, en la práctica, es necesario este corte debido a la difracción de cada señal producida, ya que cada anillo debe actuar como una fuente puntual e independiente en el sistema. Idealmente, entre menor sea el espacio de corte entre los anillos (es decir, $\rightarrow 0$) el campo acústico se parecerá al resuelto por la geometría de la Fig. 20. Cuando la distancia $d = A$, el campo acústico se parecerá a lo descrito por la teoría de difracción para aperturas anulares y la teoría de radiadores focalizados. Distintos valores para el tamaño de estos canales han sido reportados [26,67,84]. Los canales de corte pueden ser tomados en función de dos condiciones: la longitud de onda para la frecuencia de trabajo del transductor y la resolución permitida durante el maquinado [85,86]. Teóricamente, de acuerdo al primero, se ha observado que para diferentes transductores que se forman por anillos concéntricos entre sí, los espacios de corte se encontraron entre $50 \mu\text{m}$ y 1 mm [67], [84]. También, las mejores aproximaciones para transductores de matrices han sido reportadas cuando se considera un espacio de corte $\leq \lambda/2$ [85,86,87].

Para las geometrías de los modelos con espacios de cortes, se evaluó el tamaño de los canales de corte en función de la longitud de onda a 4 MHz para tres casos: λ , $\lambda/2$ y $\lambda/4$. La geometría utilizada para el modelado del campo acústico con este espacio fue de tipo 2D axisimétrico y se describe en la Fig. 21 (ver Fig. 21). Análogamente a la descripción de la Fig. 20, el límite del radiador fue dividido en los n anillos concéntricos para cada caso, pero entre cada anillo fue añadido el espacio de corte k . Las condiciones de contorno para los k_{i-1} anillos estuvieron sujetas a las condiciones de Dirichlet [88]. Los anillos efectivos S_i se configuraron como límites de

presión que están sujetos a la fase calculada en (26) para cada distancia focal en el rango focal permitido.

Para determinar el espacio de corte óptimo, se analizaron las características del foco, se tomó especial importancia en la presión y la distancia en que se alcanzó el lóbulo secundario para las condiciones evaluadas. De tal forma que, las mejores geometrías fueron aquellas que contuvieran una menor cantidad de distancias focales alcanzadas por desfase en todo el rango focal permitido con lóbulos secundarios mayores a -6 dB en la presión acústica normalizada. La geometría para las soluciones del campo acústico por FEM se construyó con una malla de elementos triangulares de tamaño máximo de $\lambda/6$.

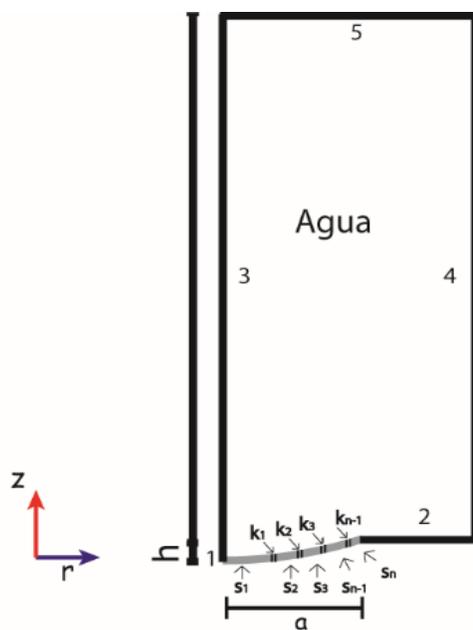


Fig. 21. Geometría 2D axisimétrica para el modelado del campo acústico generado por un AAT considerando espacio de corte entre elementos. El límite del radiador (límite 1) de longitud a está compuesto por las superficies radiantes (S_n) y los espacios de corte (k_n) para n cantidad de anillos, de tal forma que se tienen $n-1$ espacios de corte, límite 2: límite rígido del sonido, límite 3: eje axisimétrico, límite 4,5: impedancia acústica.

5.3. Modelado por FEM del campo acústico del transductor cóncavo de anillos concéntricos a través de tejidos óseos blandos

A partir de lo descrito en el último punto del apartado anterior, se seleccionó la geometría del AAT cóncavo que cumpliera con las características lobulares planteadas. Por tanto, también cumplió con las características que garantizaran un alto grado de enfoque y una cantidad de anillos dentro del margen permitido (ver sección 6.3.2). Para probar la funcionalidad del AAT cóncavo diseñado, se evaluó por modelado computacional la generación de campos acústicos a través de tejidos óseos blandos.

Mediante este estudio se buscó una perspectiva de cómo se comporta y distribuye el campo acústico generado por nuestro diseño cuando es aplicado a través y sobre los tejidos óseos de nuestro interés particular. Como todo proceso de modelado, se pretendió obtener una idea en que, bajo las condiciones de diseño, la geometría podría someterse a su evaluación en experimentación con *phantoms* con fines para el tratamiento de tumores óseos blandos. Como se ha manejado a lo largo de esta tesis, el objetivo principal de este estudio es que el ultrasonido tiene que atravesar algunos tejidos blandos como éstos antes de penetrar en una estructura posterior.

La geometría utilizada en esta ocasión es mostrada en la Fig. 22 (ver Fig. 22); donde el límite del radiador contempla los espacios de cortes entre elementos para los n anillos. El modelo utilizado es el que presenta dos *phantoms* de tejidos blando adyacentes entre sí, donde los grosores de los tejidos modelados (thl thc , para ligamento y cartílago, respectivamente). Éstos fueron obtenidos a partir del método descrito en 5.1.1 y 5.1.2. y presentados en 6.1.1 y 6.1.2. El primer *phantom* de tejido ligamento se colocó a una distancia d (encontrada previamente), misma que coincide con el límite inferior del rango focal por desfase permitido por el transductor diseñado. La presión inicial para cada elemento fue arbitrariamente asignada como 1 Pa, ya que el análisis de los resultados se realiza con valores normalizados. Así, se puede hacer

una comparación con los perfiles de presión cuando no existen *phantoms* de por medio. Las propiedades acústicas de los medios involucrados son los mismos descritos en la tabla 4 (ver Tabla 4); la frecuencia utilizada fue de 4 MHz.

Las condiciones de contorno restantes para la geometría de la Fig. 22 fueron definidas como límite 2: límite rígido del sonido, límite 3: eje axisimétrico, límite 4,5: impedancia acústica. La malla para la solución de los modelos fue de elementos triangulares de tamaño de $\lambda/6$ según la velocidad del sonido de cada medio.

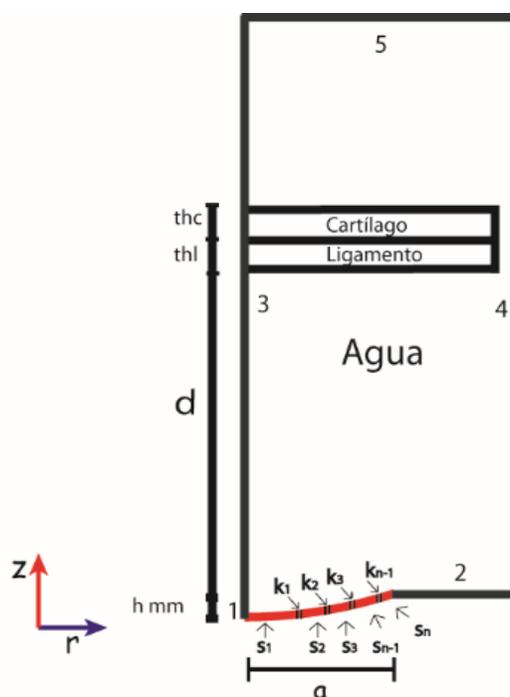


Fig. 22. Geometría 2D axisimétrica para el modelado del campo acústico generado por un AAT cóncavo (considerando espacio de corte entre elementos) a través de tejidos óseos blandos. El límite del radiador (límite 1) de longitud a está compuesto por las n superficies radiantes (S_i) y los $n-1$ espacios de corte (k_i) para $i = 1, 2, \dots, n$, límite 2: límite rígido del sonido, límite 3: eje axisimétrico, límites 4, 5: impedancia acústica. La distancia d corresponde a la distancia entre el centro de curvatura del transductor hacia el primer tejido, thl corresponde al grosor variante del ligamento y thc al grosor variante del cartilago. Los valores de a , d , thl y thc son descritos en los apartados 6.1.1, 6.1.2 y 6.3.2.

5.4. Modelado por FEM del patrón de calentamiento

Debido al interés particular del uso del ultrasonido para inducir calor en un medio, se obtuvo el patrón de calentamiento que se genera a partir del modelado del campo acústico generado por el AAT diseñado. Para esta parte, el modelado del campo acústico y del bioalentamiento se asumen como lineales; además, este último es solucionado en función del tiempo para determinar la temperatura sobre los subdominios de interés. La geometría del AAT cóncavo que se utilizó es la misma de la sección 5.3, cuyos resultados se describen en la sección 6.3.2.

5.4.1. Calentamiento inducido por ultrasonido en tejidos biológicos

El calor en un medio orgánico como los tejidos se puede describir mediante la ecuación de bioalentamiento de Pennes [89] (28). En esta ecuación, se considera que el calentamiento está inducido por diferentes factores, como los medios orgánicos presentes y la sangre. Se dice que en los tejidos existe flujo sanguíneo y, por lo tanto, existe calor generado entre la dinámica sanguínea y el tejido ($C_b W_b (T_b - T)$). Además, en la fuente de calor existe una contribución tanto de la fuente de calor externa y un calor homogéneo producido por el metabolismo Q_{met} .

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla^2 k T = C_b W_b (T_b - T) + Q_{ext} + Q_{met} \quad (28)$$

donde ρ es la densidad del tejido (kg/m^3), C es calor específico del tejido (J/kg K), k es la conductividad térmica del tejido (W/m K), T es la temperatura (K) y Q es la fuente de calor (W/m^3).

Para nuestro modelo, como se consideraron *phantoms* homogéneos, los términos correspondientes al flujo sanguíneo y el metabolismo en la ecuación (28) son despreciados. Por lo tanto, la ecuación puede ser reescrita como (29) y se asemeja a la ecuación parabólica de transferencia de calor [38].

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla^2 kT = Q_{ext} \quad (29)$$

Donde Q_{ext} indica la fuente de calor externa.

Si la fuente de calor es el ultrasonido, Q_{ext} es la variable dependiente que se relaciona con la presión generada en algún punto del campo acústico en donde existe *phantom* de tejido (presión acústica y calentamiento). Entonces, la relación del calor producido por el ultrasonido en un volumen es función del tiempo como se describe en (30). Reescribiendo la segunda igualdad y relacionando el ultrasonido como la fuente externa se obtiene la tercera igualdad donde α es la absorción del tejido e I la intensidad acústica.

$$Q_{ext} = \frac{Q}{V\Delta t} = 2\alpha I \quad (30)$$

Donde Q es el calor absorbido (J), que produce un incremento de temperatura en un incremento de tiempo Δt (s) para un volumen V (m³) y α el coeficiente de absorción del tejido (Np/m).

Para relacionar la ecuación (30) como función de la presión acústica, primero se tuvo que conocer la presión en el punto de interés (31). Así, se puede reescribir (30) quedando como en (32). Esta última ecuación indica que el calentamiento externo producido después de calcular (32) se puede obtener la relación descrita en (29) en función del tiempo.

$$p = \sqrt{\frac{2\rho c I}{M'}} \quad (31)$$

Donde M' es una función del transductor para la distancia focal que varía lentamente de forma $0.5 \left(\frac{x+h}{2A} \right)$, ρ es la densidad del medio (kg/m³) y c es la velocidad del sonido en el medio (m/s).

$$Q_{ext} = \frac{\alpha p^2}{\rho c} M' \approx \frac{\alpha p^2}{\rho c} \quad (32)$$

Donde Q_{ext} es la fuente de calor externa producida por ultrasonido (W/m^3).

En la ecuación (32) se introduce el término α que es la absorción del tejido, debido a que se implica que la absorción del ultrasonido produce un aumento de temperatura [3,36,38].

5.4.2. Modelado del patrón de calentamiento inducido por ultrasonido en los tejidos óseos blandos

El modelado del bio calentamiento (29) se realizó en los tejidos blandos óseos que se han manejado en esta tesis (cartílago y ligamento). Para este trabajo, la solución de (29) por FEM está sujeta a la solución del campo acústico en estado estacionario debido a la rápida formación de un campo uniforme por la frecuencia de trabajo. Una vez resuelta la parte acústica, la solución del bio calentamiento se dio en estado transitorio.

El proceso general consiste en 3 pasos principales:

1. Solución del campo acústico en estado estacionario.
2. Conversión de los valores de presión para obtener Q_{ext} .
3. Modelado del calentamiento en los sub-dominios en que están definidos las propiedades de los tejidos.

Debido a nuestro interés por conocer el patrón de calentamiento que se forma cuando el ultrasonido interactúa con las estructuras de cartílago y ligamento se utilizó la geometría de la Fig. 23 (ver Fig. 23). Esta geometría es similar a la de la Fig. 22, con condiciones de contorno distintas para el modelado de bio calentamiento e iguales para el del campo acústico. Este modelo fue resuelto para 3 distancias focales por

desfase (80 mm, 100 mm y 120 mm) (ver sección 6.3.2.), así como para los mínimos y máximos grosores de tejido tanto de cartílago como ligamento. Nuevamente, como solo fue deseable obtener el patrón de calentamiento, se utilizó una presión acústica arbitraria inicial de 3.75 kPa en cada anillo efectivo. Considerando los tiempos en que puede ser dada la terapia, el tiempo evaluado fue en un intervalo de 0 s a 20 s, la fuente de calor fue lineal y el patrón de calentamiento fue normalizado.

Las condiciones de contorno que permitieron la solución del biocalentamiento se establecieron de la siguiente forma [36,63,90]: límites 6, 7 y 8 como temperatura inicial, el límite 5 eje de simetría y los dominios marcados como cartílago y ligamento fueron las fuentes de calor donde se resolvió (28). La temperatura inicial describe al contorno a una temperatura $T = T_o = 20$ °C. Para nuestro modelo, es la temperatura del agua en donde están contenidos los subdominios de tejido. El aislante térmico describe nulo flujo de calor en el contorno en donde es definido (33), donde el flujo de calor es representado por (34).

$$n\nabla kT = 0 \tag{33}$$

$$n\nabla kT = q_0 + U(T_{ind} - T) \tag{34}$$

Las propiedades térmicas de los tejidos involucrados son mostradas en la tabla 6 (ver Tabla.6) [79].

Tabla 6. Propiedades térmicas de los medios involucrados [79].

Material	Capacidad calorífica [J/kg K]	Conductividad térmica [W/m K]	Coefficiente de absorción a 4 MHz [Np/m]
Agua	4000	0.6	0.101
Ligamento	3432	0.47	73.637
Cartílago	3568	0.49	1.7588

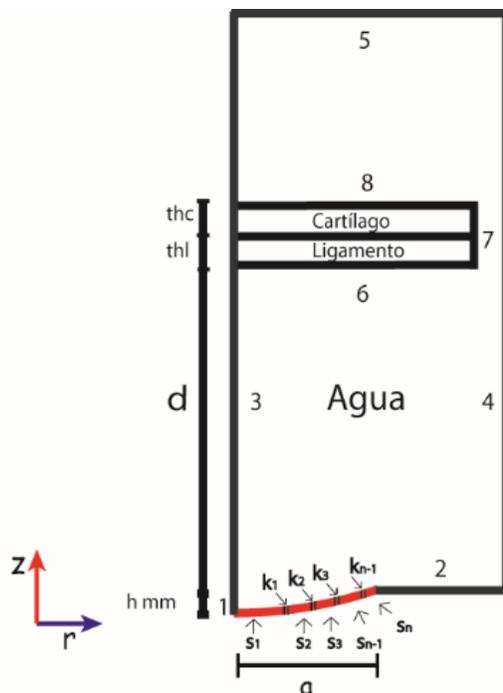


Fig. 23. Geometría 2D axisimétrica para el modelado del bioalentamiento generado por un AAT cóncavo (considerando espacio de corte entre elementos) a través de tejidos óseos blandos. Acústico: límite 1: radiador, compuesto por las n superficies radiantes (S_i) y los $n-1$ espacios de corte (k_i) para $i = 1, 2, \dots, n$, límite 2: límite rígido del sonido, límite 3: eje axisimétrico, límite 4,5: impedancia acústica. Bioalentamiento: Los límites 6, 7 y 8 se configuraron como temperatura inicial. El cartilago y ligamento se configuraron como fuentes de calor.

Debido a la naturaleza de los datos obtenidos del proceso del modelado computacional, las características espaciales de los diferentes patrones de calentamiento fueron obtenidas a partir del procesamiento de imágenes. Las dimensiones de los patrones de calentamiento para las diferentes condiciones de exposición (focalización y tiempos de exposición) se obtuvieron en diferentes umbrales de incrementos de temperatura. Estos umbrales fueron definidos al 50%, 70%, 90% y el 100%, tomando en cuenta que un pseudocolor como mapa de calor representa los resultados obtenidos en cada simulación.

Para conocer los valores del ancho y del alto, fueron calculados los contornos de los diferentes segmentos en que se dividió la imagen. El cálculo de los bordes se realizó por el uso de operadores morfológicos; específicamente mediante operadores no lineales como dilatación [91,92]. Se utilizaron elementos estructurantes cuadrantes

de tamaño 5x5 para dilatar la imagen original. La ecuación que describe este proceso se presenta en (35), donde a la máscara obtenida se le restó la imagen original permitiendo obtener una imagen de los bordes para los diferentes segmentos. Con base en esto, se determinaron los límites de cada entidad encontrada a partir de su respectivo centroide calculado previamente. Finalmente, los anchos y largos en mm fueron calculados mediante la conversión de las unidades digitalizadas para cada la imagen de entrada.

$$C_i = (A \oplus B) - A = \{x | (\hat{B})_x \cap A \neq \emptyset\} - A \quad (35)$$

Donde C_i representa a la imagen de los contornos de los i segmentos en que fue segmentada por umbralado, A es la imagen a un umbral definido, \hat{B} es el elemento estructurante reflejado 180° y x representa a todos los pixeles de la imagen.

La solución por FEM de todos los modelos presentados a lo largo de la descripción de la metodología se realizó por medio del software COMSOL Multiphysics 5.1. Las señales obtenidas de la solución del campo acústico se tomaron a lo largo del eje axial y radial. Así también, los perfiles de los campos acústicos y de calentamiento fueron normalizados en orden de obtener únicamente patrones de referencia. Además, normalizar los datos permitió compararlos y evaluarlos con geometrías de referencia generalmente idealizadas. Como se mencionó, para las soluciones por FEM se realizaron análisis de convergencia con el fin de obtener los errores que puedan ser acarreados por la discretización de cada dominio. Los análisis fueron ejecutados para diferentes tamaños de malla. Se solucionaron los modelos con mallas de elementos triangulares de tamaño $\lambda/6$ y se compararon con modelos con mallas más finas; de elementos triangulares de tamaño de $\lambda/8$. Con este análisis se encontraron errores relativos de entre 0.134% y 1.5% para los diferentes modelos. El post-procesamiento y evaluación de las señales e imágenes se realizó en el software Matlab® 2017a. Todas las soluciones computacionales y de post-procesamiento se realizaron en una computadora con procesador Intel Core™ i7-7700 CPU@ 3600 con 4 núcleos y 12 GB de memoria RAM.

6. Resultados

6.1 Modelado computacional del campo acústico generado por un transductor frontera (cóncavo mono-elemento)

6.1.1. Modelado computacional del campo acústico con variación en la distancia de colocación y diferentes grosores de tejidos blandos (modelado para un solo tejido por geometría)

Los datos para los resultados de la primera parte de este estudio se obtuvieron sobre el eje axial z a partir del centro de curvatura del transductor. Este eje corresponde equitativamente al eje de simetría del modelo 2D axisimétrico de la Fig. 13 (Ver Fig. 13 a,b). Para evaluar el ancho del foco, los datos se obtuvieron donde la presión máxima fue alcanzada para cada solución del modelo paramétrico. Los datos muestran las características de enfoque cuando los tejidos se colocaron individualmente a diferentes distancias de la superficie del transductor.

Las características del foco se compararon entre los diferentes resultados obtenidos debido a la parametrización de los diferentes grosores de tejidos, distancias de colocación y frecuencia. En las tablas 7 y 8 (ver Tabla 7 y 8) se muestran las variaciones en el ancho del foco con respecto a un patrón de referencia (propagación en un medio ideal). Estas variaciones son manejadas como errores relativos promedios de las características de enfoque cuando se colocó el ligamento o el cartílago para frecuencias de 3 MHz y 4 MHz. Para estas soluciones, se evaluaron la longitud del foco (a lo largo del eje de propagación) y el ancho del foco (transversal al eje de propagación). Estas dos características fueron tomadas donde la longitud total a la mitad del máximo (FLHM) y donde la anchura a la mitad del máximo (FWHM) fue alcanzada respectivamente. Ambas mediciones se calcularon a una caída de -3 dB de la presión máxima del foco [80]. Los datos fueron normalizados para que pudieran ser promediados y comparados con la propagación acústica del transductor únicamente

en agua, es decir, sin la presencia de los *phantoms*. Los resultados de las tablas 7 y 8 muestran que los sesgos más pequeños para una frecuencia de 3 MHz se encuentran cuando la distancia d es de 60 mm y 70 mm. Para 4 MHz de frecuencia, las mejores distancias se encontraron cuando $d = 60$ mm - 80mm. Sin embargo, aunque las distancias de 60 mm a 80 mm conservaron las características del foco, el grosor de los tejidos modificó la distribución de la presión acústica en distancias anteriores a la interfaz del tejido.

Tabla 7. Variación promedio en el ancho del foco para una frecuencia de 3 MHz.

Distancia “ d ” [mm]	Error relativo promedio [%]. Frecuencia 3 MHz.					
	Distancia focal [mm]		FLHM [mm]		FWHM [mm]	
	Ligamento	Cartílago	Ligamento	Cartílago	Ligamento	Cartílago
60	1.202	1.096	2.633	1.305	2.648	2.328
70	0.774	0.330	1.7191	1.864	2.713	2.121
80	9.020	0.372	10.883	23.612	5.392	3.187
90	2.233	3.343	60.584	31.959	2.787	4.587
100	5.31	3.625	46.925	26.483	8.960	4.626

Tabla 8. Variación en el ancho del foco para una frecuencia de 4 MHz.

Distancia “ d ” [mm]	Error relativo promedio [%]. Frecuencia 4 MHz.					
	Distancia focal [mm]		FLHM [mm]		FWHM [mm]	
	Ligamento	Cartílago	Ligamento	Cartílago	Ligamento	Cartílago
60	0.7979	0.644	1.567	1.234	2.565	3.827
70	0.7557	0.255	1.529	1.876	3.278	3.344
80	0.825	0.214	6.8188	1.966	3.292	3.320
90	4.000	5.368	45.255	29.646	3.586	5.385
100	4.009	2.301	51.776	29.510	4.932	3.130

Las evaluaciones para determinar los “mejores grosores de tejidos” entre las señales de los modelos con *phantoms* y el patrón de referencia (propagación en agua) se dieron a partir del coeficiente de correlación de Pearson. Los mejores grosores de ligamento que permitieron una distribución de presión axial más cercana a la referencia cuando la frecuencia fue de 3 MHz y con $d = 60$ mm, 70 mm fueron (2, 2.2, 2.4, 2.6, 3.2, 3.8, 4.2, 4.4) mm. Los mejores valores en los grosores de cartílago para la misma frecuencia fueron (0.8, 1.4, 1.6, 2, 2.2, 2.8, 3.6) mm. La Fig. 24 a (ver Fig. 24 a) muestra

las distribuciones de presión acústica de uno de los mejores y peores casos con presencia de ligamento (4.4 mm y 3 mm, respectivamente). Asimismo, la distribución de la presión acústica con un grosor de tejido cartilaginoso de 0.8 mm y 4 mm se muestra en la Fig. 24 b (ver Fig. 24 b). En ambas gráficas, la frecuencia fue de 3 MHz. También, los tejidos estaban posicionados a una distancia de 70 mm de la superficie del transductor y fueron comparadas con la propagación del ultrasonido en agua.

Cuando la frecuencia fue de 4 MHz, las mejores distribuciones se encontraron cuando el grosor del ligamento fue de (2, 2.2, 2.4, 2.6, 4 y 4.8) mm. Mientras que, para el cartílago, los mejores espesores se encontraron en un intervalo de 0.6 mm a 2 mm. Los gráficos en la Fig. 24 c, d (ver Fig. 24 c, d) muestran la propagación acústica en tejidos a 4 MHz. Las gráficas de la Fig. 24 c, d representan los mejores y peores casos con ligamento (ver Fig. 24 c) y cartílago (ver Fig. 24 d) cuando los tejidos estaban a una distancia $d = 70$ mm.

6.1.2. Modelado computacional del campo acústico para la determinación de distancias de colocación y grosores de tejidos (modelado para dos tejidos contiguos)

Para la segunda parte, la evaluación fue dependiente de los resultados de las distancias de colocación y espesores de tejidos descritos anteriormente como “mejores grosores o mejores casos”. Los datos con una frecuencia de 3 MHz presentaron mejor preservación del foco cuando la distancia $db = 70$ mm comparándolo con la propagación del ultrasonido en agua. Los espesores $t1b$ y $t2b$ para determinar esos resultados fueron 2 y 4.4 mm para el ligamento y, 0.8 mm, 1.4 mm, 1.2 mm y 3.6 mm para el cartílago. Cuando el estudio se realizó a 4 MHz de frecuencia, se encontró una presión acústica más uniforme con una distancia $db = 70$ mm y 80 mm. Los espesores resultantes fueron: $t1b = 2$ mm, 2.2 mm, 2.4 mm, 4 mm y, $t2b = 0.6$ mm - 2 mm; puesto que proporcionaron un coeficiente de correlación más cercano a 1 en comparación con la propagación en agua.

La distribución de presión acústica de los mejores casos para las soluciones del modelo de la Fig. 13 c se muestran en la Fig. 25 (ver Fig. 25). Los resultados son mostrados para frecuencias de 3 MHz y 4 MHz; mientras que la distancia entre el transductor y la interfaz del ligamento fue de 70 mm.

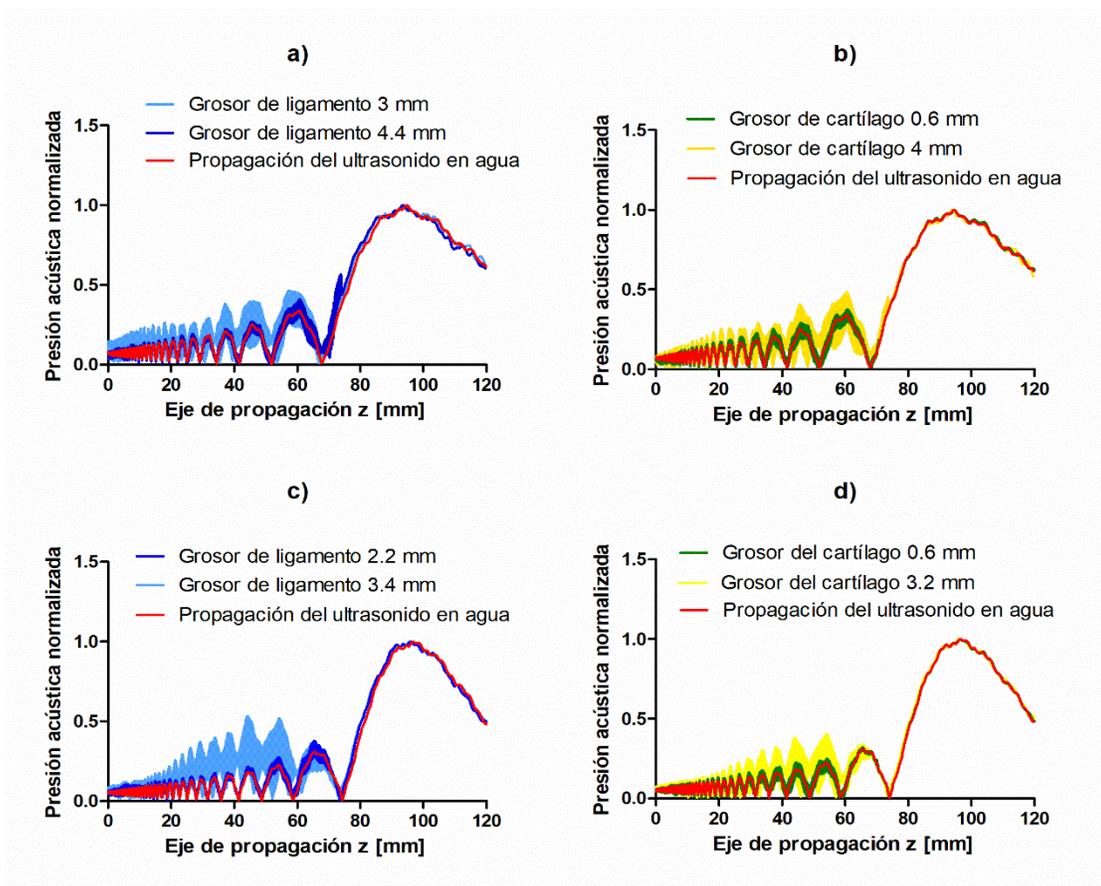


Fig. 24. Presión acústica normalizada para diferentes espesores y frecuencias de tejido ($d = 70$ mm). a) Presión acústica normalizada para espesores de ligamentos de 3 mm (mejor caso) y 4.4 mm (peor caso) a una frecuencia de 3 MHz, b) presión acústica normalizada para un espesor de cartilago de 0.8 mm (mejor caso) y 4 mm (peor caso), frecuencia de 3 MHz, c) presión acústica normalizada a una frecuencia de 4 MHz, espesor del ligamento: 2.2 mm (mejor caso) y 3.4 mm (peor caso), d) presión acústica normalizada a 4 MHz, grosor del cartilago: 0.6 mm (mejor caso) y 3.2 mm (peor caso). En las cuatro gráficas se muestra la propagación del ultrasonido en agua como referencia.

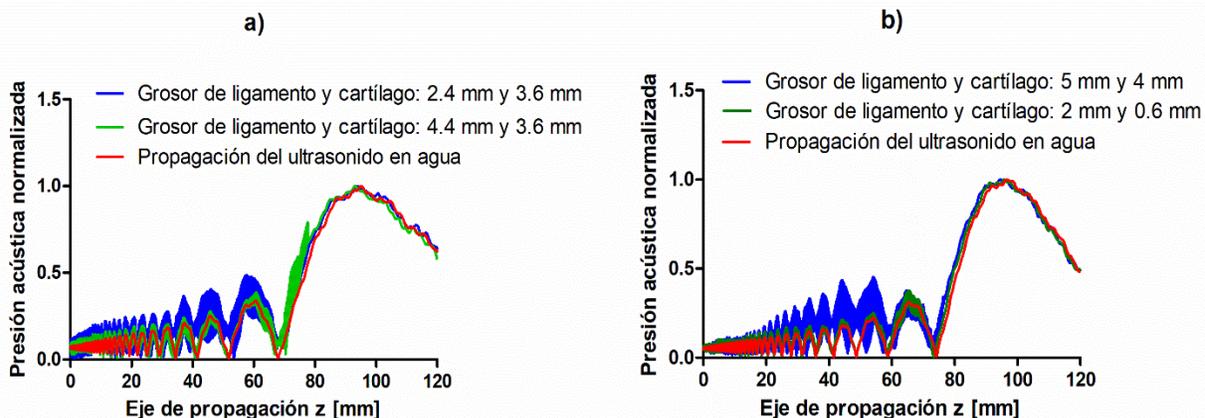


Fig. 25. Presión acústica normalizada para ambos *phantoms* de tejidos (cartílago y ligamento) con diferente grosor colocados a una distancia $db = 70$ mm. a) Presión acústica normalizada para una frecuencia de 3 MHz. Mejor caso en espesor de ligamento y cartílago: 4.4 mm y 3.6 mm, respectivamente. El peor de los casos fue con un espesor 2.4 y 3.6 mm en ligamento y cartílago respectivamente, b) presión acústica normalizada para una frecuencia de 4 MHz. Peor caso: espesor de ligamento y cartílago: 5 mm y 4 mm, respectivamente. Mejor de los casos, espesor de ligamento y cartílago: 2 mm y 0.6 mm, respectivamente.

6.2. Diseño de un transductor cóncavo de anillos concéntricos

6.2.1. Determinación del radio de curvatura y radio geométrico

El diseño del transductor de anillos concéntricos partió de 7 posibles geometrías que resultaron de variar el $f_{\#}$ en función del radio de curvatura a . Los valores de los radios evaluados se muestran en la Tabla 5 (ver Tabla 5). Los resultados de la distribución de la propagación de la presión acústica a lo largo del eje axial son mostrados en la Fig. 26 (ver Fig. 26). Las gráficas presentan los resultados de las presiones relativas (ver Fig. 26a) y las presiones normalizadas (ver Fig. 26b) en comparación con las distribuciones del transductor comercial. Las distancias focales alcanzadas y el valor de las zonas focales, debido a la geometría, se muestran en la Fig. 27 (ver Fig. 27). Para obtener la zona focal se midieron las distancias entre los puntos (sobre el eje de propagación) donde la amplitud decayó -6 dB con respecto al valor máximo de presión.

Las dos características descritas anteriormente fueron comparadas con las del transductor comercial. El tamaño de la zona focal presenta un comportamiento inverso a la distancia focal, es decir, entre más cercano es el punto máximo de A , la zona focal disminuye, por lo tanto, el $f_{\#} \approx 1$. También, a partir de la medición de la distancia focal obtenida para cada geometría propuesta, se obtuvo el factor de enfoque de cada una. Este factor de enfoque fue evaluado de acuerdo a los límites propuestos por Kossoff y se muestra en la Fig. 28 (ver Fig. 28). En esta última figura se aprecian dos principales enfoques: fuerte y medio. De acuerdo a este criterio cuantitativo y considerando que puede existir distorsión de la señal para las evaluaciones posteriores, se seleccionaron cinco geometrías. Los radios de las geometrías a seleccionadas en este primer proceso fueron 16.66 mm, 20 mm, 25 mm, 33 mm y 50 mm que corresponden a aquellas con un enfoque fuerte.

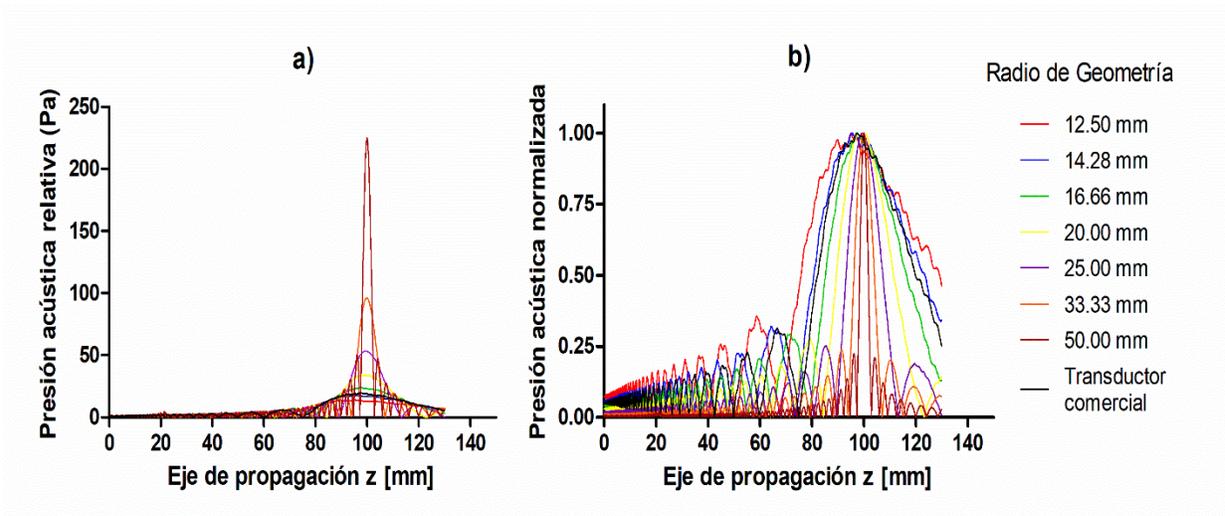


Fig. 26. Distribuciones de las presiones acústicas de las distintas geometrías de transductores cóncavos propuestas con una distancia focal de 100 mm. Las gráficas son comparadas con la distribución del transductor comercial (línea negra). a) presiones absolutas, b) presiones normalizadas.

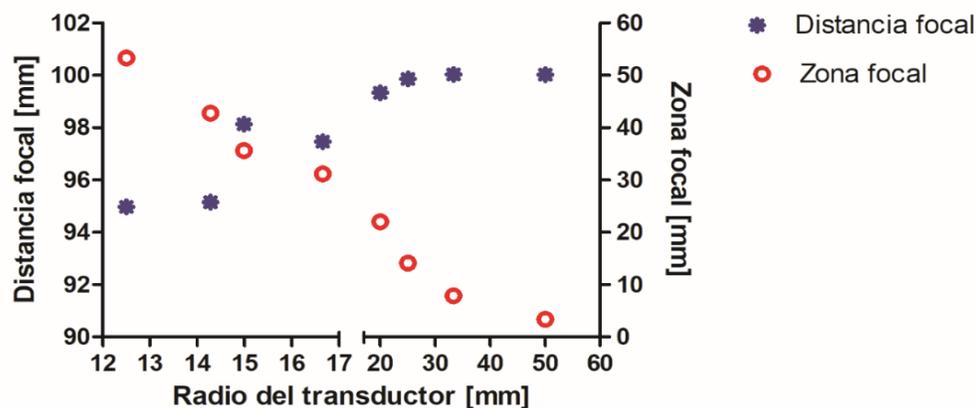


Fig. 27. Características focales obtenidas de los radios geométricos propuestos. Comparación de las distancias focales y las zonas focales respecto a la geometría del transductor comercial. Radio del transductor comercial (≈ 15 mm). La zona focal fue medida para una caída en la amplitud a -6 dB.

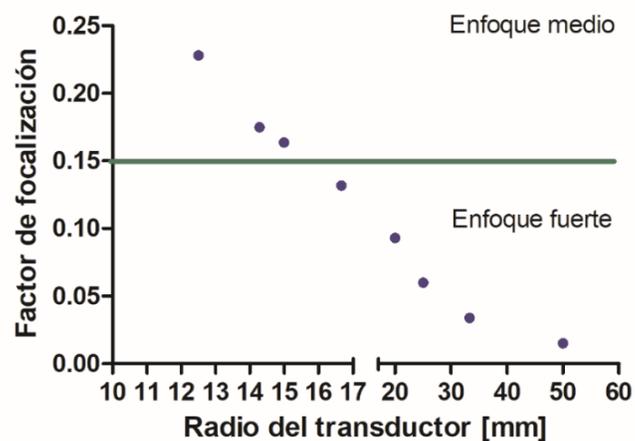


Fig. 28. Factor de enfoque obtenido de las geometrías propuestas. Rangos de enfoque descritos por Kossoff (fuerte y medio). Las geometrías que contuvieron un enfoque fuerte fueron aquellas con un $f_{\#} = 1-3$. Referencia con el radio geométrico del transductor comercial de radio 14.991 mm y $f_{\#} = 3.33$.

6.2.2. Rango focal variable y número de anillos concéntricos

Debido a que los modelos con $a = 16.66$ mm - 50 mm presentaron un enfoque fuerte, los cálculos para el desarrollo de la matriz anular fue tratada para estas geometrías. Las relaciones entre la cantidad de anillos con áreas iguales a partir de las relaciones de fase consideradas presentan diferentes resultados y se muestra en

la gráfica de la Fig. 29 (ver Fig. 29). Se observa que, para los 3 rangos focales propuestos, cuanto mayor sea éste y cuando α aumenta, la cantidad de anillos tiene un crecimiento exponencial. Una gran cantidad de anillos puede ser eficiente para disminuir las distorsiones provocadas por la superposición de las señales de cada una de las fuentes en la formación del campo acústico. Sin embargo, el hecho de considerar una gran cantidad de anillos significa tener un sistema demasiado complejo y robusto. Esto mismo representaría una dificultad en procesos de modelado posteriores y en caso de fabricarse, procesos físicos y de manufactura demasiados complejos además de una electrónica robusta.

Tomando en cuenta lo anterior, se decidió modelar aquellas geometrías cuyos radios geométricos α para los rangos focales evaluados presentaron una cantidad de anillos menor a 20 elementos. Estas geometrías son mostradas en el recuadro la gráfica de la Fig. 29 (ver Fig. 29) y se resumen en la Tabla 9 (ver Tabla 9). Las geometrías fueron modeladas y resueltas por FEM en su rango focal desde z_{min} hasta z_{max} en pasos de 5 mm. Los resultados del modelado son presentados en el apartado siguiente.

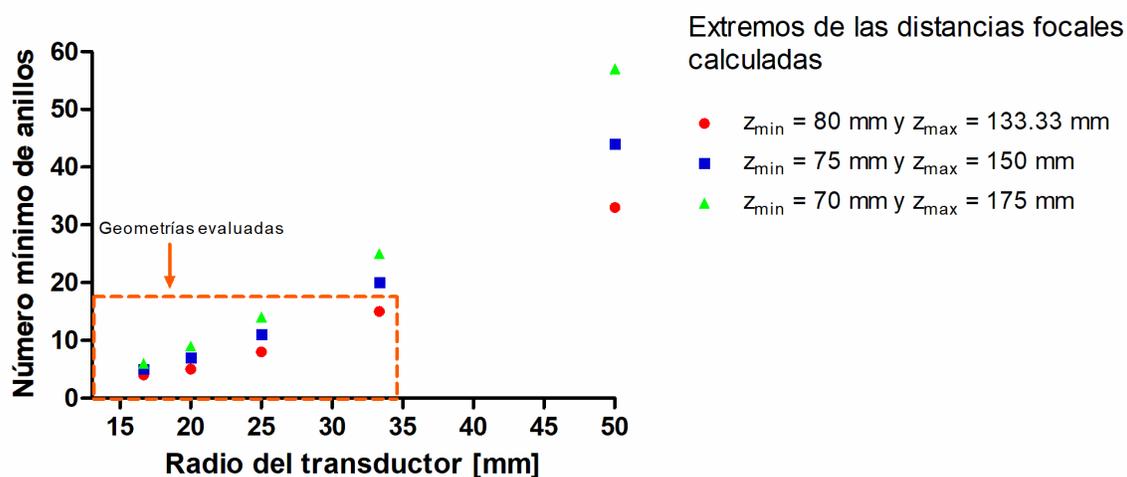


Fig. 29. Número de elementos anulares obtenidos por el método descrito para cada geometría y para diferentes rangos focales.

Tabla 9. Rangos focales para las geometrías del AAT cóncavo candidatas al proceso de modelado acústico.

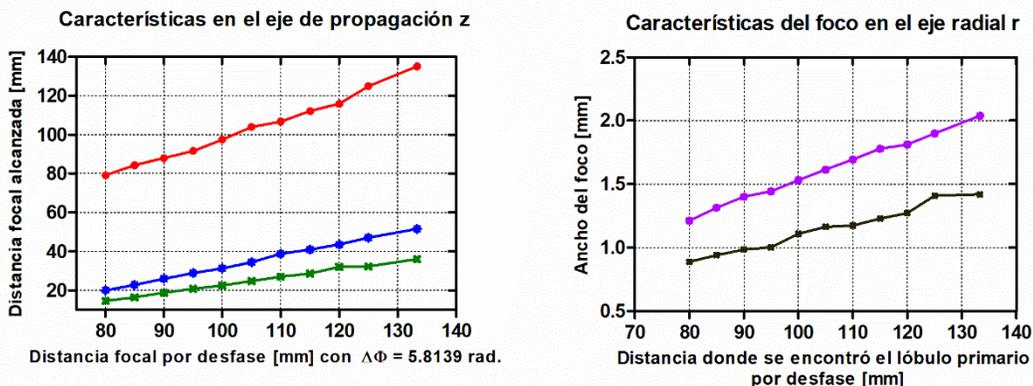
Radio geométrico [mm]	Número de anillos obtenidos para diferentes rangos focales		
	$z_{min} = 80\text{ mm}$ $z_{max} = 133.33\text{ mm}$	$z_{min} = 75\text{ mm}$ $z_{max} = 150\text{ mm}$	$z_{min} = 70\text{ mm}$ $z_{max} = 175\text{ mm}$
16.66	4	5	6
20	5	7	9
25	8	11	14
33	15		

6.3 Campo acústico de los modelos de transductores cóncavos de anillos concéntricos

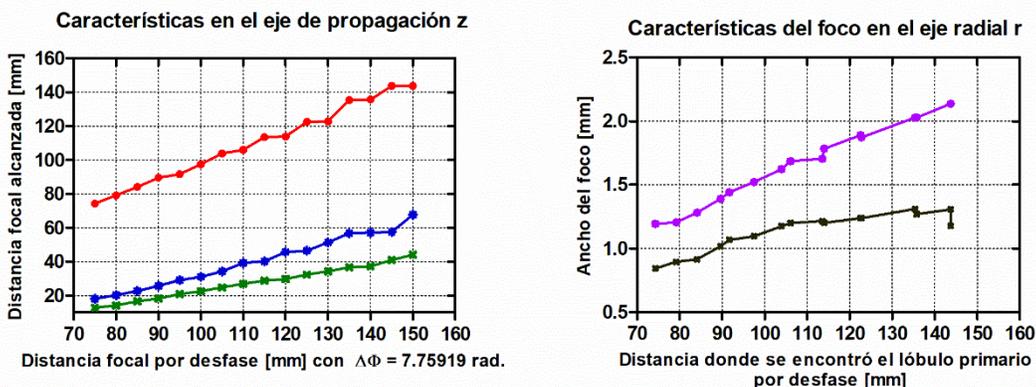
6.3.1. Campo acústico generado por el modelo ideal de un AAT cóncavo

En la Fig. 30 (ver Fig. 30) se muestran las características focales del modelo ideal de AAT cóncavo con $a = 16.66\text{ mm}$ para desplazamientos de 5 mm en cada rango focal permitido. También, se presentan los resultados donde la presión máxima a lo largo del eje axial fue encontrada y su ancho sobre este eje medidos a una caída de -3 dB y -6 dB. Cuando el rango focal fue mayor, a medida que se trataba de alcanzar el extremo focal máximo z_{max} la presión máxima se encontró en el lóbulo secundario. Los resultados de los anchos a -3 dB y -6 dB en presión a lo largo del eje radial solo se presentan cuando la presión máxima fue alcanzada en el foco primario. En la Fig. 31 (ver Fig. 31) se muestran los perfiles de presión acústica cuando la señal tuvo un desfase de 0° , así como en los dos extremos focales de los rangos evaluados. Éstos se obtuvieron a lo largo del eje axial además de mostrarse normalizados en escala logarítmica para destacar la formación de lóbulos secundarios. La Fig. 32 (ver Fig. 32) muestra los valores de presión en dB que tuvieron los lóbulos secundarios (ver Fig. 32 a) y las distancias en que éstos fueron encontrados (ver Fig. 32 b).

Radio $a = 16.66$ mm, 4 anillos. Rango focal 53.33 mm



Radio $a = 16.66$ mm, 5 anillos. Rango focal 75 mm



Radio $a = 16.66$ mm, 6 anillos. Rango focal 105 mm.

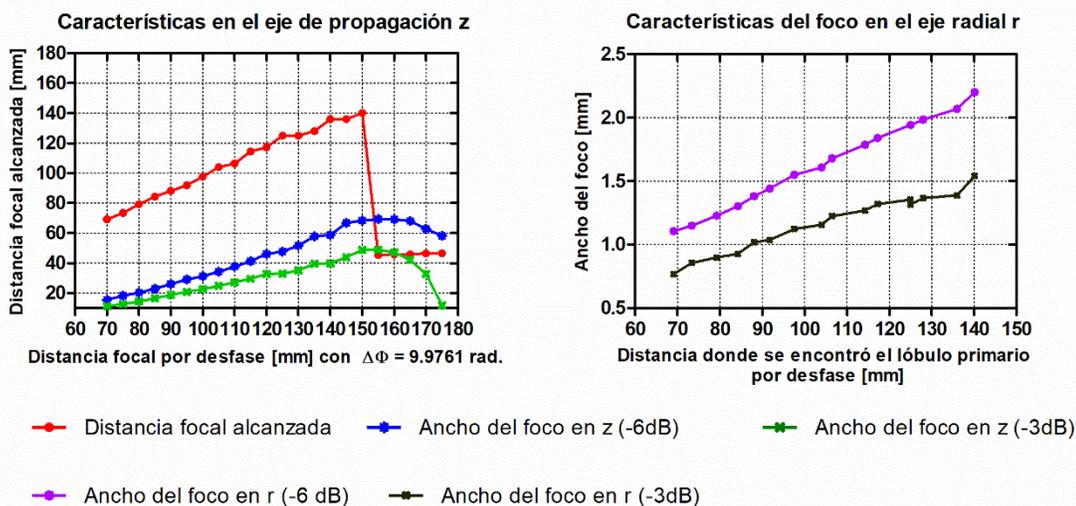


Fig. 30. Características focales para una geometría de radio $a = 16.66$ mm. Desplazamientos en fase para el rango focal evaluado (desplazamientos en pasos de 5 mm). Derecha: características de los puntos máximos de presión sobre el eje de propagación z. Izquierda: características del foco en el eje radial cuando la máxima presión se encontró en el lóbulo primario.

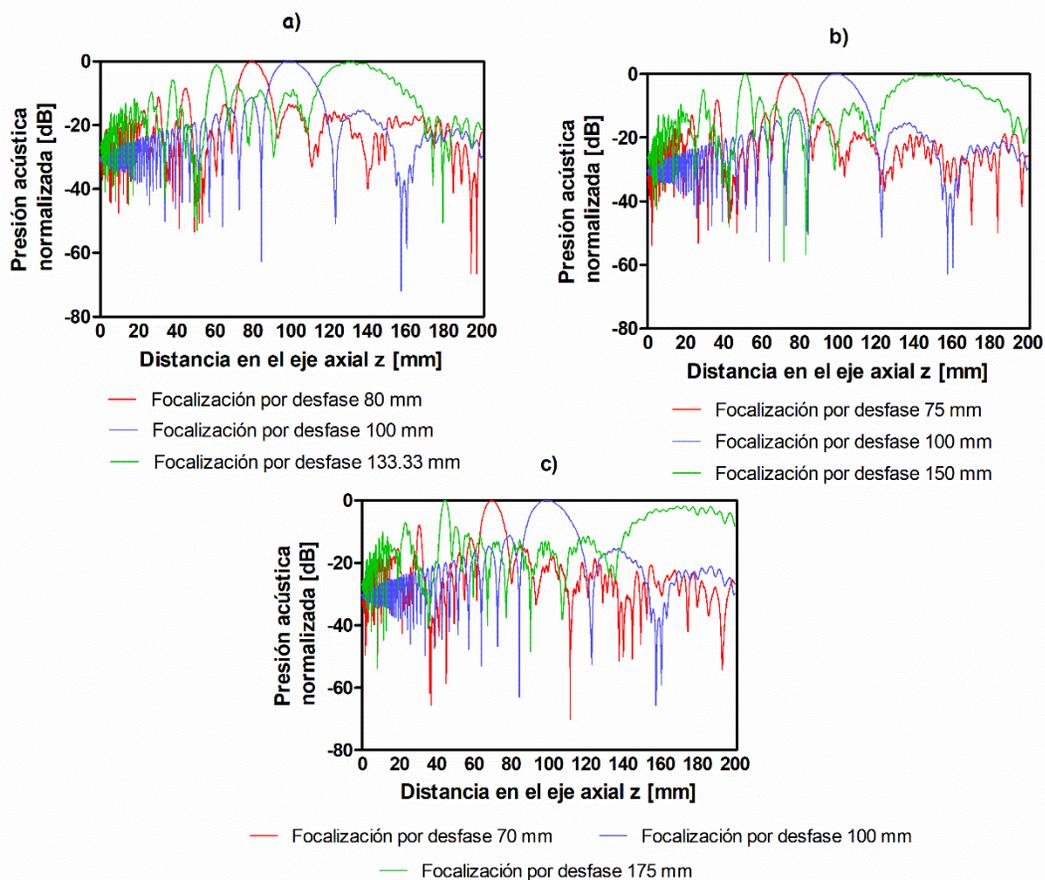


Fig. 31. Presión acústica a lo largo del eje axial z obtenida en los extremos focales para cada rango focal evaluado. Geometría de radio $a = 16.66$ mm. a) 4 anillos, rango focal de 53.33 mm, b) 5 anillos, rango focal de 75 mm, c) 6 anillos, rango focal de 105 mm.

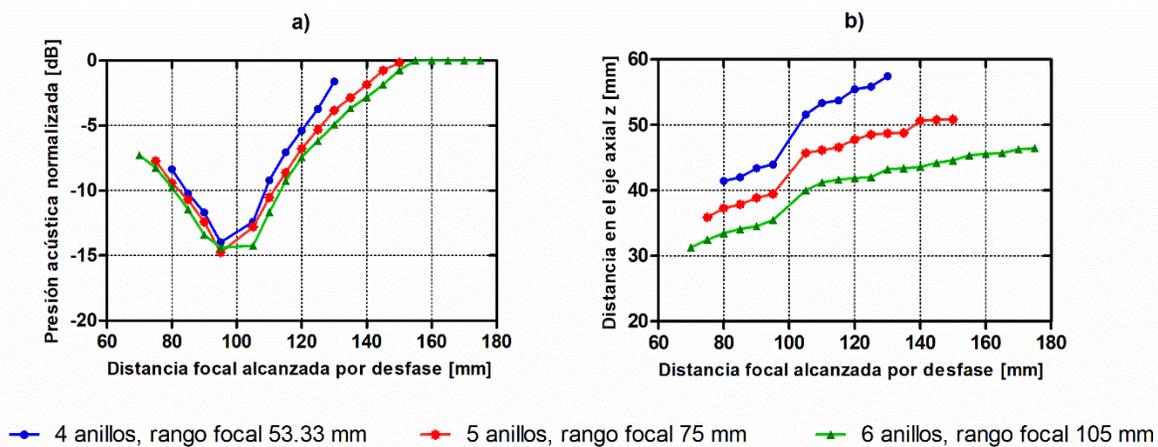


Fig. 32. Características de los lóbulos secundarios cuando la geometría fue de radio $a = 16.66$ mm para 3 rangos focales diferentes. a) presión en los lóbulos secundarios en dB, b) distancia sobre el eje axial a la que se encontró el lóbulo secundario.

De manera similar, en las gráficas de la Fig. 33 (ver Fig. 33), se presentan las características focales para las simulaciones de las geometrías con $a = 20$ mm. En la Fig. 34 (ver Fig. 34) se concentran las gráficas de la distribución de presión cuando se buscaron distancias focales iguales a los límites permitidos por cada geometría de radio de 20 mm. Las características lobulares secundarias para el mismo radio geométrico se muestran en la Fig. 35 (ver Fig. 35).

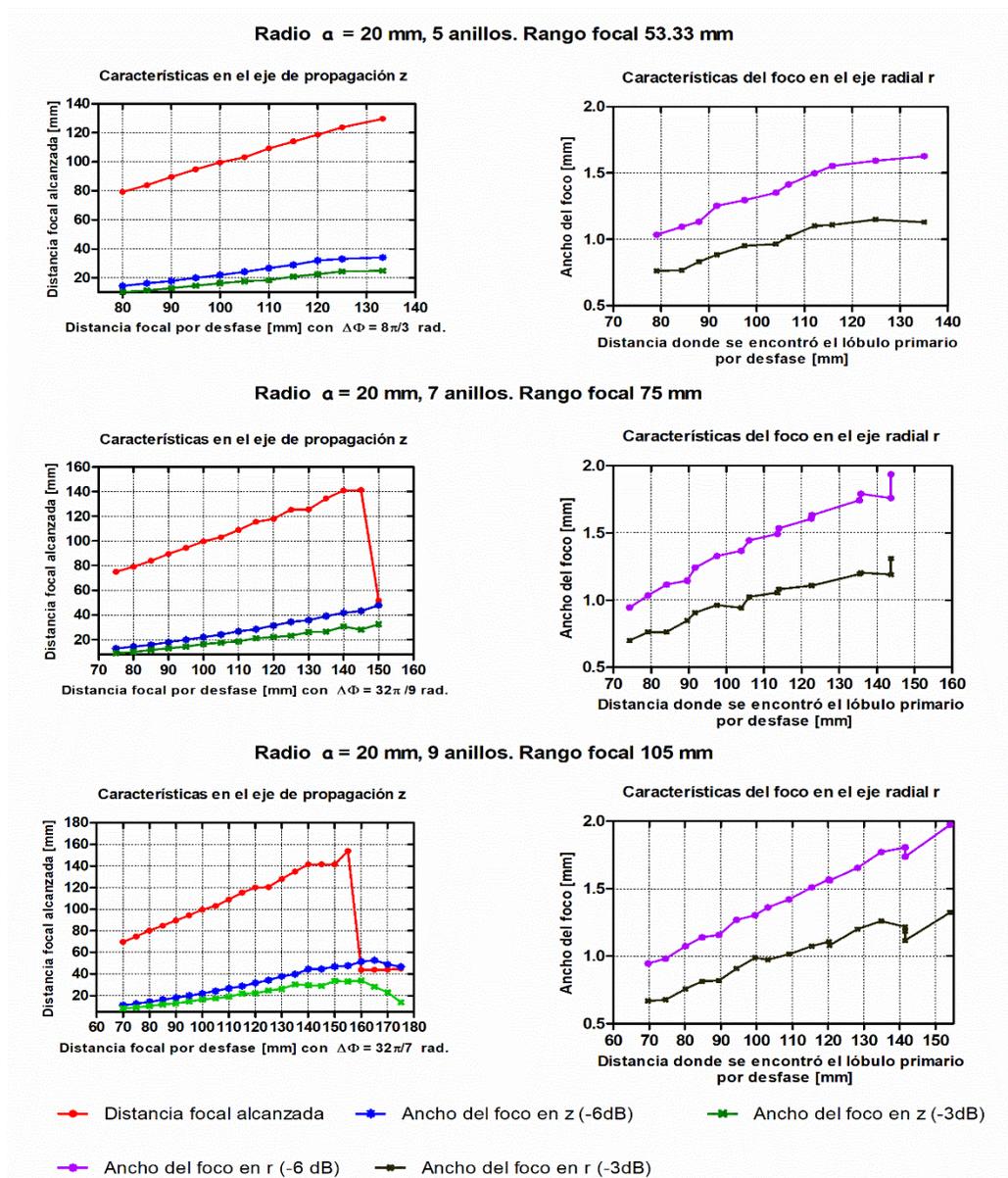


Fig. 33. Características focales para una geometría con $a = 20$ mm. Desplazamientos en fase para el rango focal evaluado (desplazamientos en pasos de 5 mm). Derecha: características de los puntos máximos de presión sobre el eje de propagación z. Izquierda: características del foco en el eje radial cuando la máxima presión se encontró en el lóbulo primario.

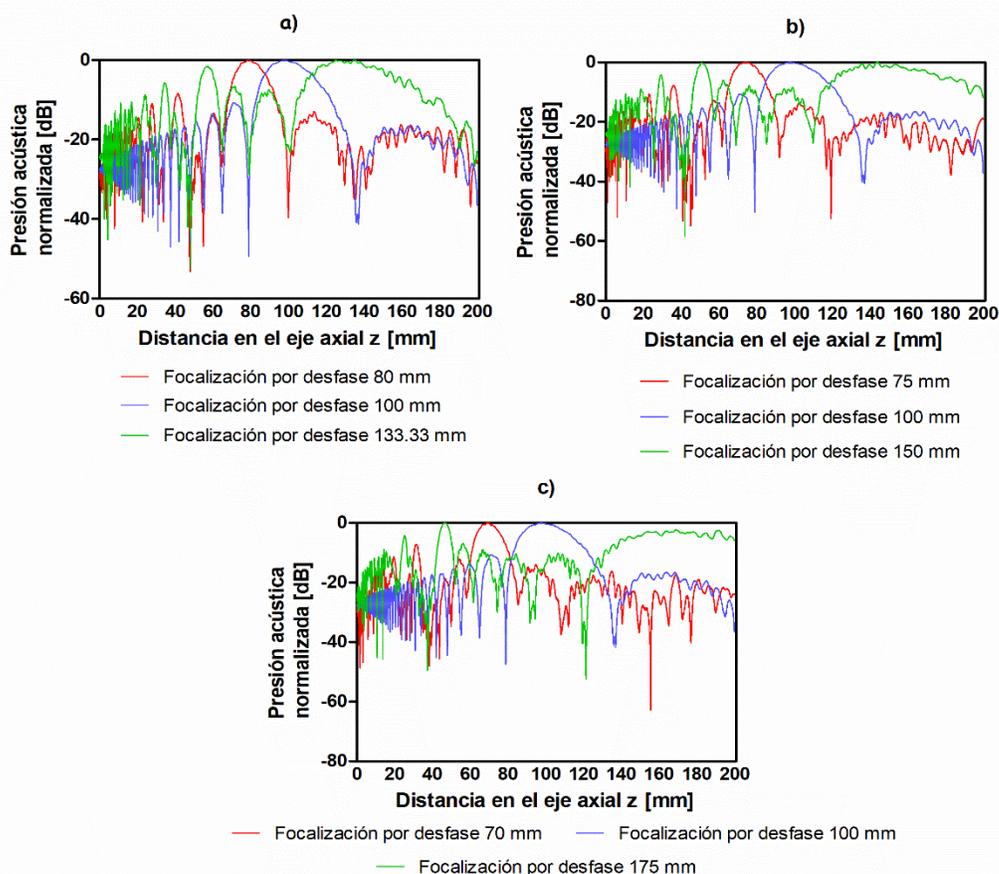


Fig. 34. Presión acústica a lo largo del eje axial z obtenida en los extremos focales para cada rango focal evaluado. Geometría de radio $a = 20$ mm. a) 5 anillos, rango focal de 53.33 mm, b) 7 anillos, rango focal de 75 mm, c) 9 anillos, rango focal de 105 mm.

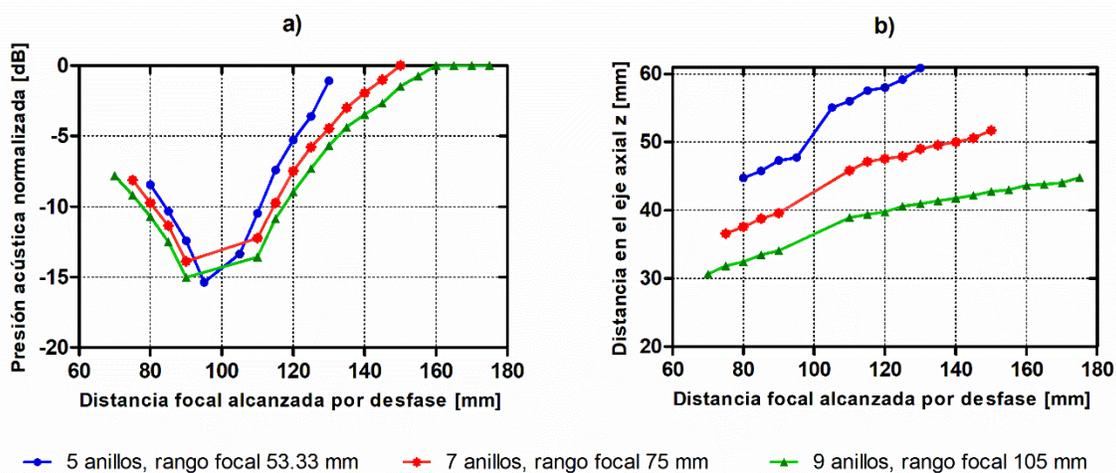


Fig. 35. Características de los lóbulos secundarios cuando $a = 20$ mm para 3 rangos focales diferentes. a) presión en los lóbulos secundarios en dB, b) distancia sobre el eje axial a la que se encontró el lóbulo secundario.

Las Figs. 36, 37 y 38 (ver Fig. 36, 37 y 38) muestran lo análogo a lo descrito anteriormente para las geometrías con $a = 25$ mm en cada rango focal analizado. Por último, en la Fig. 39 (ver Fig. 39) se presentan las características de enfoque (ver Fig. 39 a,b), los perfiles de presión acústica en los extremos del rango focal (ver Fig. 39c) y las características lobulares (ver Fig. 39d) cuando $a = 33.33$ mm y un rango focal de 53.33 mm.

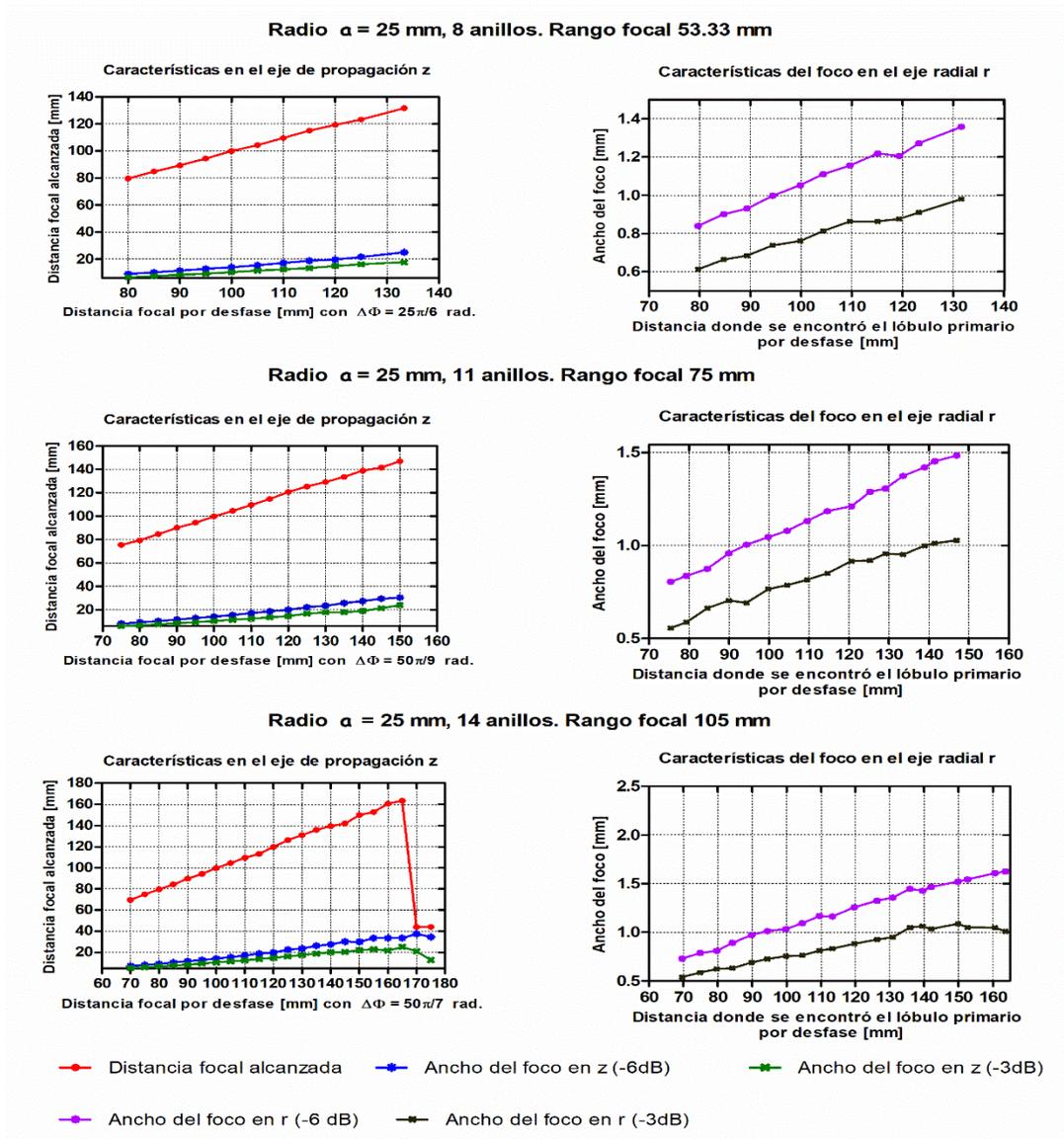


Fig. 36. Características focales para una geometría de radio $a = 25$ mm. Desplazamientos en fase para el rango focal evaluado (desplazamientos en pasos de 5 mm). Derecha: características de los puntos máximos de presión sobre el eje de propagación z. Izquierda: características focales del foco en el eje radial cuando la máxima presión se encontró en el lóbulo primario.

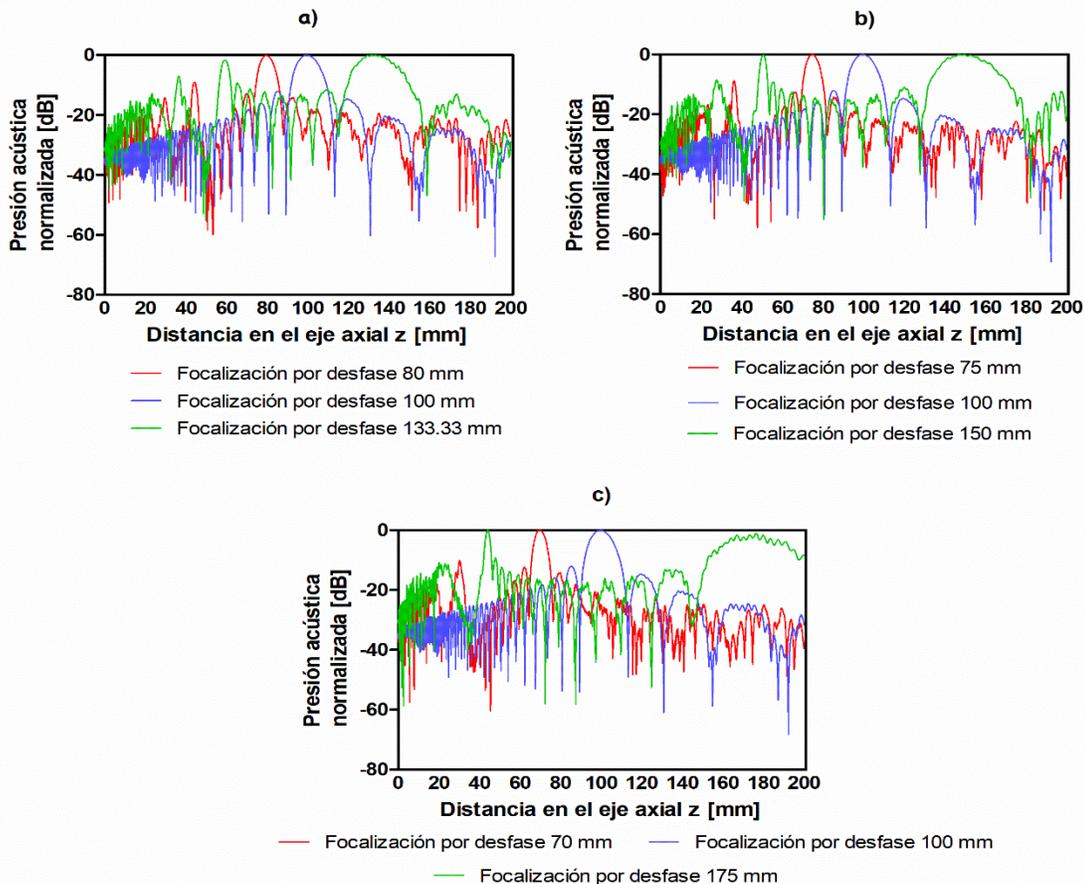


Fig. 37. Presión acústica a lo largo del eje axial z obtenida en los extremos focales para cada rango focal evaluado. Geometría de radio $a = 25$ mm. a) 8 anillos, rango focal de 53.33 mm, b) 11 anillos, rango focal de 75 mm, c) 14 anillos, rango focal de 105 mm.

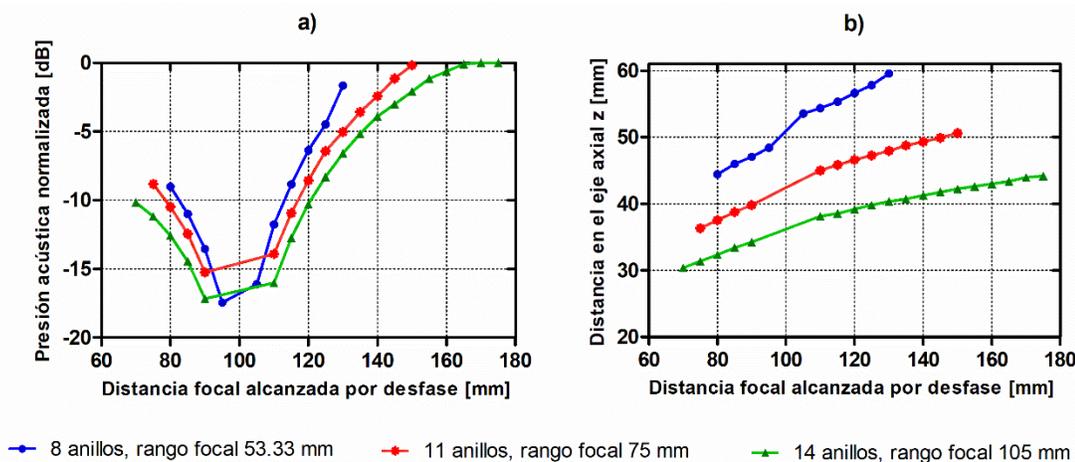


Fig. 38. Características de los lóbulos secundarios cuando la geometría fue de radio de 25 mm para 3 focales diferentes. a) presión en los lóbulos secundarios en dB, b) distancia sobre el eje axial a la que se encontró el lóbulo secundario.

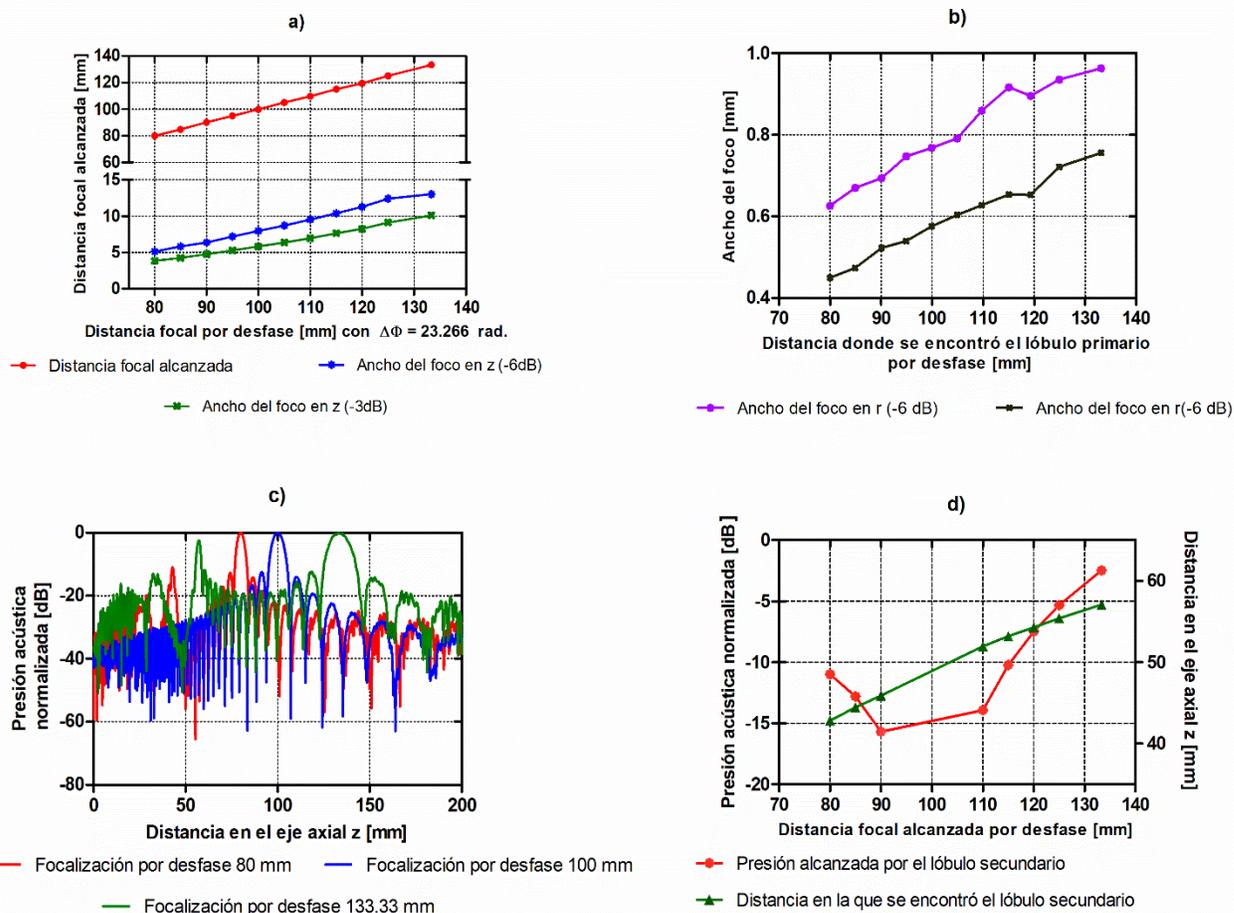


Fig. 39. Distribución de las características para una geometría de radio $a = 33.33$ mm y un rango focal de 53.33 mm. a) Características en el eje z donde la máxima presión fue encontrada, b) características sobre el eje radial del lóbulo primario, c) perfiles de distribución de presión acústica para los dos extremos focales en el rango focal permitido y cuando el transductor tuvo un desfase de 0° , d) características de los lóbulos secundarios.

Para todas las soluciones de los modelos recientemente descritos, la presión en el lóbulo secundario incrementaba en función del aumento en el rango focal. Pese a ello, la distancia en la que se encontró el lóbulo secundario disminuía, encontrándose menor a la mitad de A para cada geometría. También, la presión en el lóbulo secundario disminuía al aumentar la cantidad de anillos donde las distancias focales se intersecaban en diferentes rangos focales.

6.3.2. Campo acústico generado por el modelo de un AAT cóncavo con espacios de corte entre anillos

Por las características focales y lobulares obtenidas, las geometrías con valores de a de 20 mm, 25 mm y 33.33 mm con 5, 8 y 15 anillos, respectivamente, con rango focal de 53.33 mm (80 mm - 133.33 mm) fueron seleccionadas para esta parte del trabajo. Los 3 diferentes valores de a se modelaron con la geometría 2D axisimétrica de la Fig. 22 (ver Fig. 22), considerando los espacios de corte entre elementos de tres diferentes distancias (λ , $\lambda/2$, $\lambda/4$).

Los resultados de las presiones (dB) obtenidas en el lóbulo secundario para los desplazamientos en el rango focal se muestran en la Fig. 40 (ver Fig. 40). Se observa que existe un incremento en su valor de presión cuando el espacio de corte es de una longitud de onda. Además, el incremento se da cuando éste se aleja de A . El valor de presión del lóbulo secundario se redujo, con respecto a λ , cuando los valores de corte fueron de $\lambda/2$, además, no fueron significativamente distantes a un tamaño de $\lambda/4$. En la Fig. 40 se puede apreciar que el lóbulo secundario con una presión menor a -6 dB fue encontrado en más del 80% de las distancias focales para geometrías con radio de 25 mm y 33.33 mm. El criterio de selección de a se realizó en base a los datos de presiones en el lóbulo secundario, así como su posible fabricación.

Partiendo de lo anterior, las siguientes evaluaciones se trabajaron con $a = 25$ mm, 8 anillos y un tamaño de corte de $\lambda/2$. Un compromiso entre el radio geométrico a , la cantidad de anillos, área de los anillos y un espacio de corte que pueda ser maquinado corroboró esta decisión. Además, con $a = 25$ mm se podría facilitar el manejo del corte de la cerámica sin mencionar que el espacio de corte de 187 μm se encuentra por encima de los límites reportados por bibliografía.

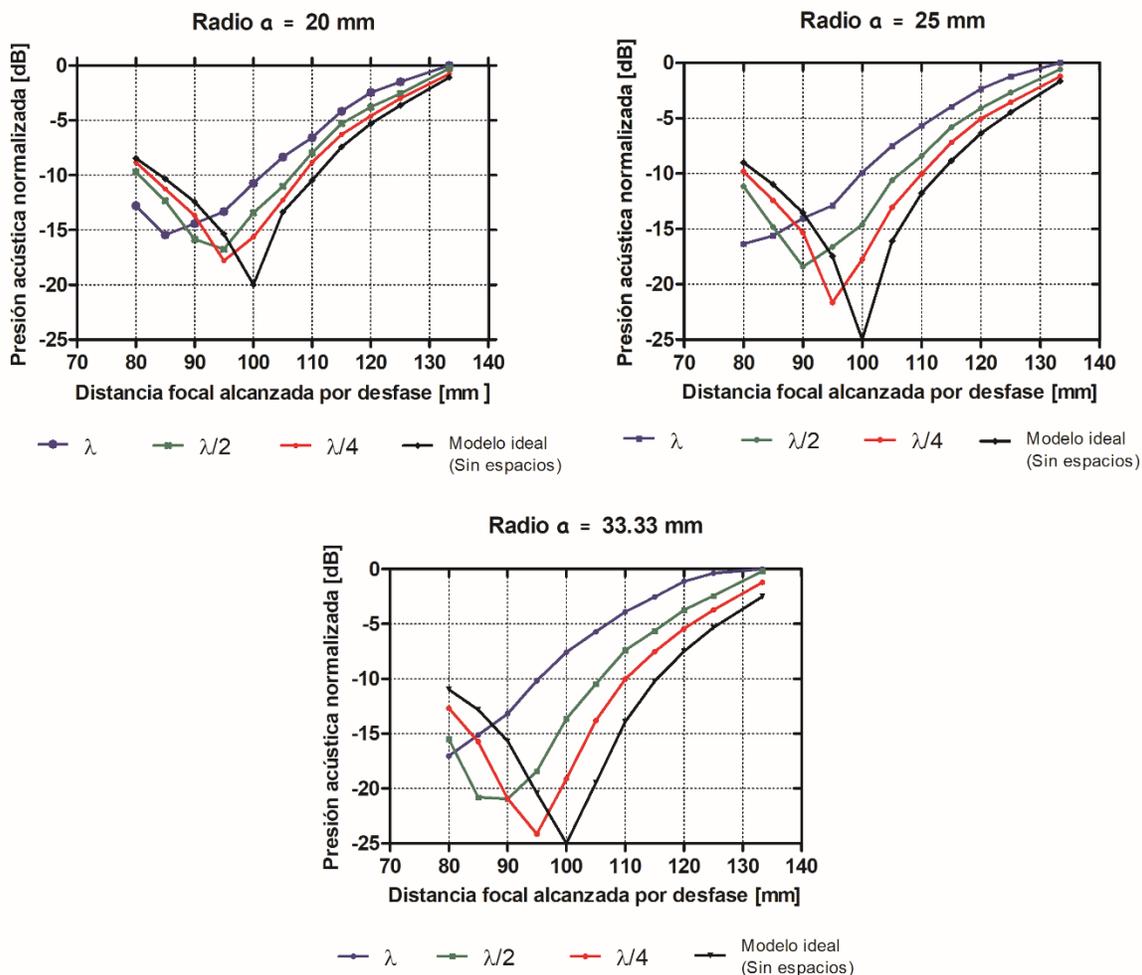


Fig. 40. Comparación de las presiones en los lóbulos secundarios generados para la evaluación de diferentes espacios de corte entre elementos para las geometrías de radio a de 20 mm, 25 mm y 33.33 mm todas en un rango focal de 53.33 mm; desde 80 mm a 133.33 mm.

6.4. Modelado computacional del campo acústico del transductor cóncavo de anillos concéntricos seleccionado en un medio homogéneo y a través de tejidos óseos blandos

Para el modelado de la propagación acústica del AAT cóncavo a través de tejidos óseos blandos con grosores definidos fue seleccionada la geometría con $a = 25$ mm. La geometría está compuesta de 8 anillos, un espacio entre anillos de $\lambda/2$ y un rango focal de 53.33 mm. Esta geometría presentó el 80% de las distancias focales

con presiones < -6 dB en el lóbulo secundario en todo el rango focal permitido, por lo que, estas distancias focales efectivas u óptimas van desde 80 mm hasta 120 mm. La formación del campo acústico a una distancia x dentro del rango focal permitido está dada por la contribución individual de cada anillo con señal de desfase β_i . La Fig. 41 (ver Fig. 41) muestra la formación del campo en un medio homogéneo con la contribución de 1, 2, 4 y 8 anillos, estos tres últimos, resultado del principio de superposición en la formación del campo acústico. Se observa que, cuando más contribuciones de elementos efectivos se tienen, el ancho del foco disminuye, el grado de focalización aumenta y la presión en los lóbulos secundarios tienden a disminuir. Además, se notó que la presión relativa aumentó en función de que más anillos efectivos fueron encendidos.

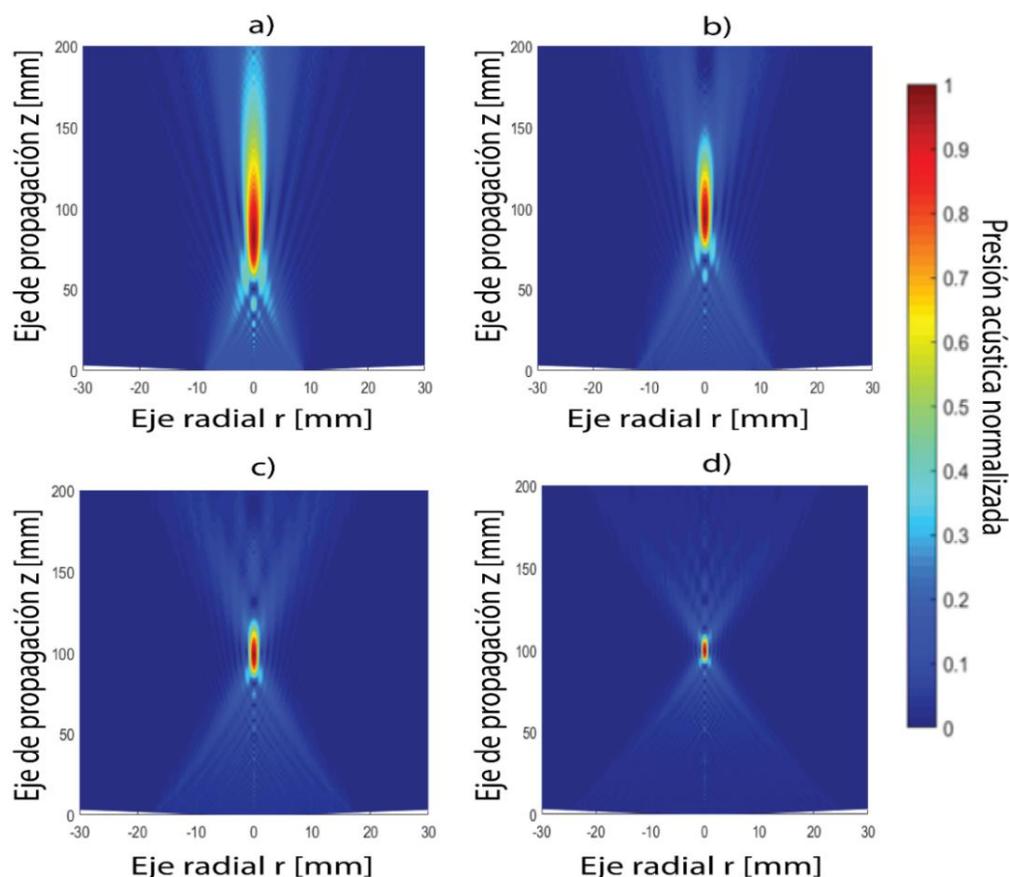


Fig. 41. Formación del campo acústico en agua del diseño del AAT cóncavo a una distancia de enfoque de 100 mm. a) contribución de 1 anillo, b) contribución de dos anillos, c) contribución de 4 anillos, d) contribución total, 8 anillos.

Por otro lado, un ejemplo del campo acústico formado en un medio homogéneo (agua) a diferentes distancias de focalización dentro del rango focal óptimo es mostrado en la Fig. 42 (ver Fig. 42). Se presentan los extremos focales más cercano (75 mm), y más lejano (120 mm) y la distancia de focalización igual que A . Cuando el enfoque del transductor es de 100 mm, inicialmente, se puede realizar una comparación cualitativa entre la geometría diseñada y la geometría del transductor comercial (ver Fig. 42 d). Si bien, a es diferente para ambos casos, sus campos acústicos a una distancia de 100 mm carecen de lóbulos secundarios antes y después del foco primario. Esta uniformidad es deseable, y se preserva aun cuando los espacios de corte están incluidos en la geometría diseñada, y si bien, el ancho del foco medido a -3 dB o -6 dB decrece, la relación de enfoque mejora en 1.33. Además, la presión relativa aumentó debido a que el área efectiva aumenta cuando todos los anillos están encendidos.

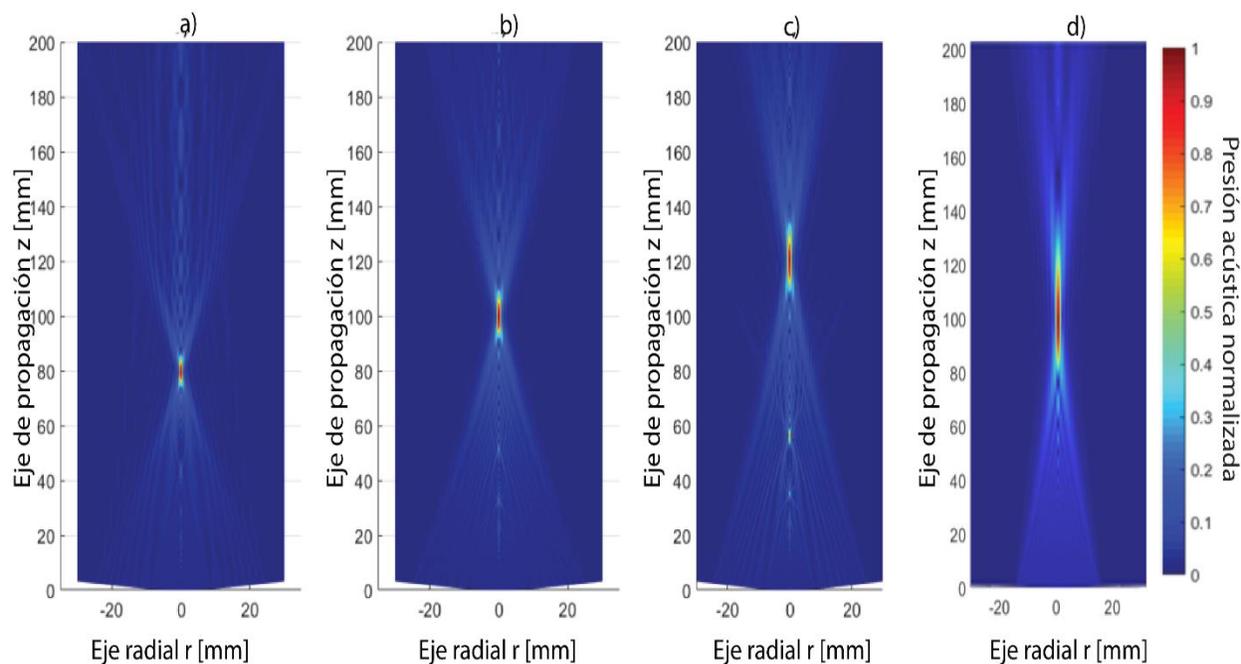


Fig. 42. Campos acústicos variables formados por el AAT cóncavo ($a = 25$ mm, 8 anillos) y campo acústico de la geometría del transductor comercial de radio de 14.991 mm. Para el AAT cóncavo todos los anillos están encendidos para formar los campos acústicos, el medio de propagación acústica es agua. a) Campo acústico a una distancia de 80 mm, b) campo acústico formado a una distancia de 100 mm, c) campo acústico formado a una distancia de 120 mm, d) campo acústico del transductor comercial de referencia, distancia de focalización 100 mm.

Una mejor apreciación en la distribución de la presión acústica a lo largo del eje axial z con $r = 0$ para el ATT diseñado, el radiador mono-elemento de referencia y el transductor comercial es mostrada en la Fig. 43 a (Fig. 43 a). Para este último, se utilizaron los datos experimentales de la caracterización acústica del transductor dentro de una tina llena de agua bidestilada desgasificada. La medición se realizó con un hidrófono (PZTZ44-0400, Specialty Engineering Associates®) colocado a 2 mm de la carcasa del transductor, que se desplazó en los ejes x e y con una resolución de 0.1016 mm y, en z con una resolución de 1 mm.

Las mediciones resultaron útiles para validar el modelado por FEM de la geometría del transductor comercial y a su vez tener certeza de que éste puede ser tomado como referencia para el diseño de nuestra propuesta. El ancho del foco de las mediciones experimentales a una caída de -6 dB de presión fue de 44 mm. Esta misma geometría modelada tuvo un ancho del foco 37.3633 mm; mientras que, para la propuesta, el ancho fue de 14.062 mm. Cabe recordar que, al sacrificar ancho focal sobre el eje de propagación, el grado de enfoque aumenta y, por tanto, la presión máxima en el foco aumenta. Además, para nuestra propuesta, en una focalización en fase, la presión a través del eje radial en donde la máxima presión fue alcanzada se obtiene una reducción de los lóbulos laterales. Aunque estos lóbulos son relativamente pequeños frente al lóbulo principal en $r = 0$, en el AAT cóncavo se presenta una disminución cercana al 50% en comparación con la geometría de referencia debido al alto grado de focalización (Ver Fig. 43 b).

Una vez descritos los patrones de radiación, comparaciones con el transductor de referencia y la definición del rango focal efectivo (todo en un medio homogéneo), los *phantoms* de tejidos fueron colocados en el modelo. Los *phantoms* de cartílago y ligamento se colocaron a una distancia de 80 mm entre el centro de curvatura del transductor y la interfaz de los tejidos.

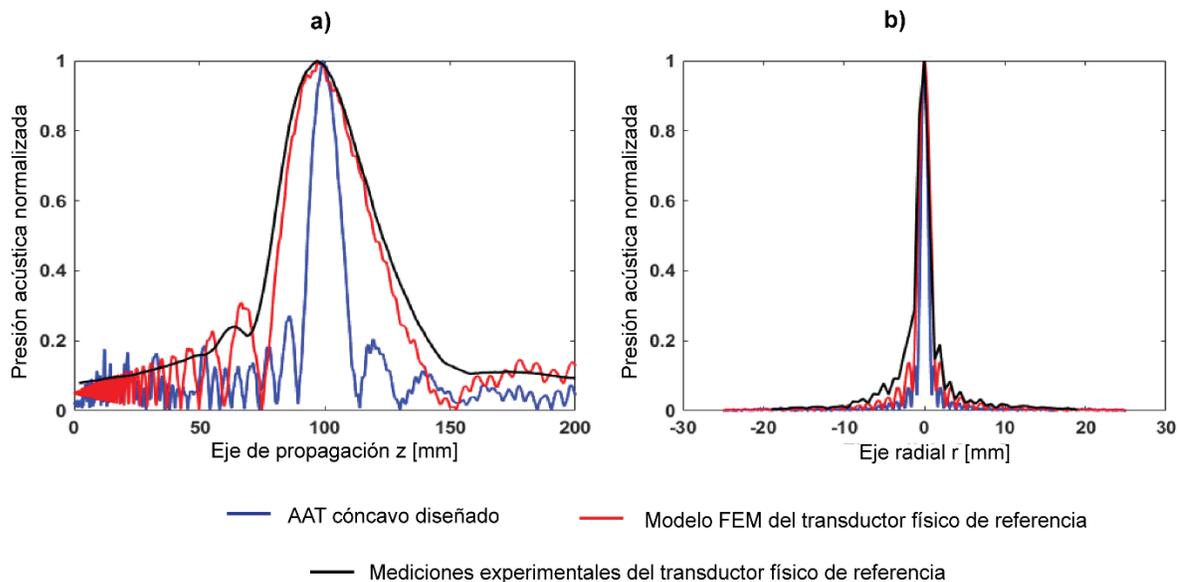
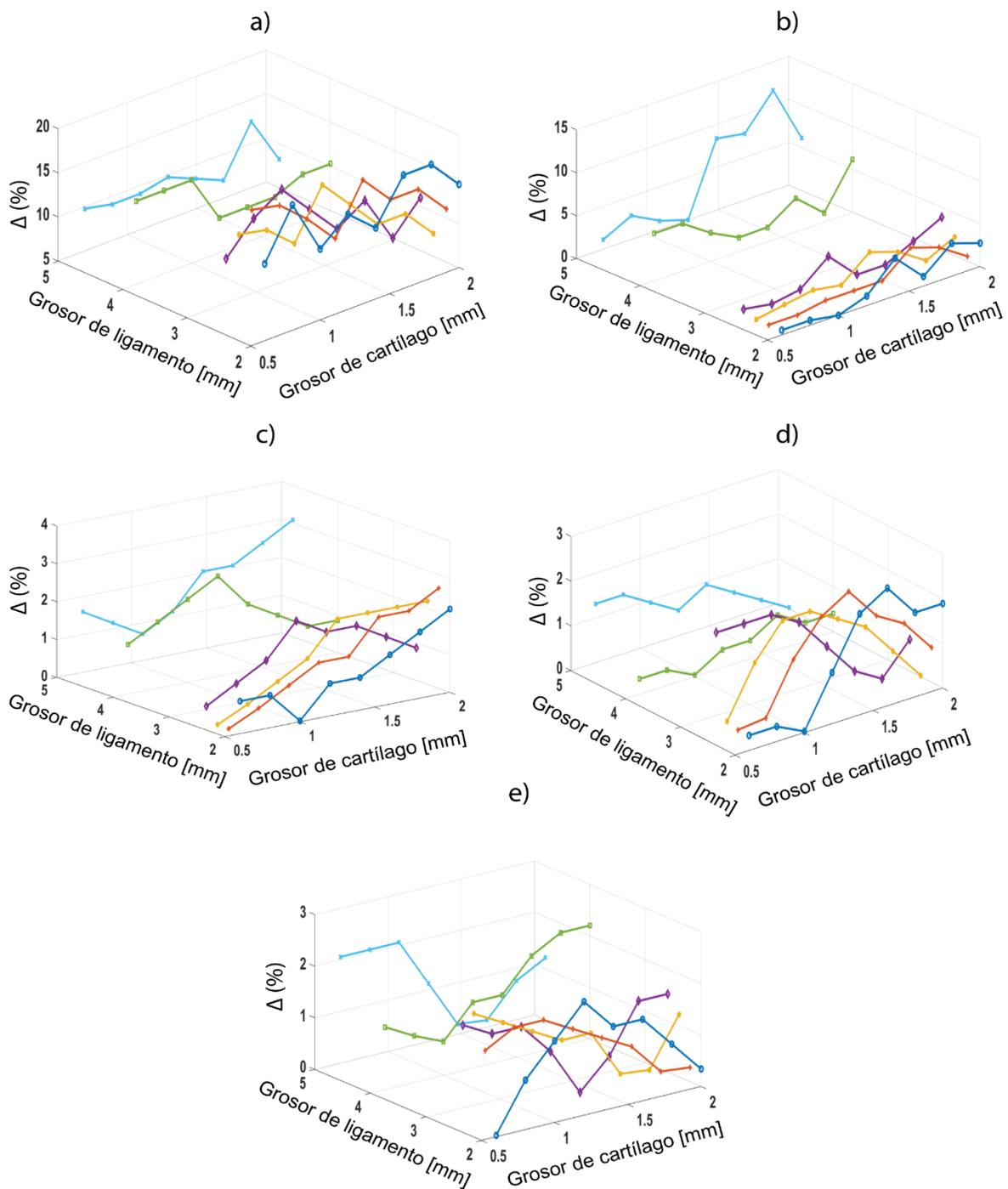


Fig. 43. a) Distribución de la presión acústica a lo largo del eje de propagación z en $r = 0$. Comparación entre el modelado de la geometría AAT cóncava diseñada y las distribuciones del modelo FEM y experimental del transductor mono-elemento físico de referencia, b) distribución de la presión acústica a través de r donde la máxima presión acústica se obtuvo en z , comparaciones entre el AAT cóncavo diseñado las distribuciones del modelo FEM y experimental del transductor mono-elemento físico de referencia.

Los grosores de los tejidos utilizados fueron retomados de aquellos que se definieron como los mejores casos (sección 6.1.1). Estos grosores corresponden a 2 mm, 2.2 mm, 2.4 mm, y 4.8 mm para ligamento y de 0.6 mm a 2 mm (intervalos de 0.2 mm) para cartílago. Por el rango focal efectivo definido anteriormente y aunado al coste computacional que esto representa, las distancias de desfase utilizadas para la configuración del AAT cóncavo fueron desde 80 mm hasta 120 mm en pasos de 10 mm. Las gráficas de las Fig. 44 (ver Fig. 44) muestran el cambio relativo Δ , del ancho del foco medido a una caída de -6 dB, en comparación con la propagación en el medio uniforme. Este cambio fue manejado en anteriores secciones como error relativo promedio pues se considera como el sesgo relativo de un total de muestras frente a una distribución patrón.



Grosos de ligamento

● 2 mm ● 2.2 mm ● 2.4 mm ● 2.6 mm ● 4 mm ● 4.8 mm

Fig. 44. Gráficas de la variación en el ancho del foco medido a una caída de -6 dB para las diferentes condiciones de evaluación, combinaciones de grosores y distancias de desfase. a) distancia de desfase 80 mm, b) distancia de desfase 90 mm, c) distancia de desfase de 100 mm, d) distancia de desfase de 110 mm. e) distancia de desfase 120 mm.

En las gráficas se observa que a medida que la distancia de desfase aumenta el foco se preserva, mientras más cercano está el foco del tejido la diferencia es mayor. Esto último puede verse en la distancia de desfase de 80 mm y 90 mm donde el foco o parte de él se encuentra sobre los dominios de los *phantoms*. Cuando el foco no se encuentra sobre el dominio del tejido, las diferencias en el ancho del foco tienen una mayor significancia al incrementar el grosor del ligamento. La Tabla 10 (ver Tabla 10) muestra las diferencias relativas para los diferentes grosores de ligamento en función de las distancias de desfase cuando fueron tomados en cuenta todos los grosores de cartílago. Cabe recordar que esta diferencia fue calculada tomando como referencia la propagación acústica en el agua (sin tejidos).

Hay que recordar que uno de los objetivos principales es lograr conservar el foco y, por tanto, preservar la mayor energía acústica luego de atravesar estas dos estructuras. Para las 4 distancias focales por desfase, el cambio en el ancho del foco es menor al 5%; por lo que, en el modelado acústico esto es deseable para los objetivos buscados. Sin embargo, a pesar de que el ancho del foco se preserva, la presión acústica relativa en el foco disminuye ligeramente presentando variaciones y aumento de presión en la interfaz donde fueron colocados los *phantoms*.

Tabla 10. Incrementos relativos para diferentes grosores de ligamentos y distancias de desfase.

Distancia focal [mm]	Grosor de ligamento					
	2 mm	2.2 mm	2.4 mm	2.6 mm	4 mm	4.8 mm
80	15.608 %	15.437 %	13.125 %	12.869 %	11.329 %	10.302 %
90	1.812 %	1.473 %	1.743 %	1.743 %	3.602 %	5.854 %
100	1.092 %	1.371 %	1.426 %	1.307 %	1.586 %	1.921 %
110	1.316 %	1.417 %	1.332 %	1.370 %	0.387 %	0.913 %
120	1.156 %	1.226 %	1.257 %	1.210 %	1.451 %	1.327 %

6.5. Modelado computacional del patrón de calentamiento en los tejidos óseos blandos generado por el AAT cóncavo seleccionado

Como se explicó en la sección 5.4.2, el modelado del bio calentamiento está sujeto a la solución del campo acústico en estado estacionario. Debido a que no se cuenta con el transductor de manera física no es posible conocer los valores máximos y mínimos de presión e intensidad soportadas. Así que, esta parte del estudio solo sirvió para dar una aproximación acerca del patrón de calentamiento en los tejidos con diferentes tiempos de exposición. Únicamente se utilizaron las distancias focales de 80 mm, 100 mm y 120 mm con grosores de 2 mm y 4.8 mm para ligamento y de 0.6 mm y 2 mm para cartílago. Es de notar que estos grosores corresponden a los mínimos y máximos para los dos tipos de tejidos óseos blandos que se han manejado en este trabajo. Con ello, se pudieron aproximar las dimensiones geométricas de los patrones de calentamiento en las condiciones mínimas y máximas de los *phantoms* utilizados en este trabajo.

Un ejemplo de los patrones de calentamiento normalizados para una distancia de focalización de 100 mm, 0.5 s en el tiempo de exposición donde *thl* y *thc* fueron de 2 mm y 0.6 mm respectivamente se muestran en la Fig. 45 (ver Fig. 45). Para las mismas condiciones, pero con una distancia de focalización de 80 mm y 120 mm es presentado en la Fig. 46 y 47, respectivamente (ver Fig. 46 y 47). Las imágenes segmentadas y la determinación de sus contornos en los 4 umbrales del incremento de temperatura se muestran en la Fig. 48 (ver Fig. 48). Las características de los patrones a diferentes umbrales y tiempos de exposición para una focalización de 100 mm con los *phantoms* utilizados son presentados en la Fig. 49 (ver Fig. 49). Se observa que el tamaño de los lóbulos en ancho y largo tiene una distribución cuasi-uniforme después de los 5 s de exposición. El área que ocupa cada región segmentada incrementa en función del tiempo, además, se presenta un incremento de temperatura mayor para *phantoms* más gruesos. Los incrementos de temperatura para todos los casos fueron menores de 5 °C en el máximo tiempo de exposición.

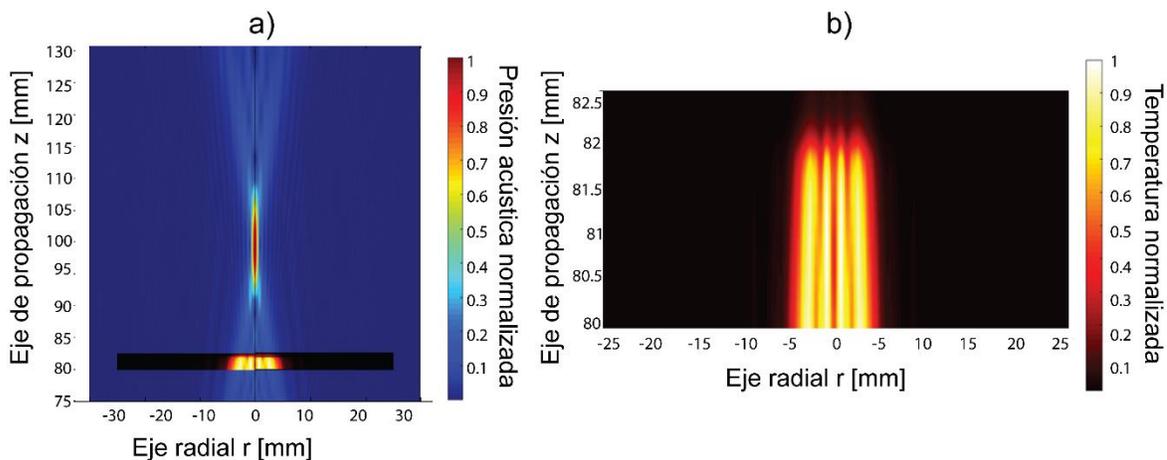


Fig. 45. Patrón de calentamiento normalizado para una distancia de focalización de 100 mm con grosores mínimos. a) Unión del campo acústico y campo de calentamiento, b) definición del patrón del calentamiento sobre los phantoms de tejidos (en donde la ecuación de bioalentamiento fue definida).

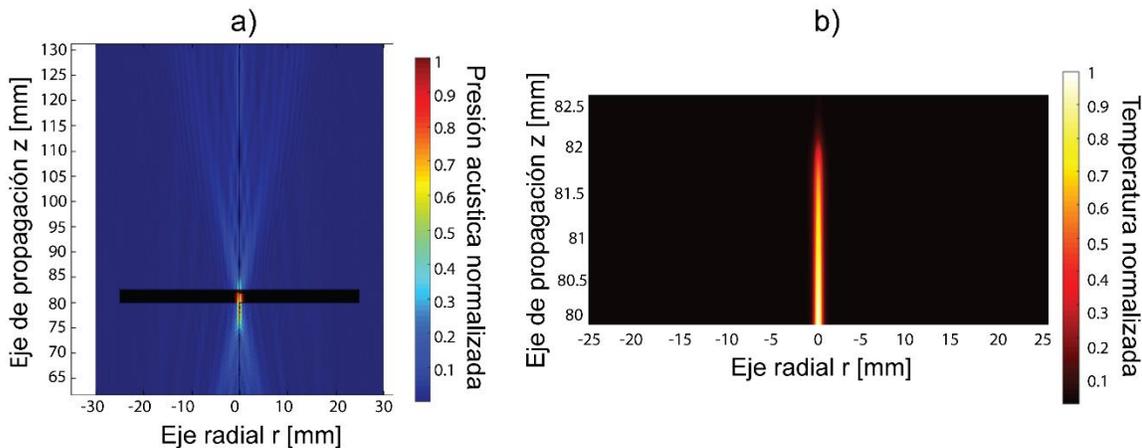


Fig. 46. Patrón de calentamiento normalizado para una distancia de focalización de 80 mm con grosores mínimos, el foco principal del campo acústico se encuentra sobre los phantoms de tejidos. a) Unión del campo acústico y campo de calentamiento, b) patrón del calentamiento sobre los phantoms de tejidos (en donde la ecuación de bioalentamiento fue definida).

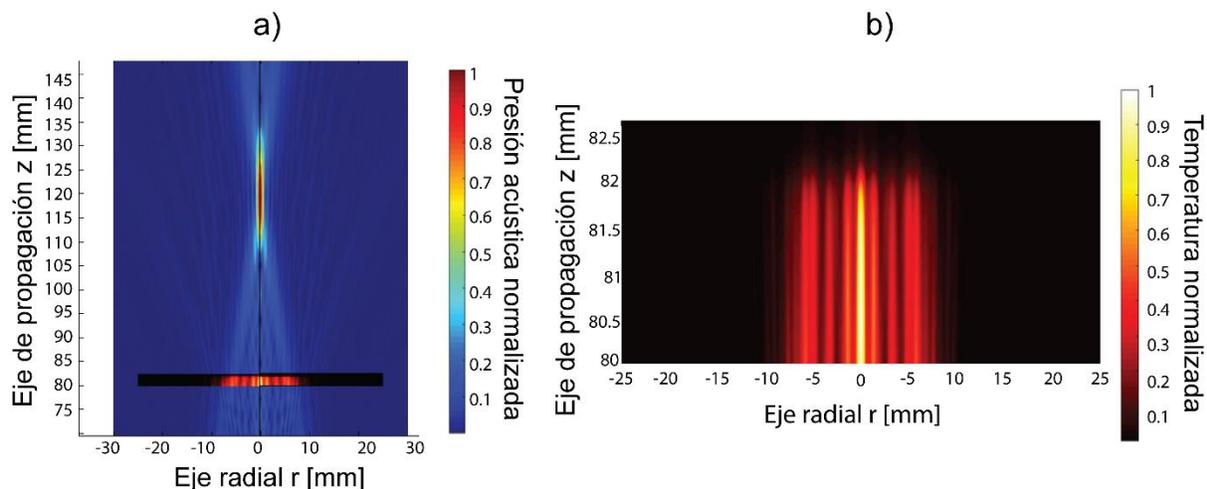


Fig. 47. Patrón de calentamiento normalizado para una distancia de focalización de 120 mm con grosores mínimos. a) Unión del campo acústico y campo de calentamiento. b) patrón del calentamiento sobre los phantoms de tejidos (en donde la ecuación de bioalentamiento fue definida).

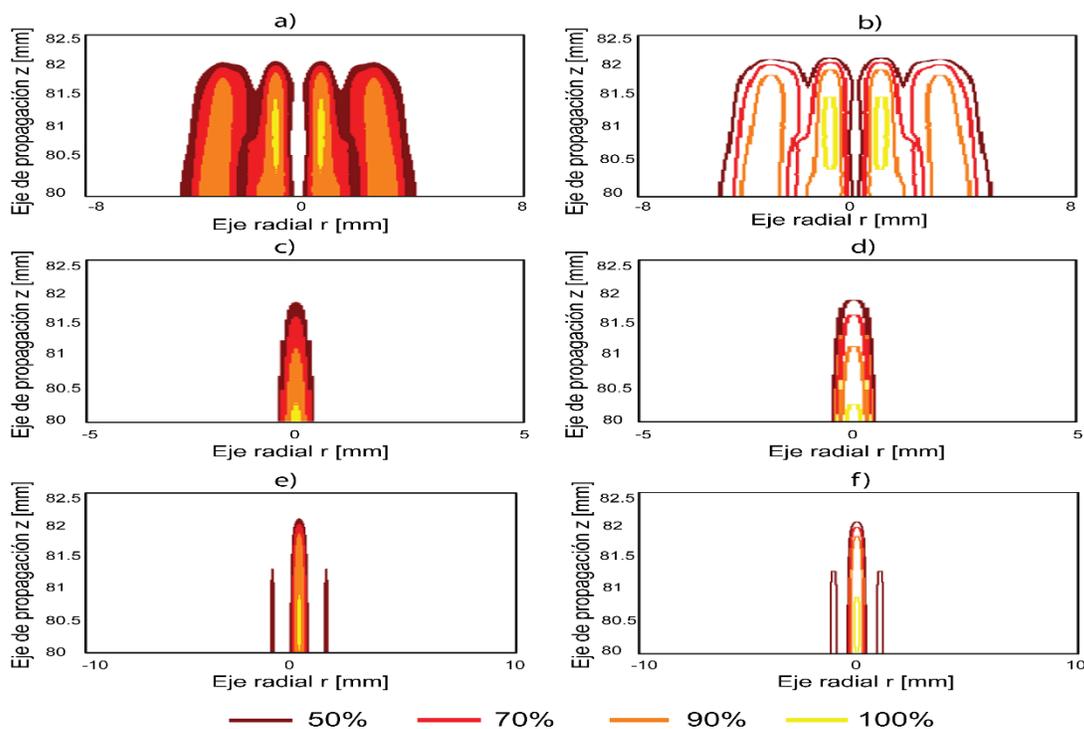


Fig. 48. Segmentación de los patrones de calentamiento por umbralado en 50%, 70%, 90% y 100% del incremento de temperatura. Umbralado de los patrones a diferentes distancias de focalización (izquierda), contornos de los umbrales obtenidos por operadores morfológicos (derecha). a) segmentación de los patrones, focalización 100 mm. b) contornos obtenidos, focalización 100 mm. c) segmentación de los patrones, focalización 80 mm. d) contornos obtenidos, focalización 80 mm. e) segmentación de los patrones, focalización 120 mm. f) contornos obtenidos, focalización 120 mm.

Cuando la focalización se define a 80 mm (ver Fig. 50), el foco principal generado por el campo acústico se encuentra en los *phantoms* de tejido. Las dimensiones del foco oscilan entre 0.2 mm y 1.5 mm en el ancho y, entre 0.2 mm y 3 mm en el largo en diferentes umbrales y para diferentes tiempos de exposición. Además, como (28) se resolvió donde la presión máxima fue alcanzada, el incremento de temperatura llegó hasta 43.7 °C. Dado que la temperatura inicial de los *phantoms* fue de 20 °C, la temperatura sobre estos a un tiempo de exposición de 20 s alcanzó los 63.7 °C.

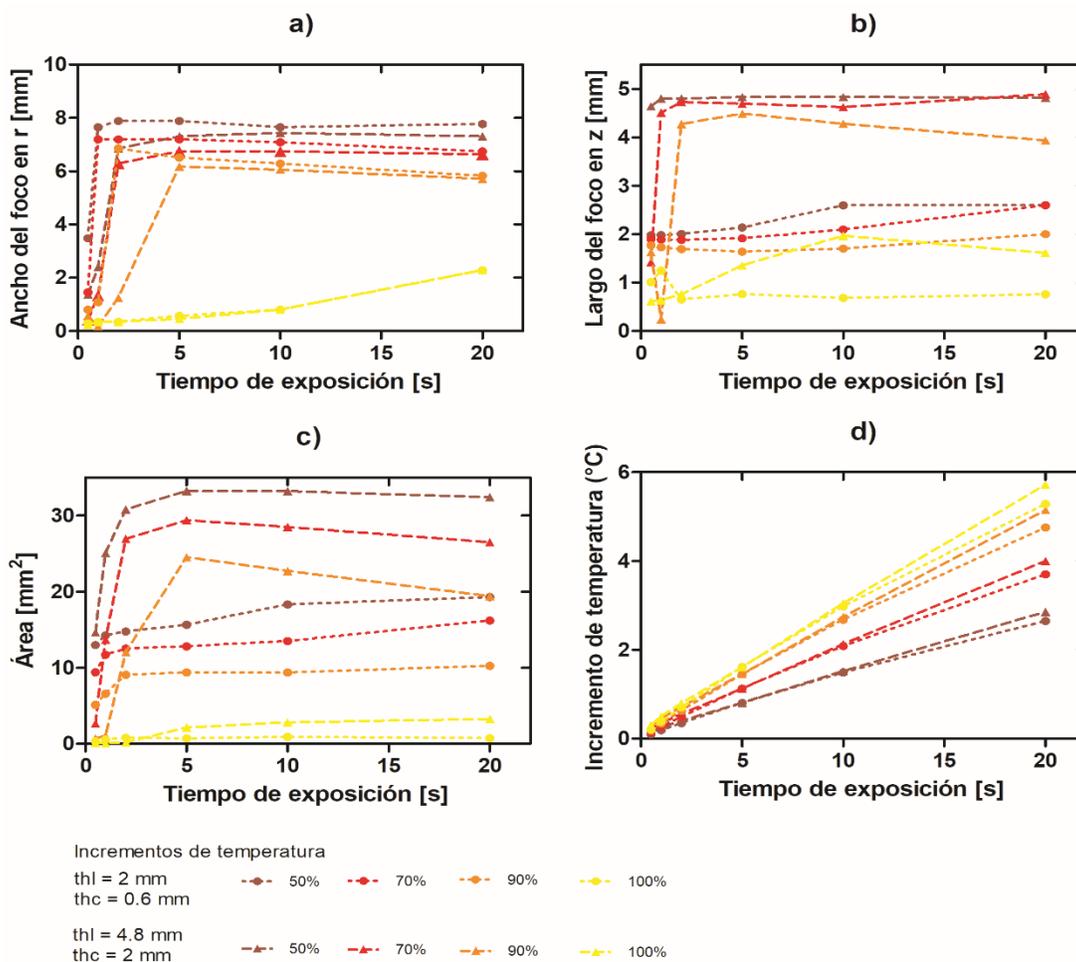


Fig. 49. Características de los patrones de calentamiento para una focalización de 100 mm a umbrales del 50%, 70%, 90% y 100 % del incremento de temperatura para tiempos de exposición de 0.5-20 s. Los grosores de los *phantoms* de ligamento y cartílago fueron mínimos (2 mm y 0.6 mm) y máximos (4.8 mm y 2 mm). a) Ancho de los patrones en el eje radial r, b) largos de los focos en el eje axial de propagación z, c) área en mm² ocupada por los lóbulos a diferentes umbrales y tiempos de exposición, d) incremento de temperatura alcanzado para T₀ = 20 °C considerando una fuente de calentamiento lineal.

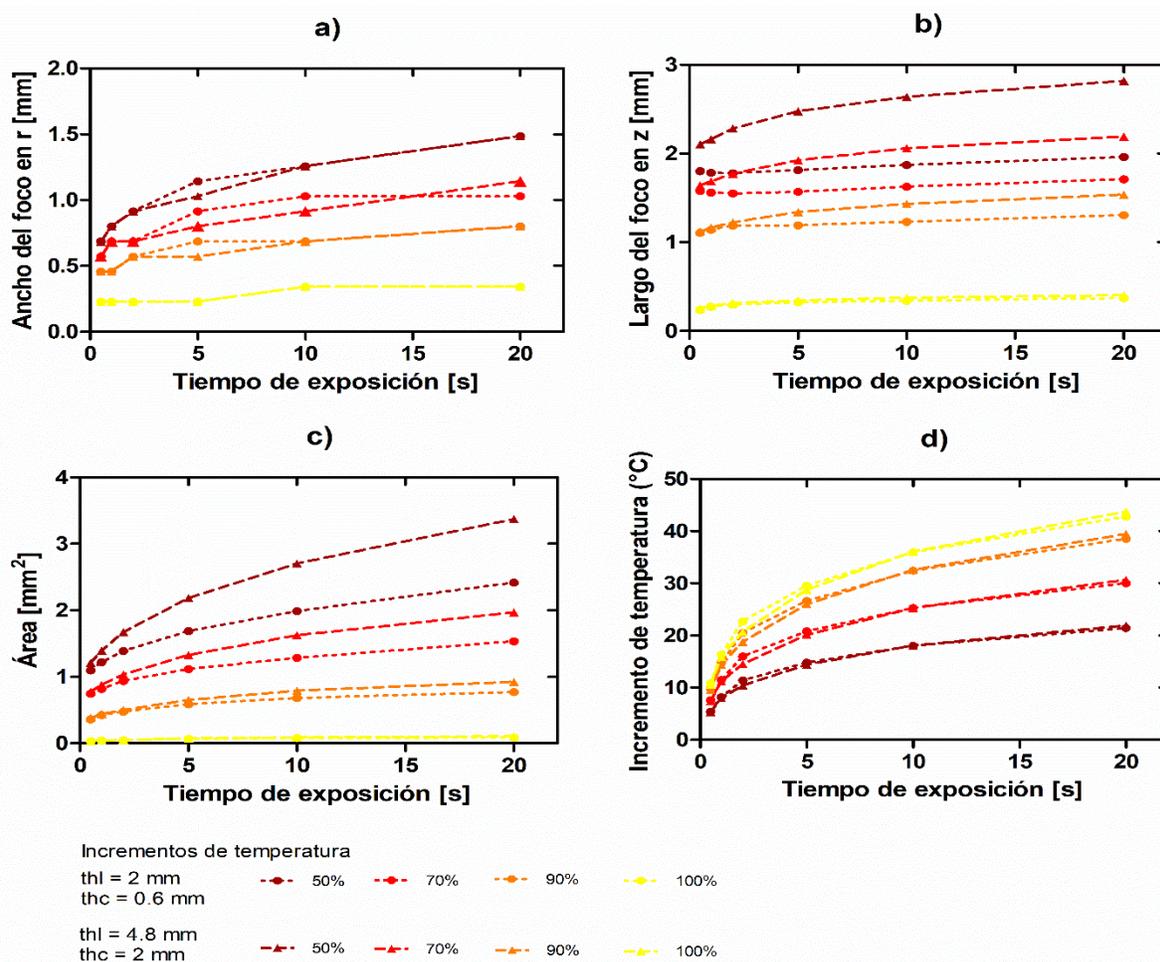


Fig. 50. Características de los patrones de calentamiento para una focalización de 80 mm a umbrales del 50%, 70%, 90% y 100 % del incremento de temperatura para tiempos de exposición de 0.5-20 s. Phantoms de ligamento y cartílago con grosores mínimos (2 mm y 0.6 mm) y máximos (4.8 mm y 2 mm). a) Ancho de los patrones en el eje radial r, b) largos de los focos en el eje axial de propagación z, c) área en mm² ocupada por los lóbulos a diferentes umbrales y tiempos de exposición, d) incremento de temperatura alcanzado para T₀ = 20 °C considerando una fuente de calentamiento lineal.

Finalmente, en la Fig. 51 (ver Fig. 51) se presentan los resultados cuando en la focalización por desfase en la señal de entrada se alcanzó una distancia de 120 mm. Los valores mínimos relativos del incremento de temperatura en los *phantoms* de cartílago y ligamento fueron desde 0.08 °C con grosores mínimos y tiempos de exposición de 0.5 s. Con grosores máximos y tiempos de exposición de 20 s, se obtuvieron incrementos de hasta 2.25 °C. En tiempos $t \leq 5$ s, se presentaron formaciones de múltiples focos a umbrales del 50% y 70% con tamaños pequeños en ancho y largo (ver Fig. 51a,b). Cuando $t > 5$ s, los múltiples patrones se unificaron

formando un solo patrón a dicho umbral. Pese a la formación de múltiples patrones, el área ocupada por los diferentes segmentos umbralados creció en función del tiempo y fue mucho mayor para incrementos $\leq 50\%$. El patrón de calentamiento para esta distancia de focalización tomó una forma cónica, haciendo referencia al camino formado por el campo acústico a dicha distancia (ver Fig. 42c).

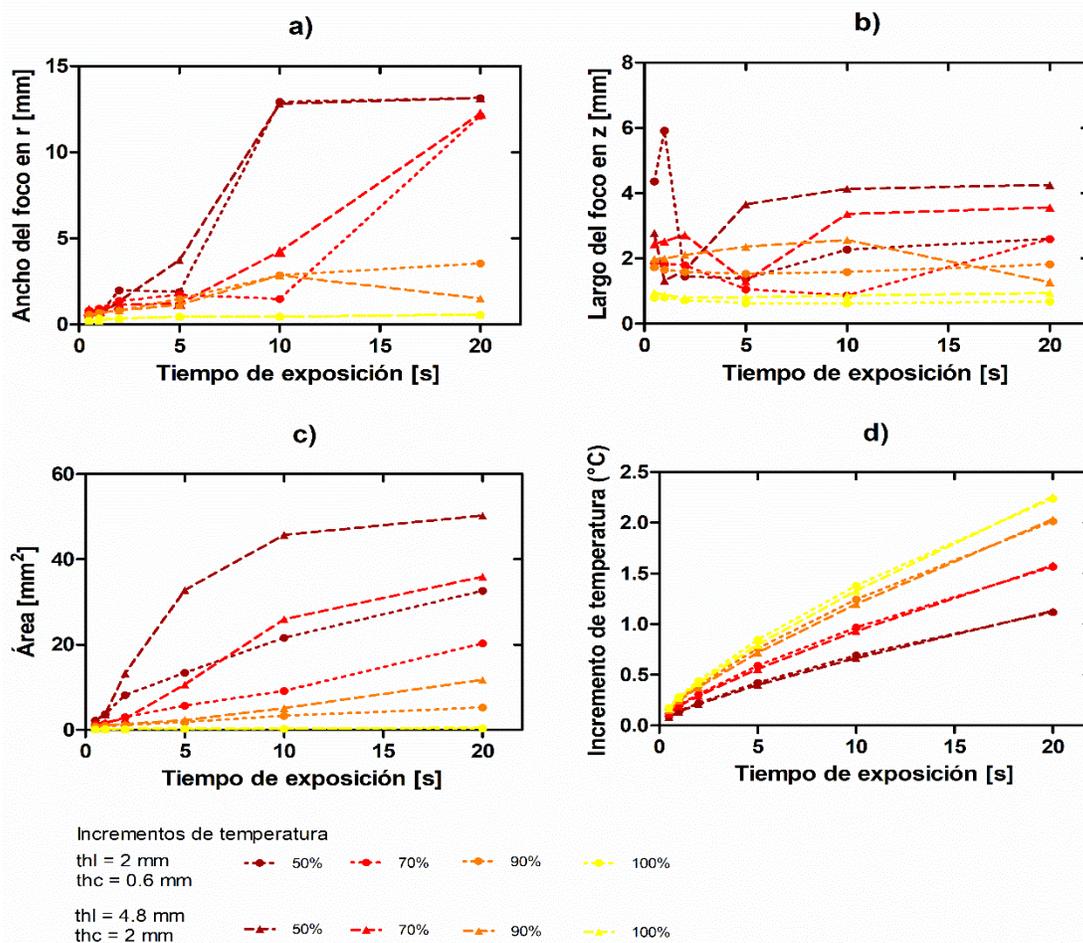


Fig. 51. Características de los patrones de calentamiento para una focalización de 120 mm a umbrales del 50%, 70%, 90% y 100 % del incremento de temperatura para tiempos de exposición de 0.5-20 s. Phantoms de ligamento y cartílago con grosores mínimos (2 mm y 0.6 mm) y máximos (4.8 mm y 2 mm). a) Ancho de los patrones en el eje radial r, b) largos de los focos en el eje axial de propagación z, c) área en mm² ocupada por los lóbulos a diferentes umbrales y tiempos de exposición, d) incremento de temperatura alcanzado para T₀ = 20 °C considerando una fuente de calentamiento lineal.

7. Discusión

7.1. Modelado computacional del campo acústico generado por un transductor frontera (cóncavo mono-elemento) para la determinación de distancias de colocación y grosores de los *phantoms* de ligamento y cartílago.

El modelado computacional para la propagación acústica del transductor HIFU comercial a través de *phantoms* de ligamento y cartílago mostró una distribución más uniforme cuando éstos se colocaron a una distancia de 60 mm, 70 mm y 80 mm. Estos resultados fueron derivados de analizar las características focales obtenidas en cada caso. Así, este estudio nos permitió obtener una distancia de referencia a la cual puede ser colocado el(los) tejido(s) de interés a partir de transductor. Cuando el foco no se deforma aún después de sobrepasar algunos tejidos, la deposición de máxima energía podría encontrarse en una estructura posterior, es decir, una estructura más profunda. El estudio de la sección 5.1.2. podría ser un ejemplo de ello, o bien, si la estructura posterior fuera el hueso o un tumor óseo.

La determinación de los espesores óptimos mediante la similitud con la señal de referencia fue mediada a partir del coeficiente de correlación de Pearson. Con ello, se pudo demostrar cuantitativamente que, cuando los *phantoms* de ligamento y cartílago fueron suficientemente estrechos, el coeficiente de correlación se acercaba a 1 y las señales eran más parecidas entre sí. También, cuando los *phantoms* de tejidos se colocaron individualmente, las geometrías con menor grosor minimizaron los reflejos de las ondas hacia la cara del transductor. Para *phantoms* más anchos, aunque la absorción sobre ellos puede ser inevitable, se observó que, en su análisis acústico, es posible sobre pasar estos tejidos individualmente. En caso de llegar a considerar otros subdominios con características de tejidos como hueso cortical y esponjoso, se deberá tener en cuenta efectos como impedancia y la atenuación de los mismos.

7.2 Diseño geométrico del AAT cóncavo y simulación del campo acústico

El diseño geométrico con las características de frecuencia y distancia focal iniciales permitió tener un conjunto de geometrías con un alto enfoque de acuerdo a los criterios de Kossoff [41,42]. Teóricamente, esto podría ser deseable debido a que en un proceso de diseño físico puede existir un decaimiento en el enfoque debido al proceso de maquinado y la selección de materiales. Relacionando la primera parte del estudio con la del diseño del transductor, se obtuvo un estimado donde el límite inferior puede ser colocado para la aplicación buscada. Para conocer el límite inferior adecuado del rango focal, se obtuvo que, si $z_{min} \rightarrow A$ y a es grande, entonces el $f_{\#} \rightarrow 1$. Por otro lado, si el límite $z_{min} \ll A$, para a pequeños, $f_{\#} \gg 1$. Además, si $z_{min} \ll A$, por ejemplo 70 mm, el rango focal aumentaba considerablemente debido a que z_{max} era muy grande por (22). Esto pudo representar un problema para a pequeñas, debido a que la relación focal para estos cuando se enfocaba en el extremo máximo era muy grande [93].

Basados en [51,54,81], se pudo justificar el trabajo para que los criterios de diseño no fueran arbitrarios y, por lo tanto, obtener un número mínimo de anillos para diferentes radios geométricos y rangos focales. Tomando en cuenta el máximo desfase entre elementos de $90^\circ = \pi/2$, el cálculo del máximo desfase de los extremos condiciona la cantidad de elementos anulares que se tendrán. Si $\Delta\theta$ en (23) es grande, el número de elementos aumenta, esto sucede cuando a es grande y $z_{min} \ll A$. Si $\Delta\theta$ en (23) es pequeño, el número de elementos disminuye, pasa cuando a es menor y $z_{min} \sim A$. Un resumen de las relaciones descritas anteriormente referentes al diseño del AAT es mostrado en la tabla 11 (ver Tabla 11).

Para el proceso de modelado, cuando el transductor enfocaba hacia los extremos máximos del rango focal evaluado (133 mm, 150 mm o 175 mm) el grado de focalización decrecía, pero ocurría un aumento de la zona focal. Además, en estas zonas, la presencia de un lóbulo secundario era más evidente, con un valor de presión entre -5 dB hasta 0 dB en presión acústica. En otras palabras, cuando el extremo focal

máximo fue de 175 mm, la máxima presión se tuvo en el lóbulo secundario y no en el lóbulo primario: donde debería encontrarse. Por ello, aquellas geometrías con el rango focal de 53.33 mm fueron las que presentaron mejores distribuciones de presión axial. Aunque hacer un rango focal más estrecho podría resultar en la disminución de la presión en dichos lóbulos, eso no es necesariamente deseable para la aplicación buscada.

Tabla 11. Relaciones de los criterios de diseño del AAT.

Para el $f_{\#}$	Para el rango focal	Para el número de elementos (N_a) con $\phi = \pi/2$
Si $z_{min} \rightarrow A$ y a es grande, $f_{\#} \rightarrow 1$.	Si $z_{min} \ll A, z_{max} \gg A$.	Si $z_{min} \ll A, \Delta\theta$ es grande
Si $z_{min} \rightarrow A$ y a es pequeño, $f_{\#} \gg 1$.	Si $z_{min} \rightarrow A, z_{max} \sim A$.	$\therefore N_a$ es grande.
Si $z_{min} \ll A$ y a es grande, $f_{\#} \rightarrow 1$.		Si $z_{min} \rightarrow A, \Delta\theta$ es pequeño
Si $z_{min} \ll A$ y a es pequeña, $f_{\#} \gg 1$.		$\therefore N_a$ es mínimo.

De los modelos con espacios de corte con un tamaño de $\lambda/4$ se alcanzó una presión en el lóbulo secundario similar a la de los modelos ideales cuando el desfase fue mayor que A . Los valores de presión no distaron lo suficiente de un tamaño de $\lambda/2$ cuando el lóbulo secundario fue menor de -6 dB de presión con diferencias de hasta 0.5 dB. Además, en las distancias de focalización por desfases menores de A , la presión en el lóbulo secundario es menor en un tamaño de corte de $\lambda/2$ comparado con $\lambda/4$ debido a las diferencias de las señales para formar el foco a una distancia de enfoque más cercana. Seleccionando un valor de $\lambda/2$, para una frecuencia de 4 MHz, el tamaño aproximado del corte es de 187 μm . Comparado con algunos valores reportados [29,67], aún para diferentes frecuencias, con espacios de entre 50 μm y 100 μm , se considera que nuestra propuesta puede ser factible de evaluación para un proceso futuro de manufactura.

La presión relativa en el foco a medida que éste fue desplazado por desfase aumentó cuando la distancia de focalización fue $< A$ y disminuyó cuando fue $> A$. Para una presión inicial de 1 Pa con todos los elementos activos a una focalización de 100

mm la presión en el foco fue de ≈ 50 Pa, mientras que, a 80 mm y 120 mm varió aproximadamente en ± 5 Pa, respectivamente. La pérdida de presión en enfoques lejanos se da en función de que la energía máxima que puede ser entregada se distribuye en todo el rango focal. Éste es un comportamiento en transductores de enfoque variable y, a menos que se tenga una geometría con demasiados elementos, el rango de enfoque no deberá ser mucho mayor que el radio de curvatura. Esto último terminó por validar la selección de la geometría en función de los diferentes rangos focales evaluados.

7.3. Modelado computacional del campo acústico y de calentamiento generado por el AAT cóncavo a través de *phantoms* de tejido blando óseo

Cuando se simuló la geometría seleccionada con la presencia de los *phantoms* de tejidos, al colocarlos a una distancia de 80 mm del transductor, el cambio en el ancho del foco para diferentes distancias de desfase fue dependiente del grosor de ligamento. Cuando el foco principal no se encontró sobre los *phantoms*, se logró preservar hasta un 90% del mismo, independientemente del grosor de los tejidos. Este porcentaje fue calculado comparando los perfiles de presión sobre el eje axial, tomando como referencia el modelo de propagación acústica únicamente en agua.

La simulación de los patrones de calentamiento fue realizada con una presión inicial arbitraria debido a que no se tienen las características eléctricas y acústicas máximas que puede soportar cada anillo ni el transductor, en general. Con esta presión inicial fue posible obtener incrementos máximos de temperatura de hasta 5°C. Esto último cuando los *phantoms* se encontraron lejos del foco generado del transductor y considerando una fuente de calor lineal en el intervalo de tiempo estudiado. Cabe recordar que el objetivo principal es que el mayor calentamiento pueda darse en el foco principal por lo que tener incrementos pequeños de temperatura en los *phantoms* evaluados representó buenos resultados.

Cuando el foco principal estuvo sobre los *phantoms*, es decir, con la distancia de focalización de 80 mm, se obtuvo un incremento de hasta 43°C. Si los tumores como Condrosarcomas o Fibrosarcomas, tuvieran propiedades similares o muy cercanas a los *phantoms* evaluados en este trabajo, se esperaría un comportamiento térmico similar al mostrado en la Fig. 50 (ver Fig. 50) para tiempos cortos. Cuando se consideraron los grosores máximos de ambos *phantoms*, se presentó un crecimiento en el largo del foco y las temperaturas alcanzadas fueron mayores conforme el tiempo de exposición aumentó. Para todos los casos, debido al alto coeficiente de absorción del ligamento, la mayor parte del aumento de temperatura se concentra dentro de este subdominio en el modelo.

Cuando las distancias de focalización fueron de 100 mm y 120 mm en $t \leq 2$ s el patrón de calentamiento fue irregular, ocupando espacios radiales desde 10 mm hasta 20 mm. Aunque las distancias parecieran ser significativamente grandes, los incrementos de temperatura fueron de apenas $< 2^\circ\text{C}$ que representó solo el 50 % del máximo incremento de temperatura para dichos tiempos de exposición. Estos comportamientos sirvieron como referencia para observar la formación de campos térmicos uniformes en función del tiempo para diferentes condiciones de focalización y que incidieron directamente en las características geométricas medidas.

Pese a los amplios resultados en los incrementos relativos de temperatura, hay que ser cuidadoso con ellos, pues es necesario fabricar y caracterizar el transductor para validar el modelo. Debido al proceso de simulación, la fuente de calor se configuró como lineal para que (29) fuera resuelta debido a la formación del campo acústico por el desfase de las señales de entradas. Además, cabe recordar que el campo acústico fue resuelto en estado estacionario, por lo que las no se contemplan las no linealidades en la formación del mismo. Por ello, los resultados fueron normalizados siendo de mayor interés las formas y dimensiones de los patrones generados. Los incrementos de temperatura obtenidos nos sirven como referencias sujetas a las condiciones iniciales y podría ser un punto de partida para futuros trabajos y mejoras del modelo.

8. Conclusiones y perspectivas

En este trabajo de tesis se lograron diferentes objetivos con el fin de estudiar el comportamiento acústico del ultrasonido focalizado a través de tejidos óseos blandos por modelado con FEM. Los estudios fueron realizados a partir de la geometría de un transductor mono-elemento, así también, con la geometría de la propuesta de un transductor cóncavo de anillos concéntricos. Debido a la naturaleza de los tejidos de interés, con la geometría mono-elemento, se contribuyó a estimar una distancia de colocación desde la superficie del transductor hasta la interfaz de los tejidos. Con esta distancia, se pudieron atravesar los *phantoms* de tejidos ligamento y cartílago preservando la forma en el foco. Lo anterior, considerando que estos tejidos son adyacentes al objetivo final para una aplicación en tumores óseos cuando éstos no han erosionado la cortical ósea. Las evaluaciones también permitieron obtener grosores en los *phantoms* de cartílago y ligamento que propiciaron la conservación del foco comparado con un modelo de referencia en un medio sin pérdidas.

Para el diseño del transductor cóncavo de anillos en concéntricos, la geometría seleccionada fue para una frecuencia de 4 MHz con un radio de curvatura de 100 mm y un radio geométrico de 25 mm. Consta de 8 anillos concéntricos entre sí, con espacios entre los anillos activos de aproximadamente $\sim 187 \mu\text{m}$ y una distancia focal variable efectiva de 40 mm que va desde 80 mm hasta 120 mm. El límite inferior de enfoque coincide con la distancia entre la superficie del transductor y la interfaz de los tejidos, permitiendo depositar la máxima energía ultrasónica sobre ellos si así se desea. La selección de la geometría fue producto de diversos procesos teóricos y de estudios por modelado donde se evaluaron diferentes condiciones de diseño. Además, se tomó en cuenta que esta geometría puede llegar a ser construida de manera física y que las características geométricas no representarían severas dificultades en el proceso de manufactura.

Para probar la versatilidad de la geometría propuesta, se modelaron por FEM los campos acústicos y de calentamiento a través de *phantoms* de tejidos óseos blandos. Los resultados de los modelos computacionales permitieron obtener una perspectiva del comportamiento de nuestra propuesta para diferentes condiciones de los *phantoms* evaluados. El modelado acústico reflejó que es posible atravesar los *phantoms* de ligamento y cartílago preservando el foco cuando la distancia de focalización fue de 100 mm a 120 mm y los tejidos estuvieron a 80 mm. Además, con el control de la fase en la señal de cada elemento se podría generar la formación de múltiples focos en diferentes intervalos de sonicación.

Con los patrones de calentamiento se obtuvo que, para las condiciones iniciales, si el foco principal no se encuentra sobre los *phantoms*, se obtienen incrementos de temperatura pequeños. Además, los patrones de calentamiento se forman en pequeñas regiones mostrando una mayor concentración sobre el phantom con características acústicas del ligamento. La primera afirmación es deseable para la aplicación buscada, ya que el tejido objetivo se considera que se encuentra posterior a los tejidos aquí evaluados. También, se debería tener información exacta de las propiedades térmicas y acústicas de los tejidos objetivos (tumores óseos, cartilagosos y fibrosos) para que puedan ser incluidos en los modelos. Además, si con los incrementos de temperatura se lograra llegar a la hipertermia en los tejidos adyacentes, se podrían realizar estudios para terapias paliativas.

Finalmente, pese a no tener la geometría física, en este trabajo de tesis se han plasmado las consideraciones teóricas en las que, bajo diferentes condiciones y criterios de diseños, el fenómeno puede ser modelado. La experimentación deberá realizarse para validar los resultados; desde la elaboración de los *phantoms* hasta una posible fabricación del transductor propuesto. No obstante, por el proceso de modelado computacional se tiene una aproximación de los resultados del estudio de interés y las correcciones necesarias en los modelos deberán ser realizadas de acuerdo a lo obtenido en la experimentación.

Perspectivas para trabajo a futuro

A partir de los resultados por modelado computacional y de la experiencia adquirida durante el desarrollo del trabajo para el enfoque buscado, se presentan las perspectivas para mejorar los resultados esperados. Entre algunos de los trabajos futuros se tienen:

- Elaboración de los *phantoms* de ligamento y cartílago con los grosores de tejidos encontrados en este trabajo. Caracterización y medición de sus propiedades acústicas.
- Experimentación de la propagación acústica del transductor HIFU mono-elemento a través de los *phantoms* fabricados (uno a la vez y dos *phantoms* contiguos entre sí). Validación de los resultados del proceso de modelado de las secciones 6.1.1. y 6.1.2.
- Búsqueda de recursos y condiciones para la fabricación física del AAT cóncavo. Este paso podría estar sujeto a terceros y las condiciones de fabricación son dependientes de los materiales, máquinas y procesos de manufactura. También, se puede incluir el desarrollo de la electrónica asociada (fuentes, generadores, circuitos de potencias) para el funcionamiento del transductor en la excitación de los diferentes elementos.
- Modelado multifísica del campo acústico y del fenómeno de piezoelectricidad en transductores de arreglos en fase, tales como el del AAT cóncavo.
- Evaluación de diferentes condiciones de contorno en el modelado de los campos acústicos y de calentamiento generados por transductores HIFU para reducir tiempos de simulación con resultados convergentes.

- Reconstrucción de imágenes de tumores óseos para obtener geometrías definidas que puedan ser modeladas por FEM y para la creación de moldes para *phantoms* ultrasónicos de dichos tumores.
- Caracterización acústica de los tumores óseos y fabricación de *phantoms* con dichas propiedades utilizando los moldes que pudieron haberse diseñados anteriormente.
- Elaboración de protocolos para la experimentación y uso de ultrasonidos focalizados en *phantoms* y tejido *ex vivo* de tumores óseos y tejidos óseos blandos buscando ablación térmica e hipertermia. Se buscan obtener resultados para sustentar su aplicación y evaluación como alternativa en terapias oncológicas y paliativas respectivamente.

9.Productos obtenidos

9.1 Congreso internacional

Título: Computational Modelling of Ultrasonic Propagation of a HIFU Transducer in Ligament and Cartilage.

Autores: García-López, J.C.; Trujillo-Romero, C.J.; Vera, A.; Leija, L.; Chopra, R.; Martínez-Valdez, R.

Congreso: Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE).

Lugar: Sevilla, España.

Fecha: 15 – 20 de marzo 2021.

9.2 Congreso nacional de divulgación científica

Título: Uso de capas PML en el Modelado del Campo Acústico de un Transductor HIFU Cóncavo.

Autores: García-López, J.C.; Vera, A.; Leija, L.; Martínez-Valdez, R.

Congreso: Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica.

Lugar: Guadalajara, Jalisco.

Fecha: 1-3 de noviembre 2021.

Referencias

- [1] J. Y. Chapelon *et al.*, “New piezoelectric transducers for therapeutic ultrasound,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 26, no. 1, pp. 153–159, 2000.
- [2] C. R. Hill, J. C. Bamber, and G. R. Ter Haar, *Physical principles of medical ultrasonics*, 2nd ed. Wiley & Sons, 2005.
- [3] G. ter Haar and C. Coussios, “High intensity focused ultrasound: physical principles and devices,” *Int. J. Hyperth.*, vol. 23, no. 2, pp. 89–104, 2007.
- [4] J. Wu and W. Nyborg, *Emerging therapeutic ultrasound*. World Scientific Publishing, 2006.
- [5] R. Martínez-Valdez *et al.*, “Feasibility of the microwave and ultrasound ablation as alternatives to treat bone tumors,” in *Pan American Health Care Exchanges, PAHCE*, 2017, pp. 2–7.
- [6] X. J. Wang *et al.*, “Growth inhibition of high-intensity focused ultrasound on hepatic cancer in vivo,” *World J. Gastroenterol.*, vol. 11, no. 28, pp. 4317–4320, 2005.
- [7] Z. Izadifar, Z. Izadifar, D. Chapman, and P. Babyn, “An introduction to high intensity focused ultrasound: systematic review on principles, devices, and clinical applications,” *J. Clin. Med.*, vol. 9, no. 2, p. 460, 2020.
- [8] C. G. Trumm *et al.*, “Magnetic resonance imaging-guided focused ultrasound treatment of symptomatic uterine fibroids: Impact of technology advancement on ablation volumes in 115 patients,” *Invest. Radiol.*, vol. 48, no. 6, pp. 359–365, 2013.
- [9] R. Scipione, M. Anzidei, A. Bazzocchi, C. Gagliardo, C. Catalano, and A. Napoli, “HIFU for bone metastases and other musculoskeletal applications,” *Semin. Intervent. Radiol.*, vol. 35, no. 4, pp. 261–267, 2018.
- [10] A. Bertrand *et al.*, “Focused ultrasound for the treatment of bone metastases: effectiveness and feasibility,” *J. Ther. Ultrasound*, vol. 6, no. 8, pp. 1–9, 2018.

- [11] D. B. Rodrigues, P. R. Stauffer, D. Vrba, and M. D. Hurwitz, “Focused ultrasound for treatment of bone tumours,” *Int. J. Hyperth.*, vol. 31, no. 3, pp. 260–271, 2015.
- [12] C. Trujillo, G. Rico, and J. Gutiérrez, “Thermal ablation : an alternative to bone cancer .,” *Investig. en Discapac.*, vol. 7, no. 1, pp. 35–46, 2018.
- [13] World Health Organization, “Cancer,” 2021. [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/cancer>.
- [14] T. global cancer Observatory, “All cancers,” *International Agent for Research on Cancer - WHO*, 2020.
- [15] O. P. de la Salud, “Cancer OPS,” 2020.
- [16] American Cancer Society, “Bone Cancer,” *Bone Cancer*, 2021. [Online]. Available: <https://www.cancer.org/cancer/bone-cancer/about/what-is-bone-cancer.html>.
- [17] C. Rivas-Berny, N. Méndez-Domínguez, and R. Alejos-Gómez, “Prevalencia en México del tumor de células gigantes, osteosarcoma y condrosarcoma,” *Acta Ortopédica Mex.*, vol. 34, no. 3, pp. 183–188, 2020.
- [18] E. Sanitini-Araujo, R. Kalil, and F. Bertoni, *Tumors and tumor-like lesions of bone*, 2nd ed. Springer, 2015.
- [19] C. Antonescu and J. Blay, *Soft Tissue and bone tumours*, 5th ed. 2020.
- [20] A. Alvarez *et al.*, “Tumores óseos primarios.,” *Rev. Electrónica Arch. Médico Camagüey*, vol. 7, no. 2, pp. 215–229, 2007.
- [21] A. Álvarez, Y. García, and C. Casanova, “Osteosarcoma,” *Rev. Electrónica Arch. Médico Camagüey*, vol. 11, no. 3, pp. 1–3, 2007.
- [22] R. W. Y. Habash, R. Bansal, D. Krewski, and H. T. Alhafid, “Thermal therapy, Part III: Ablation techniques,” in *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 1–2, 2007, pp. 37–121.
- [23] J. Nazario, J. Hernandez, and A. L. Tam, “Thermal ablation of painful bone metastases,” *Tech. Vasc. Interv. Radiol.*, vol. 14, no. 3, pp. 150–159, 2011.
- [24] W. Chen *et al.*, “Primary bone malignancy: Effective treatment with high-intensity focused ultrasound ablation,” *Radiology*, vol. 255, no. 3, pp. 967–978, 2010.

- [25] A. Vera, L. Leija, and R. Muñoz, “Ultrasonic Hyperthermia,” in *Piezoelectric transducers and applications*, 2nd ed., A. Arnau, Ed. Valencia, España: Springer, 2008, pp. 467–493.
- [26] E. Choi and Y. Roh, “Optimal design of a concave annular high intensity focused ultrasound transducer for medical treatment,” *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 263, pp. 91–101, 2017.
- [27] G. S. Chen, Y. C. Lin, and C. C. Chen, “A new design method for extracorporeal high-intensity focused ultrasound annular array,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 53, no. 6, pp. 567–573, 2015.
- [28] T. Fjield, X. Fan, and K. Hynynen, “A parametric study of the concentric-ring transducer design for MRI guided ultrasound surgery,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 100, no. 2, pp. 1220–1230, 1996.
- [29] E. Maloney and J. H. Hwang, “Emerging HIFU applications in cancer therapy,” *Int. J. Hyperth.*, vol. 31, no. 3, pp. 302–309, 2015.
- [30] A. Vargas, L. M. Amescua-Guerra, M. A. Bernal, and C. Pineda, “Principios físicos básicos del ultrasonido, sonoanatomía del sistema musculoesquelético y artefactos ecográficos,” *Acta Ortopédica Mex.*, vol. 22, no. 6, pp. 361–373, 2008.
- [31] G. S. Kino, *Acoustics waves: devices, imagins and analog signal processig*. Englewood Cliffs, N.J: Prentice-Hall, 1987.
- [32] W. A. Smith and B. A. Auld, “Modeling 1–3 composite piezoelectrics: thickness-mode oscillations,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 38, no. 1, pp. 40–47, 1991.
- [33] D. Berlincourt, D. R. Curran, and H. Jaffe, “Piezoelectric and piezomagnetic materials and their function in transducers,” in *Physical Acoustics*, vol. 1, W. P. Mason, Ed. Murray Hill, N.Y.: Academic Press, 1964, pp. 169–270.
- [34] J. L. Teja Juárez, “Diseño de un dispositivo para hemostasia acústica con ultrasonido focalizado de alta intensidad mediante simulaciones FEM,” CINVESTAV-IPN, Ciudad de México, México., 2013.
- [35] C. Rubio and O. Marrero, “Fabricación de transductores ultrasónicos para equipos automatizados de inspección de líneas de tuberías,” *open Access NdT Database*, vol. 15, no. 9, 2010.

- [36] R. Martínez Valdez, “Estudio del ultrasonido focalizado de alta intensidad para aplicaciones médicas extracorpóreas: modelado de propagación lineal, experimentación en phantom y validación en tejido ex vivo,” CINVESTAV-IPN. Ciudad de México, México., 2015.
- [37] L. Kinsler, A. Frey, A. Coppens, and J. Sanders, *Fundamentals of acoustics*, 4th ed. Wiley & Sons, 2000.
- [38] M. Ibrahim, “Modelado del calentamiento por radiaciones acústicas de equipos de fisioterapia ultrasónica: diseño de la instrumentación y validación experimental en medios homogéneos,” CINVESTAV-IPN, Ciudad de México, México., 2011.
- [39] K. Kirk Shung, “Fundamentals of acoustic propagation,” in *Diagnostic Ultrasound: imaging and blood flow measurements*, 1st ed., K. Kirk Shung, Ed. CRC Press, 2006, pp. 5–37.
- [40] M. Postema, *Fundamentals of medical ultrasonics*, 1st ed. Spon Press, 2011.
- [41] K. A. Fowler, F. H. Hotchkiss, T. V. Yamartino, and T. Nelligan, “Important characteristics of sound fields of ultrasonic transducers,” 2012.
- [42] G. Kossoff, “Design of narrow-beamwidth transducers,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 35, no. 6, pp. 905–912, 1963.
- [43] H. T. O’Neil, “Theory of focusing radiators,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 21, no. 5, pp. 516–526, 1949.
- [44] E. S. Ebbini, S. I. Umemura, M. Ibbini, and C. A. Cain, “A cylindrical-section ultrasound phased-array applicator for hyperthermia cancer therapy,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 35, no. 5, pp. 561–572, 1988.
- [45] E. S. Ebbini and C. A. Cain, “A Spherical-Section ultrasound phased array applicator for deep localized hyperthermia,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 7, pp. 634–643, 1991.
- [46] P. J. Benkeser, L. A. Frizzell, K. B. Ocheltree, and C. A. Cain, “A tapered phased array ultrasound transducer for hyperthermia treatment,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 34, no. 4, pp. 446–453, 1987.

- [47] S. I. Umemura and C. A. Cain, "The sector-vortex phased array: acoustic field synthesis for hyperthermia," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 36, no. 2, pp. 249–257, 1989.
- [48] C. A. Cain and S. I. Umemura, "Concentric-Ring and Sector-Vortex Phased-Array applicators for ultrasound hyperthermia," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 34, no. 5, pp. 542–551, 1986.
- [49] M. Arditi, S. Foster, and J. Hunt, "Transient fields of concave annular arrays," *Ultrason. Imaging*, vol. 3, no. 1, pp. 37–61, 1981.
- [50] J. P. Do-Huu and P. Hartemann, "Annular array transducer for deep acoustic hyperthermia," in *1981 Ultrasonics Symposium*, 1981, pp. 705–710.
- [51] C. I. Zanelli, C. W. Hennige, and N. T. Sanghvi, "Design and characterization of a 10 cm annular array transducer for high intensity focused ultrasound (HIFU) applications," in *1994 Ultrasonics Symposium*, 1994, vol. 3, pp. 1887–1890.
- [52] M. S. Ibbini and C. A. Cain, "The concentric-ring array for ultrasound hyperthermia: combined mechanical and electrical scanning," *Int. J. Hyperth.*, vol. 6, no. 2, pp. 401–419, 1990.
- [53] T. P. Ryan, A. Hartov, T. A. Colacchio, C. T. Coughlin, J. H. Stafford, and P. J. Hoopes, "Analysis and testing of a concentric ring applicator for ultrasound hyperthermia with clinical results," *Int. J. Hyperth.*, vol. 7, no. 4, pp. 587–603, 1991.
- [54] M. Arditi, W. B. Taylor, F. S. Foster, and J. W. Hunt, "An annular array system for high resolution breast echography," *Ultrason. Imaging*, vol. 4, no. 1, pp. 1–31, 1982.
- [55] W. J. Fry, W. H. Mosberg, J. W. Barnard, and F. J. Fry, "Production of focal destructive lesions in the central nervous system with ultrasound," *J. Neurosurg.*, vol. 11, no. 5, pp. 471–478, 1954.
- [56] J. M. Caballero, P. Borrat, M. Paraira, L. Martí, and J. Ristol, "Extracorporeal high-intensity focused ultrasound: Therapeutic alternative for renal tumors," *Actas Urol. Españolas*, vol. 34, no. 5, pp. 403–411, 2010.

- [57] E. G. Moros, A. W. Dutton, R. B. Roemer, M. Burton, and K. Hynynen, “Experimental evaluation of two simple thermal models using hyperthermia in muscle in vivo,” *Int. J. Hyperth.*, vol. 9, no. 4, pp. 581–598, 1993.
- [58] F. Wu *et al.*, “Pathological changes in human malignant carcinoma treated with high-intensity focused ultrasound,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 27, no. 8, pp. 1099–1106, 2001.
- [59] V. Carina *et al.*, “Adjuvant biophysical therapies in osteosarcoma,” *Cancers (Basel)*, vol. 11, no. 3, 2019.
- [60] H. Ten Eikelder *et al.*, “Modelling the temperature evolution of bone under high intensity focused ultrasound,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 61, no. 4, pp. 1810–1828, 2016.
- [61] O. C. Zienkiewicz and R. L. Taylor, *El método de los elementos finitos*, 4th ed. Barcelona, España: McGraw-Hill, 1994.
- [62] A. Salazar, “El método del elemento finito aplicado en la solución de problemas de transferencia de calor en una dimensión,” UANL, 1999.
- [63] COMSOL, “Comsol Multiphysics Reference Manual: Version 5.1,” 2015.
- [64] Insightec, “ExAblate 2000: Magnetic resonance guided focused ultrasound surgery,” 2004.
- [65] C. Wang, “Therapeutic effects of adriamycin combined with high-intensity focused ultrasound on osteosarcoma,” *J. BUON.*, vol. 24, no. 2, pp. 826–831, 2019.
- [66] J. Woo and Y. Roh, “Design and fabrication of an annular array high intensity focused ultrasound transducer with an optimal electrode pattern,” *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 290, pp. 156–161, 2019.
- [67] L. Zhao and E. Sokkim, “Focused ultrasonic transducer with electrically controllable focal-point location,” in *IEEE International Ultrasonics Symposium, IUS*, 2018, pp. 245–248.
- [68] W. Yu, L. Tang, F. Lin, Y. Yao, Z. Shen, and X. Zhou, “High-intensity focused ultrasound: noninvasive treatment for local unresectable recurrence of osteosarcoma,” *Surg. Oncol.*, vol. 24, no. 1, pp. 9–15, 2014.

- [69] M. Safisamghabad, “Numerical and Experimental Investigation of the Scattering of Focused Ultrasonic Waves at Solid-Fluid Interface,” California State University, California, USA., 2018.
- [70] E. Ramsay, C. Mougenot, M. Kazem, T. W. Laetsch, and R. Chopra, “Temperature-dependent MR signals in cortical bone: potential for monitoring temperature changes during high-intensity focused ultrasound treatment in bone,” *Magn. Reson. Med.*, vol. 74, no. 4, pp. 1095–1102, 2015.
- [71] R. García- López, J.C, Martínez-Valdez and et.al, “Frequency parametric study for a HIFU transducer intended for bone tumor treatment,” in *Latin American Conference on Biomedical Engineering*, 2019, pp. 1253–1260.
- [72] D. Tarrazó, “Diseño y optimización de lentes acústicas de índice de refracción variable para la focalización de ultrasonidos en agua,” Gandia, España, 2013.
- [73] M. B. Drozd, “Efficient finite element modelling of ultrasound waves in elastic media,” University of London, Londres, UK., 2008.
- [74] B. Delannoy, H. Lasota, C. Bruneel, R. Torguet, and E. Bridoux, “The infinite planar baffles problem in acoustic radiation and its experimental verification,” *J. Appl. Phys.*, vol. 50, no. 8, pp. 5189–5195, 1979.
- [75] H. J. Nieminen *et al.*, “Localized delivery of compounds into articular cartilage by using high-intensity focused ultrasound,” *Sci. Reports-Nature*, vol. 9, no. 1, pp. 1–9, 2019.
- [76] S. Kubakaddi, K. M. Ravikumar, and D. G. Harini, “Measurement of cartilage thickness for early detection of knee osteoarthritis (KOA),” in *IEEE Point-of-Care (POC) Healthcare Technologies*, 2013, pp. 208–211.
- [77] O. Valls Pérez, J. . Hernández Castro, and R. Anillo Badía, “Articulación de la Rodilla. Pierna,” in *Ecografía del Aparato Locomotor*, 2003, pp. 129–150.
- [78] K. S. Saladin, *Anatomía y Fisiología: la unidad entre forma y función*, 6th ed. México D.F.: Mc GrawHill, 2013.
- [79] I. Foundation, “Tissue Properties,” 2020. [Online]. Available: <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/acoustic-properties/>.

- [80] R. Martínez-Valdez, A. Ramos Fernández, A. Vera Hernandez, and L. Leija Salas, “Design of a low power hybrid HIFU applicator for haemostasis based on acoustic propagation modelling,” *Int. J. Hyperth.*, vol. 32, no. 2, pp. 121–131, 2016.
- [81] W. Yuan, S. Johnson, M. Berggren, and R. Eidens, “A concave annular array design, base on phasor summation-part I: design methodology,” *Ultrason. Imaging*, vol. 10, no. 4, pp. 275–286, 1988.
- [82] W. Yuan, S. Johnson, M. Berggren, and R. Eidens, “A concave annular array design, based on phasor summation-part II: beam profiles and resultant image by B-scan and synthetic focus methods,” *Ultrason. Imaging*, vol. 10, no. 4, pp. 287–297, 1988.
- [83] H. Q. Lean and Y. Zhou, “Acoustic field of phased-array ultrasound transducer with the focus/foci Shifting,” *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 39, pp. 919–931, 2019.
- [84] H. Calas, E. Moreno, J. A. Eiras, Y. Crespo, L. Leija, and G. González, “Simulation of bessel beam transducers using impulse response technique,” *Rev. Mex. Fis.*, vol. 52, no. 2, pp. 86–88, 2006.
- [85] B. E. Anderson, W. J. Hughes, and S. A. Hambric, “Grating lobe reduction in transducer arrays through structural filtering of supercritical plates,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 126, no. 2, pp. 612–619, 2009.
- [86] N. Ellens, A. Pulkkinen, J. Song, and K. Hynynen, “The utility of sparse 2D fully electronically steerable focused ultrasound phased arrays for thermal surgery: A simulation study,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 56, no. 15, pp. 4913–4932, 2011.
- [87] D. Zhang, “Multi-element air-coupled capacitive ultrasonic transducer with dynamic focusing for non-destructive testing of materials : modelling, numerical simulations and experiments,” Université Sciences et Technologies. Bordeaux. Francia, 2019.
- [88] A. Rodriguez-Pena, A. Vera, L. Leija, J. Gutierrez, J. Perez-Orive, and M. I. Gutierrez, “Feasibility of producing acoustic frozen waves with limited number of rings,” in *2020 17th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, CCE 2020*, 2020.

- [89] H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *J. Appl. Physiol.*, vol. 1, no. 2, pp. 844–844, 1948.
- [90] R. Martínez, A. Vera, and L. Leija, "HIFU induced heating modelling by using the finite element method," *Phys. Procedia*, vol. 63, pp. 127–133, 2015.
- [91] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital image processing*, 4th ed. New York, N.Y.: Pearson, 2018.
- [92] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, and S. L. Eddins, *Digital image processing using Matlab*, 2nd ed. Lake St, N.J.: Pearson/Prentice Hall, 2004.
- [93] A. Cromer, *Física para la ciencias de la vida*, 2nd ed. Barcelona, España: Reverté, 2007.

Apéndices

Trabajos en extenso presentados en congresos



2021 GLOBAL MEDICAL ENGINEERING PHYSICS EXCHANGES/PAN AMERICAN HEALTH CARE EXCHANGES (GMEPE/PAHCE)

Computational Modelling of Ultrasonic Propagation of a HIFU Transducer in Ligament and Cartilage

J.C. García-López¹, C.J. Trujillo-Romero², A. Vera¹, L. Leija¹, R. Chopra³, R. Martínez-Valdez^{3,4}

¹Electrical Engineering Department, Bioelectronics Section, CINVESTAV-IPN, Mexico City, Mexico.

²Division of Medical Engineering Research, National Institute of Rehabilitation, Mexico City, Mexico.

³Department of Radiology, UT Southwestern Medical Center, Dallas, Texas, USA.

⁴Program of Biomedical Engineering, Universidad Politécnica de Chiapas, Chiapas, Mexico.

Email: valmar.raq@gmail.com^{3,4}, jcarlos.garcial@cinvestav.mx¹

Abstract — Bone tumors have been one of the most aggressive cancers that exist. Although conventional therapies are aggressive, alternative therapies for their treatment have emerged in recent years, one of them given for ultrasonic thermal ablation. The use of ultrasound for cancer treatment is given by HIFU to achieve ablation temperatures into the affected area. This work presents two parametric studies of the acoustic propagation for a HIFU transducer for its evaluation in soft bone media: cartilage and ligament. In the first study, placement distances between the transducer and a single tissue were modified. Also, the tissue thickness was varied in order to find the best thicknesses that would allow the acoustic energy to go through the tissue and thus make a more complex model with both structures. Two different frequencies were evaluated: 3 and 4 MHz. The second study consisted in evaluating the best tissues thicknesses obtained from the previous one, but placing both tissues (one behind the other). The data shown that thicknesses of 2 mm in ligament and 0.8-1.6 mm in cartilage, for both frequencies, had better results. For this purpose, a distance of 70 mm between transducer and tissue presented the best values.

Keywords — Cartilage, Ligament, Propagation, Thickness, Tissue, Transducer, Ultrasound.

I. INTRODUCTION

As in others tissue of the body, bones are susceptible to develop malignant tumors and these can interact with other tissues [1]. The bone tumors are called sarcomas; they can start in bones, soft and fibrous tissues, fat or in muscles around the bone. Bone tumors are classified for different criteria, one of them is due to their biological behavior or their anatomic localization [2]. The most common sarcomas in adults are the osteosarcomas, chondrosarcomas and fibrosarcoma; while for younger people are osteosarcomas and Ewing tumors [1,2].

Osteosarcoma is the most common primary bone cancer and have origin in bone cells throughout uncontrollably grow up [3]. On the other hand, the second most common bone tumor is the Chondrosarcoma which grow within cartilage forming a tumoral mass [3]. Other type of bone tumors grows within soft tissues, such as fibrosarcoma, soft bone tumors or malignant fibrous histiocytoma, the last one is originated in ligaments and tendons [1,2]. Usually, treatments for patients with this condition are aggressive, e.g. chemotherapy, local surgery or amputation [2,4].

Nevertheless, a less aggressive alternative treatment can be given by means of thermal ablation (temperature increase above 56 °C) through microwave (interstitial antennas) or ultrasonic therapy [4,5].

Ultrasound (US) for thermal ablation works in a frequency range from 2 to 20 MHz [4]. The technology used for US ablation is High Intensity Focused Ultrasound (HIFU), which allows the ultrasound energy to be concentrated at a specific point. The purpose of HIFU is to heat the tissue on the region of interest to achieve ablation temperatures, causing irreversible damage to the cells in that tissue volume. HIFU is considered a non-invasive or minimally invasive technique compared to conventional treatments [6].

In recent years, the study of focused ultrasound as an alternative in treatment of bone tumors has indicated that it is possible to increase the temperature in the area where the cancer is located [5,7]. Also, a decrease in pain in the surrounding area to the bone tumor has been reported [5,8].

In this work, the acoustic propagation of a HIFU commercial transducer was modeled in both cartilage and ligament tissues to observe the acoustic behavior in soft bone tissues. By means of the finite element method (FEM), a parametric study was realized to model the transducer at two different frequencies: 3 and 4 MHz [9].

For the first study, ligament and cartilage tissues were placed individually, i.e. different distances between the tissue interface and the transducer surface were evaluated, as well as different thicknesses of the tissues. These conditions were set in order to find the best combinations (distances and thicknesses) in which a better distribution of acoustic energy could be achieved. The best results from different combinations were selected to model the acoustic propagation of the transducer in both tissues.

II. METHODOLOGY

A. Geometry

2D axisymmetric models were made from the geometry of a commercial HIFU transducer (model-30-100/4, Onda Corporation®, Ø30 mm) with a natural frequency of 4 MHz and a focal length of 100 mm. The dimensions for the radiator were 14.991 mm radius and 1.13 mm depth (see Fig. 1, boundary 1).

B. Study 1: Parametric study and acoustic propagation in a single tissue

In order to determine the best distances in which the tissues can be placed from the transducer surface, as well as optimal tissue evaluation thicknesses, a parametric study was performed. The first study was based on finding the best tissue thicknesses and placement distances that allowed the ultrasonic energy propagation without the generation of unwanted acoustic pressures due to impedances changes in the medium.

Initially, two models were performed to obtain the acoustic propagation of the transducer in ligament and cartilage tissue (one at a time) (see Fig. 1a, b). The geometries were divided into subdomains to simulate the acoustic properties of the different media. Moreover, it was considered that the tissues were immersed in water, because it's assumed as a lossless medium. The evaluated thicknesses were in a range from 2 to 5 mm for the ligament and from 0.6 to 4 mm for cartilage (distances $t1$ and $t2$, respectively, see Fig. 1a, b) [10–13]. The thickness variation for both tissues was in 0.2 mm steps. The distance along the z axis between the surface transducer and the tissue (distance d , see Fig. 1a, b) was modified from 60 to 100 mm in 10 mm steps. The work frequencies were 3 and 4 MHz [9].

In order to determine the best distances d , in which the tissues can be placed from the transducer surface, the focal distance and characteristics of the focus were evaluated where the maximum pressure was reached; in the full length at half maximum (FLHM) and the full width at half maximum (FWHM) [14]. The results were compared to the propagation of the US in water (reference signal); the cases with a lower average relative error were chosen.

Nevertheless, the best thicknesses for different tissues at different frequencies were chosen by calculating the correlation coefficient (R). R indicates 0 for null similarity and 1 for a complete relationship between both analyzed signals.

C. Study 2: Parametric study and acoustic propagation in two tissues (best cases)

From the obtained results of the acoustic propagation through single tissues at 3 and 4 MHz, a second parametric study was realized. The geometry used for this case is shown in Fig. 1c; ligament and cartilage can be observed in the same model. Both structures were placed side by side taking into consideration a simplified joint anatomical model for any limb [13]. In the geometry shown in Fig. 1c, $t1b$ and $t2b$ depict the best thicknesses found for the ligament and cartilage respectively, while db indicates the optimal distances found from the transducer surface.

D. Model configuration

Finite element models were implemented in COMSOL Multiphysics® 5.1. The time-harmonic wave equation was used to model the pressure acoustic propagation [14,15],

$$\nabla^2 p + \frac{\omega^2}{c_s^2} p = 0 \quad (1)$$

where p is the acoustic pressure (Pa), ω is the angular frequency (rad/s) and c_s is the speed of sound (m/s).

The boundaries involved in the acoustic propagation (See Fig. 1) were given as following: boundary 1 was set as the radiator, boundary 2 was the sound hard boundary, boundary 3 depicted the symmetry axis. Boundaries 4 and 5 were defined as water acoustic impedance [14,15]; whereas the acoustic impedance can be represented mathematically as the product of the density and speed of sound. The pressure was set to 1 Pa. The acoustic properties for different materials involved in the models are shown in Table 1.

The models were solved for triangular meshes of 6 elements per wavelength ($\lambda/6$) in the propagation media. As the wavelength depends on frequency, for the first study, when $t1$ and $t2$ were maximum the mesh size obtained was 1, 842, 575 and 3, 270, 971 triangular elements for 3 and 4 MHz, respectively.

The models were solved for finer meshes ($\lambda/8$) to make a convergence test, a relative error of 1.298% as found when the thickness ($t1$ and $t2$) were maximum (5 and 4 mm respectively) at 3 MHz. For 4 MHz, the relative error was 1.533 % when $t1$ and $t2$ were maximum by taking as reference the solution for ($\lambda/8$).

The parametric studies to perform the acoustic propagation models were solved in a PC with processor Intel® Core™ i5-6500 CPU @3.20 GHz and 12 GB on RAM.

III. RESULTS

A. Study 1: acoustic propagation in a single tissue

The results were obtained in axial propagation axis (z) for all models. For the study 1, the evaluated data were the focus characteristics obtained when the transducer was placed at different distances to the tissue surface.

Table 2 shows the average relative errors of the focus characteristics for a frequency of 3 MHz. The symbol " L " indicates the average relative errors when the acoustic ligament properties were placed in the model, and " C " the average relative errors for the cartilage case. In Table 3 the average relative errors of the focus characteristics for different distances of the tissues at 4 MHz are shown.

Table 1. Acoustics properties of the materials used in the model

Material	Density [kg/m ³]	Speed of sound [m/s]	Acoustic impedance [MRayls]
Water	1000	1500	1.5
Ligament	1142	1750	1.998
Cartilage	1100	1639	1.802

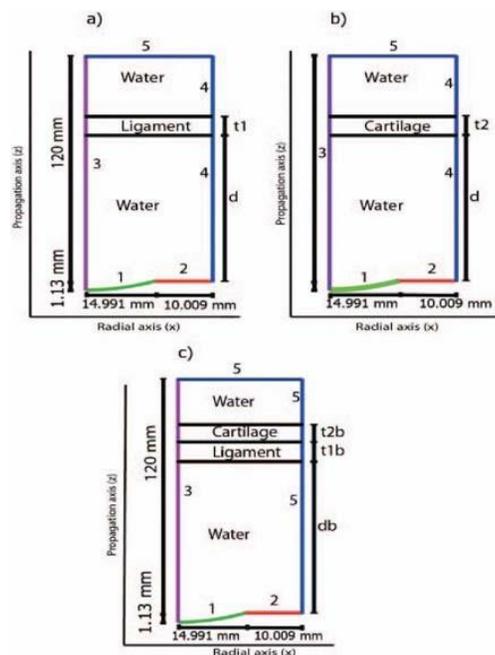


Fig. 1. 2D axisymmetric geometry for US propagation models. a) Model with ligament tissue, where t_1 is thickness of ligament; b) model with cartilage tissue, where t_2 is thickness of cartilage. c) model with both tissues (ligament followed by cartilage). Boundary conditions were configured as: 1, radiator; 2, sound hard wall; 3, axisymmetric axis; 4 and 5, water acoustics impedance.

Once again "L" corresponds to the ligament data and "C" to the cartilage data. Results in Tables 2 and 3 show that smallest errors at 3 MHz were found when the distance d was 60 and 70 mm. For 4 MHz, the best distances were found when d was 60, 70 and 80 mm. The distances above mentioned have a small error in the focus characteristics measured in their FLHM, FWHM and also in the focal distance. Despite the similarity in the focus characteristics, it was observed that thickness for tissues modified the acoustic pressure distribution before to the tissue interface. Therefore, by correlation of signals with an ideal acoustic pressure pattern (in water) it was possible to determine the best thicknesses for each evaluated tissue.

The best ligament thicknesses for 3 MHz when $d = 60$ and 70 mm were 2 - 2.6, 3.2, 3.8, 4.2 and 4.4 mm. The best

cartilage thicknesses at the same frequency were 0.8, 1.4, 1.6, 2, 2.2, 2.8 and 3.6 mm. Fig. 2a shows the acoustic pressure distribution results for the worst and best case of ligament presence (3 and 4.4 mm, respectively). Likewise, acoustic pressure distribution with cartilage tissue thicknesses of 0.8 and 4 mm is shown in Fig. 2b. In Fig. 2a and Fig. 2b, tissues were placed at 70 mm of the transducer surface and were compared with the ultrasonic propagation in water.

The best results for ligament thickness at 4 MHz were 2 - 2.6, 4, and 4.8 mm; while, for cartilage were from 0.6 to 2 mm. Fig. 2c and 2d show the acoustic propagation in tissues at 4 MHz; these graphs represent the best and worst cases with ligament (see Fig. 2c) and cartilage (see Fig. 2d) when $d = 70$ mm.

B. Study 2: acoustic propagation in two tissues

For the second study, the best distances and thickness found for both frequencies were used. The study at 3 MHz frequency at $db = 70$ mm showed better results by comparing the US propagation in a lossless medium. The thicknesses t_{1b} and t_{2b} for determined the best results were 2 and 4.4 mm for ligament and 0.8, 1.4, 1.6 and 3.6 mm for cartilage.

When the study was performed at 4 MHz, better results for acoustic pressure distributions were obtained with $db = 70$ and 80 mm. The thicknesses $t_{1b} = 2, 2.2, 2.4, 4$ mm and t_{2b} from 0.6 to 2 mm provided a correlation coefficient (R) ≈ 1 compared with US propagation in water without tissues.

The best and worst cases of acoustic pressure distribution with the geometry shown in Fig. 1c are depicted in Fig. 3. This figure shows the axial pressure distribution at 3 and 4 MHz when the distance between the transducer surface and the ligament interface was 70 mm.

Fig. 4 shows the normalized acoustic field for 4 MHz in XZ plane for the worst case (Fig. 4a), best case (Fig. 4b) and the reference of US propagation in water (Fig. 4c).

Table 2. Average relative error at 3 MHz.

Distance " d " [mm]	Average relative error [%]. Frequency = 3 MHz.					
	Focal distance		FLHM*		FWHM**	
	L	C	L	C	L	C
60	1.202	1.096	2.633	1.305	2.648	2.328
70	0.774	0.330	1.7191	1.864	2.713	2.121
80	9.020	0.372	10.883	23.612	5.392	3.187
90	2.233	3.343	60.584	31.959	2.787	4.587
100	5.31	3.625	46.925	26.483	8.960	4.626

* Full length at half maximum.

** Full width at half maximum.

Table 3. Average relative error at 4 MHz.

Distance “d” [mm]	Average relative error. Frequency: 4 MHz. [%]					
	Focal distance		FLHM*		FWHM**	
	L	C	L	C	L	C
60	0.7979	0.644	1.567	1.234	2.565	3.827
70	0.7557	0.255	1.529	1.876	3.278	3.344
80	0.825	0.214	6.8188	1.966	3.292	3.320
90	4.000	5.368	45.255	29.646	3.586	5.385
100	4.009	2.301	51.776	29.510	4.932	3.130

* Full length at half maximum.

** Full width at half maximum.

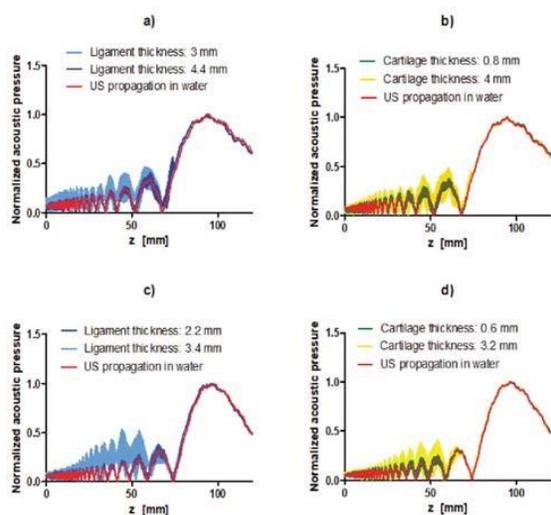


Fig. 2. Normalized acoustic pressure for the different tissue thicknesses and frequencies ($d=70$ mm). a) Normalized acoustic pressure for ligament thickness of 4.4 mm (best case) and 4 mm (worst case) at 3 MHz. b) Normalized acoustic pressure for cartilage thickness of 0.8 mm (best case) and 4 mm (worst case) at 3 MHz. c) Normalized acoustic pressure at 4 MHz, ligament thickness: 2.2 mm (best case) and 3.4 mm (worst case). d) Normalized acoustic pressure at 4 MHz, cartilage thickness: 0.6 mm (best case) and 3.2 mm (worst case). In all the plots, the US propagation in water is the reference response.

IV. DISCUSSION

The proposed models for acoustic propagation of HIFU transducer shown better results when the tissues were placed at 60, 70 and 80 mm. This study allowed us to obtain a reference distance from HIFU transducer to tissue interface placement. Thus, with this distance, the final energy deposition can be posterior to a structure (such as study 2) or deeper than it, such as a bone.

The determination of the optimal thicknesses by means of evaluation criteria R proved that, when the thickness in

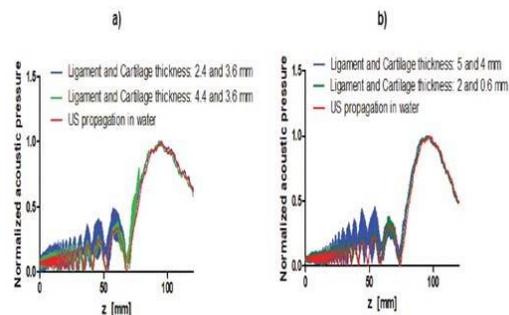


Fig. 3. Normalized acoustic pressure for both tissues with different thicknesses and frequencies ($d=70$ mm). a) Normalized acoustic pressure at 3 MHz. Best case when ligament and cartilage thicknesses were 4.4 and 3.6 mm, respectively; worst case was when ligament and cartilage were 2.4 and 3.6 mm, respectively. b) Normalized acoustic pressure at 4 MHz, worst case, ligament and cartilage thickness: 5 and 4 mm. Best case ligament and cartilage thickness: 2 and 0.6 mm. In both plots, US propagation in water was shown as reference.

the ligament and the cartilage were very narrow, a better correlation with the propagation of US in water was obtained.

It is assumed when the tissues were placed individually, geometries with less thickness minimize wave reflections towards the transducer face. For wider tissues, although the absorption in the medium may be unavoidable, was observed that it is possible to overpass these tissues individually. However, effects such as impedance and attenuation must be considered, if some other tissues will be included.

In addition, if the tissue of interest for studying the ablation effects is only ligament or cartilage, the tissue can be placed in the focus of the transducer. Placing the tissue at the distance where the focus is located will allow the acoustic energy to be concentrated in these tissues, even without generating unwanted pressures before the tissue interface.

V. CONCLUSION

This work shows the results of the acoustic propagation for a concave transducer over soft bone tissues. It was shown that it is possible either to concentrate the acoustic energy on them or to allow its deposition in deeper structures. A further study with a more complex model including adjacent tissues could be evaluated. Also, effects of temperature on these media may be feasible for evaluation. Finally, experimental tests must be carried out to validate the results presented here.

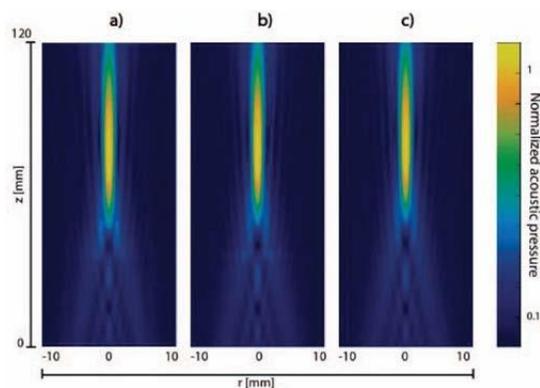


Fig. 4 Acoustic field for the model with both tissue. a) Acoustic field with ligament and cartilage thickness of 5 and 4 mm (worst case). b) Acoustic field with ligament and cartilage thickness of 2 and 0.6 mm respectively (best case). c) Acoustic field of US in just water at 4 MHz.

- [10] H. J. Nieminen *et al.*, "Localized delivery of compounds into articular cartilage by using high-intensity focused ultrasound," *Sci. Rep.*, vol. 9, no. 1, pp. 1–9, 2019.
- [11] S. Kubakaddi, K. M. Ravikumar, and D. G. Harini, "Measurement of cartilage thickness for early detection of knee osteoarthritis (KOA)," in *IEEE EMBS Special Topic Conference on Point-of-Care (POC) Healthcare Technologies: Synergy Towards Better Global Healthcare, PHT 2013*, 2013, pp. 208–211.
- [12] O. Valls Pérez, J. . Hernández Castro, and R. Anillo Badia, "Articulación de la Rodilla. Pierna," in *Ecografía del Aparato Locomotor*, 2003, pp. 129–150.
- [13] K. S. Saladin, *Anatomía Fisiología de la unidad entre forma y función.*, Sixth. GrawHill, Mc, 2014.
- [14] R. Martínez-Valdez, A. Ramos Fernández, A. Vera Hernandez, and L. Leija Salas, "Design of a low power hybrid HIFU applicator for haemostasis based on acoustic propagation modelling," *Int. J. Hyperth.*, vol. 32, no. 2, pp. 121–131, 2016.
- [15] J. L. Teja, A. Vera, and L. Leija, "Acoustic Field Comparison of High Intensity Focused Ultrasound by using Experimental Characterization and Finite Element Simulation," in *COMSOL Conference*, 2013, p. 7.

ACKNOWLEDGMENT

Authors thank the CINVESTAV-IPN and Universidad Politécnica de Chiapas for the facilities and CONACYT for the financial support during the development of the work presented. Also, authors appreciate the funding for the development of the work presented project: CYTED-DITECROD-218RT0545 and Proyecto IV-8 call Amexcid-Auci 2018-2020. R. Martínez-Valdez specially thanks the Fulbright Program for the postdoctoral stay.

REFERENCES

- [1] M. Sundaram and D. Vanel, *Tumors and tumor-like lesions of bone*, Second Edi. 2005.
- [2] A. Alvarez *et al.*, "Tumores óseos primarios," *Rev. Electrónica Arch. Médico Camagüey*, vol. 7, no. 2, pp. 215–229, 2007.
- [3] American Cancer Society, "Malignant bone tumors," *About Bone Cancer*, 2021. [Online]. Available: <https://www.cancer.org/cancer/bone-cancer/about/what-is-bone-cancer.html>.
- [4] C.J. Trujillo Romero, G. Rico-Martínez, and J. Gutierrez-Martínez, "Thermal ablation: an alternative to bone cancer .," *Investig. en Discapac.*, vol. 7, no. 1, pp. 36–47, 2018.
- [5] A.-S. Bertrand *et al.*, "Focused ultrasound for the treatment of bone metastases: effectiveness and feasibility," *J. Ther. Ultrasound*, vol. 6, no. 1, pp. 1–9, 2018.
- [6] G. ter Haar and C. Coussios, "High Intensity Focused Ultrasound: Physical Principles and Devices," *Int. J. Hyperth.*, vol. 23, no. 2, pp. 89–104, 2007.
- [7] R. Martínez-Valdez *et al.*, "Feasibility of the microwave and ultrasound ablation as alternatives to treat bone tumors," *Pan Am. Heal. Care Exch. PAHCE*, vol. 2017-March, pp. 2–7, 2017.
- [8] C. Wang, "Therapeutic effects of adriamycin combined with high-intensity focused ultrasound on osteosarcoma," *J. B.U.O.N.*, vol. 24, no. 2, pp. 826–831, 2019.
- [9] R. García- López, J.C. Martínez-Valdez and *et al.*, "Frequency Parametric Study for a HIFU Transducer Intended for Bone Tumor Treatment," in *Latin American Conference on Biomedical Engineering*, 2019, pp. 1253–1260.

Uso de capas PML en el Modelado del Campo Acústico de un Transductor HIFU Cóncavo

J. C. García-López^{1*}, R. Martínez-Valdez², A. Vera¹, L. Leija¹

¹Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección de Bioelectrónica, CINVESTAV-IPN, Ciudad de México, México.

²Department of Radiology, UT Southwestern Medical Center, Dallas Texas, USA.

*jcarlos.garcial@cinvestav.mx

Abstract— High intensity focused ultrasound (HIFU) as a non-invasive technique is under study due to its application in rehabilitation and as oncological therapy. High intensity pressure in a millimetric space generates high acoustic intensity that produces an ablation temperature (> 60 °C). For treatment planning in cancer therapy and systems characterization, it is usual to use computational modeling. Finite Element Method (FEM) is a common tool used to solve acoustic fields produced by HIFU transducers. However, the computational cost could represent an issue; therefore, it is necessary to simplify the model to try obtaining an approximate solution that can be validated. In this work, modeling of the acoustic propagation of a HIFU transducer was made by means of a perfectly absorbing artificial layer named perfectly matched layer (PML). The methodology consisted in the proposal of a minimum distance to place this layer from the region of interest, which keeps a relation to the focal zone. The results showed a decrease in the number of elements used for the solution; consequently, there was a reduction of more than twice the simulation time compared to a reference model. The simulations were validated with experimental acoustic pressure measurements along the propagation axis where the maximum pressure was located at 97 mm. For our model, the maximum pressure reached was found at 97.165 mm, whereas for the other models there was an increase in distance up to 0.62 mm.

Palabras clave— Acoustic field modeling, Discretization, FEM, PML, Ultrasonic transducer.

I. INTRODUCCIÓN

El ultrasonido focalizado de alta intensidad (HIFU) es una técnica para terapia mínimamente invasiva, cuyo objetivo es lograr un aumento de temperatura en la zona de aplicación [1]. Con esta técnica, se pueden alcanzar temperaturas de hipertermia o ablación térmica con fines de rehabilitación, paliación o como terapia oncológica. El método consiste en la deposición de energía acústica de alta intensidad en un punto específico (foco), lugar donde ocurren las interacciones mecánicas y fisicoquímicas con el medio de interés [1]. El suministro de energía puede ser dado por diferentes tipos de transductores, ya sea formados por elementos simples o arreglos de elementos [1]. Los transductores HIFU mono-elemento contemplan un disco cóncavo que, debido a su geometría, concentran la alta energía en un punto específico a

una distancia fija. Para los estudios de factibilidad, diseño y caracterización de sistemas, es común apoyarse en la simulación computacional de los fenómenos a analizar [2]. Modelar el fenómeno de interés permite estudiar el desempeño o funcionalidad de la metodología para la planeación de la experimentación y reducción de las dificultades que eso conlleva.

El efecto acústico de transductores HIFU puede ser aproximado resolviendo la ecuación de onda de Helmholtz por método del elemento finito (FEM). Debido a la naturaleza de la ecuación de onda, su solución por FEM representa un alto coste computacional, generalmente por la discretización del dominio. Cuanto más grande sea la geometría, tenga múltiples subdominios o con altas frecuencias, la solución por FEM se vuelve más compleja. Una forma disminuir los recursos computacionales utilizados es reduciendo el tamaño de la geometría, truncando el límite de radiación con el uso de materiales absorbentes perfectamente acoplados (PML) [3-5]. La capa de PML es un dominio artificial que imita una radiación infinita mediante límites finitos; además, reduce las reflexiones numéricas en las zonas de interés. La PML ha sido descrita para electromagnetismo [3], pero es válida para la solución de ecuaciones de onda al “sustituir” condiciones de contorno más simples como la impedancia acústica. El rendimiento y eficacia de la PML depende del grosor y de la posición en que se encuentren [6,7], por ejemplo, para dominios ilimitados en la propagación acústica de estructuras [5]. Una descripción teórica y correcto funcionamiento es dado en el dominio de la frecuencia, por otro lado, en el dominio del tiempo se presenta una mayor complejidad [7,8]. Algunos trabajos recientes acerca del uso de las PML implican el ajuste de las propiedades que son definidas en cada elemento de la malla [8]. Otros trabajos [9], describen nuevas formulaciones para ecuaciones de onda discretizadas, donde no se presentan reflexiones numéricas en la zona de interés.

Para reducir tiempos computacionales, la elección de algún método en particular, depende del problema abordado, siendo de particular interés el grosor de la PML y su distancia de colocación de la región de interés. Por esto último, este trabajo se enfocó en la determinación de la distancia de

colocación de la capa superior de PML en la simulación del campo acústico generado por un transductor HIFU. Se buscó reducir el tiempo de simulación y recursos computacionales acortando el dominio en función de la zona focal (región de interés) generada por el transductor. Además, la malla que discretiza el dominio fue modificada para reducir el tamaño máximo del elemento que soluciona el fenómeno por FEM. Los resultados mostraron una reducción de tiempo de hasta 15 min en comparación con el modelo con condiciones máximas.

II. METODOLOGÍA

Un transductor cóncavo es un piezoeléctrico en forma de casquete esférico que cumple con las características de la Fig. 1a (ver Fig. 1a) [10]. Para este trabajo, se utilizó un transductor cóncavo HIFU comercial con distancia focal de 100 mm (model-30-100/4, Onda Corporation®, Ø30 mm). La profundidad h del disco fue de 1.131 mm; además, presenta una frecuencia de resonancia de 4 MHz.

A, Distancia de colocación del PLM

Para acortar el dominio en el que la solución de onda es resuelta, se hizo uso de capas PML. El análisis de las capas de PML en frecuencia añade términos complejos a las coordenadas del sistema [7,11,12]. En las regiones donde la PML es definida, se realiza una transformación a un sistema de coordenadas complejas estiradas estiladas como:

$$\frac{\partial}{\partial \delta} \rightarrow \frac{1}{(1 + i\alpha_\delta)} \frac{\partial}{\partial \delta} \text{ para } \delta = x, y, z \quad (1)$$

Donde α_δ es una constante positiva relacionada directamente con el decaimiento exponencial de la onda dentro del dominio.

La ubicación correcta de la PML permite absorber las ondas incidentes a diferentes ángulos, evitando así las reflexiones numéricas hacia la región de interés. Aquí, se colocó la capa superior de PML a una distancia de 1.5 veces el tamaño de la zona focal del transductor a partir de la distancia focal del mismo. La zona focal está definida mediante (2). La PML superior se colocó a dicha distancia debido a que, para este estudio, la región de interés es la zona focal generada por el transductor cóncavo. Por lo tanto, a esa distancia, el lóbulo principal medido a una caída de -20 dB ha sido sobrepasado y, por ende, su forma completa se conserva.

B. Simulación computacional

Para su simplificación, se considera que los transductores cóncavos presentan simetría axial, por lo que se realizaron modelos de tipo 2D axisimétricos. La Fig. 1b muestra la geometría del modelo que describe el método propuesto (ver Fig. 1b). Con este modelo, las transformaciones asociadas a la

ecuación (1) son descritas en coordenadas cilíndricas, por lo que (1) está definida únicamente en r y z . La ecuación diferencial que soluciona el modelo es la ecuación de onda de Helmholtz; para un modelo axisimétrico se puede escribir como (3). Dado que el modelo es invariante en r y z , pese al uso de la PML, (3) es válida y no cambia en las regiones de interés.

$$Fz = \frac{2F^2}{N + 0.5F} \quad (2)$$

Donde Fz es la región de la zona focal, F es la distancia focal del transductor y $N = 0.25a^2\lambda^{-1}$ donde λ es la longitud de onda.

$$\nabla^2 p + k^2 p = 0 \quad (3)$$

Donde p es la presión acústica (Pa), $k = \omega/c$ es la frecuencia angular (rad/s) y c la velocidad del sonido (m/s).

Para el modelo la de Fig. 1b, el subdominio fue discretizado para realizar una malla más fina en la zona focal (d2); el tamaño fue de $\lambda/6$. En el resto de la geometría (d1), el tamaño máximo de los elementos fue de $\lambda/4$. Para ambos casos se utilizaron mallas de elementos triangulares. Las condiciones de contorno a las que estuvo sujeto el modelo fueron, borde 1: radiador, borde 2: simetría axial en $r = 0$ y los bordes 3-5 se consideraron como contornos rígidos de Neumann [7]. El medio radiado fue considerado como agua; mientras que la condición de la PML fue definida para los subdominios d3 y d4. Para determinar el grosor de la capa PML, se consideró la sugerencia hecha por el fabricante del software empleado para la solución de los modelos. Así, en cada subdominio (d3 y d4) se tuvo una distribución perfecta de 8 elementos rectangulares.

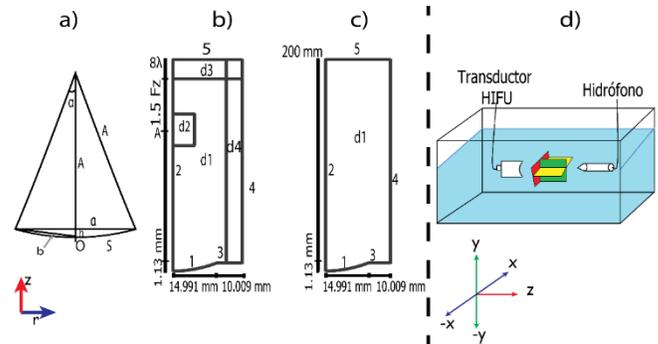


Fig. 18. a) Geometría del transductor cóncavo focalizado con radio geométrico a , radio de curvatura A , superficie S y ángulo α . b) Geometría del modelo propuesto donde Fz es la zona focal y, $d1$ y $d2$ son dos dominios que contuvieron mallas diferentes. c) Geometría del modelo configurando las condiciones de contorno como impedancia acústica. Para a y b, los dominios d_n tuvieron características acústicas del agua. d) Representación de la caracterización del transductor HIFU. Plano xy (rojo), plano xz (amarillo) y plano yz (verde).

Para verificar la eficacia computacional de la solución propuesta, se realizaron modelos configurando los límites exteriores como impedancia acústica. Los modelos con estas condiciones son válidos, pues la impedancia acústica es definida como la condición de frontera no reflectante más simple, siendo función de la densidad y la velocidad del sonido del medio [7]. La Fig. 1c muestra la geometría utilizada para este modelo (ver Fig. 1c); misma que se reprodujo 3 veces, para 3 diferentes tamaños máximos de elementos triangulares: $\lambda/4$, $\lambda/6$, $\lambda/8$. Las condiciones de contorno fueron similares a la de la Fig. 1a exceptuando los bordes 4 y 5, configurados esta vez como impedancia acústica. Las simulaciones fueron realizadas en agua que es considerada como un medio ideal y sin pérdidas, donde las características acústicas tomadas en cuenta fueron una densidad de 1000 kg/m^3 y una velocidad del sonido de 1500 m/s .

Los modelos fueron resueltos en el dominio de la frecuencia a 4 MHz . El software utilizado fue COMSOL Multiphysics, ejecutado en una PC con procesador Intel-Core™ i7-7700 CPU @ 3.60 GHz , 4 núcleos y 12 GB de memoria RAM. Para la validación de los resultados, se emplearon los datos obtenidos de la medición del campo acústico del transductor comercial que fueron realizados dentro de una tina llena de agua bidestilada desgasificada (ver Fig. 1d). La medición fue hecha con un hidrófono (PZTZ44-0400, Specialty Engineering Associates®) colocado a 2 mm de la carcasa del transductor, que se desplazó en los ejes X y Y con una resolución de 0.1016 mm y, en Z con una resolución de 1 mm .

III. RESULTADOS

Los resultados del método propuesto para la distancia de colocación de la PML en el eje z mostraron una disminución considerable en la cantidad de elementos para la discretización del dominio. Esta reducción del tamaño de malla se traduce en la minimización del tiempo de simulación. En la Tabla 1 se muestran las comparaciones computacionales de las diferentes condiciones de los modelos de la Fig. 1b y 1c. El primero de los resultados se refiere al método propuesto con el ajuste de malla en el foco. Los modelos denominados $\lambda/4$, $\lambda/6$, $\lambda/8$ corresponden a los casos en donde la malla del subdominio se realizó con el mismo tamaño máximo de elemento (Fig. 1c). Además, se incluye la distancia focal alcanzada en los diferentes modelos, donde el propuesto se acerca más a la distancia focal medida, que fue de 97 mm . Si bien, los resultados de $\lambda/4$ representan una disminución del tiempo de simulación, el patrón de radiación fue inconsistente en el foco y en la zona focal;

Tabla 12. Resultados computacionales de los diferentes modelos evaluados.

Modelo	Grados de libertad	Tiempo de simulación (s)	Distancia focal alcanzada (mm)
Propuesta	3,696,614	74	97.185
$\lambda/4$	4,854,223	104	97.4750
$\lambda/6$	5,459,910	219	97.6283
$\lambda/8$	9,700,477	971	97.5625

esto por tratarse de una malla gruesa. Por ello, el modelo propuesto toma mayor importancia al considerar que, en la región de interés (d2, Fig. 1b), el subdominio puede tener una malla más fina en comparación del resto. La Fig. 2a muestra la distribución de propagación acústica a lo largo del eje axial para todos los modelos, incluido el obtenido experimentalmente (ver Fig. 2a). Las distribuciones acústicas se normalizaron para realizar una comparación entre los resultados de los diferentes modelos. En la Fig. 2b se observa que, cuando se coloca una condición de contorno de impedancia acústica en el borde exterior del modelo, el patrón de presión acústica en el foco es deformado (ver Fig. 2b).

Esta deformación puede ser provocada por las reflexiones de ondas que inciden sobre el borde de impedancia en diferentes ángulos y contribuyen en la formación del campo en la región de interés. Con el uso de la PML y el ajuste de la malla en el foco, se aprecia un perfil de presión más suavizado, cercano y similar al medido. También, realizar un modelo como el de la Fig. 1b, pero con un mallado uniforme de tamaño $\lambda/6$ en d1 garantiza una similitud con la del modelo propuesto, pero con aumento de recursos computacionales. En este último caso, el tiempo de simulación fue de aproximadamente el doble: 136 s . Por último, truncar el dominio de agua con la colocación de la capa de PML $< 1.5 \text{ Fz}$ generó un perfil de presión rizado que es asociado a reflexiones numéricas.

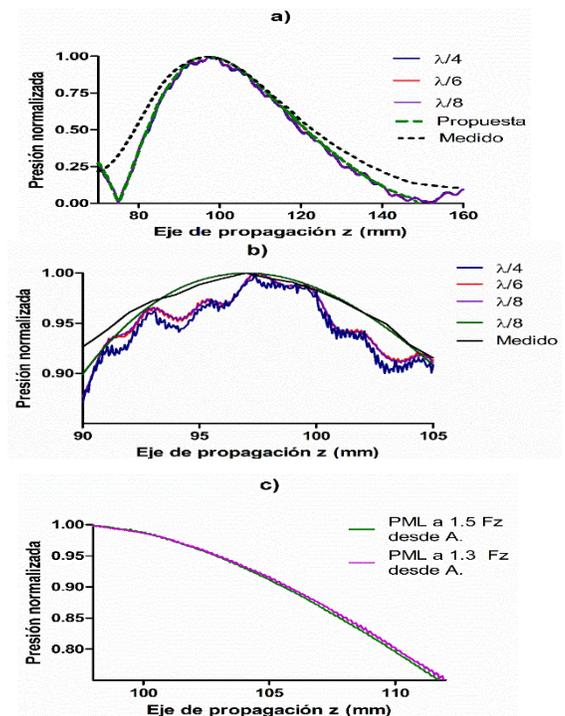


Fig. 19. Perfiles de presión a lo largo del eje z para los diferentes modelos evaluados, a) comparación entre los diferentes modelos, b) distorsiones en el foco por el uso de diferentes condiciones de contorno, c) comparaciones de modelos con diferentes distancias de colocación de la PML.

En la Fig. 2c se muestra una porción del perfil de presión cuando la PML se colocó a 1.3 Fz en comparación con la propuesta presentada (ver Fig. 2c).

I. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El modelo propuesto presenta resultados cuantitativos y cualitativos favorables. La capa PML colocada a una distancia igual a 1.5 Fz desde la distancia focal del transductor redujo el tiempo de simulación en más de la mitad comparado con el modelo de la Fig. 2c y una malla de $\lambda/6$. La reducción en el tiempo de simulación fue más evidente cuando se comparó con el modelo de la Fig. 2c y una malla de $\lambda/8$. Pese a tener un tiempo de simulación similar cuando la malla completa fue de $\lambda/4$, como se mencionó anteriormente, se observaron errores en el cálculo del campo acústico en el foco. Cuando la distancia de colocación de la PML > 1.5 Fz, la respuesta evitó las reflexiones numéricas en la región de interés, pero discrepa con el objetivo de reducir recursos computacionales.

Por otro lado, se sabe que la medición de los campos acústicos cuando se involucran otros medios tales como phantoms de tejido o tejidos es complicada. Por lo tanto, el modelado computacional es eficaz y ha sido bien aceptado, incluso partiendo de modelos relativamente simples que puedan ser validados. Por eso, el método descrito puede ser sumamente útil para las simulaciones acústicas de transductores HIFU cuando se cuente con recursos computacionales bajos o limitados y con condiciones específicas. La extensión de su uso con la interacción de otros fenómenos como piezoelectricidad, calentamiento o en modelos más complejos como en geometrías 3D aún es objeto de estudio. Además, el modelado con este método para la interacción con otros medios deberá ser evaluada y validada teniendo en cuenta las restricciones a las que se encuentra sujeta el uso de la PML. Por último, pese a que el uso de un contorno de impedancia genera una distribución de presión en el foco como el de la Fig. 2b, su uso no se deshecha totalmente. Lo anterior, debido a que, en la realidad, no se tienen materiales absorbentes completamente perfectos, o el contenedor en donde se realizan los experimentos no es lo suficientemente amplio para disipar las ondas acústicas. Como los experimentos con muestras suelen realizarse en contenedores finitos y en ocasiones sin materiales absorbentes, la facilidad con la que la onda se propaga en el medio y cercano a los límites no puede ser la ideal. Por lo anterior, diferentes fenómenos como la reflexión podrían presentarse, llegando a obtener soluciones como el de la Fig. 2b. Por lo tanto, habrá que ser cuidadoso en la definición de las condiciones de contorno para el modelado del fenómeno que se desea analizar. Así, el uso de condiciones como PML resultan útiles y válidas en las simulaciones donde el modelo represente concordancia con el fenómeno evaluado y se compruebe su validez como el mostrado en este trabajo.

Los autores agradecen al CINVESTAV-IPN, el financiamiento para el desarrollo del proyecto presentado a CYTED-DITECROD-218RT0545 y el proyecto IV-8 convocatoria Amexcid-Auci 2018-2020. El autor García-López agradece el apoyo económico del CONACYT por la asignación de una beca nacional para maestría.

REFERENCIAS

- [1] G. teer Har, C. Coussios, "High Intensity Focused Ultrasound: Physical Principles and Devices," *Int. J. Hyperthermia*, vol. 23, no. 2, pp. 89-104, Mar., 2007, DOI. 10.1080/02656730601186138.
- [2] A. Arnau, "Ultrasonic Hyperthermia," in *Piezoelectric Transducer and Applications*, 2nd ed., Spain: Springer, 2008, ch. 18, pp. 468-487.
- [3] S. Qiao, G. Shen, et al. "Modeling and Simulation of HIFU Induced Lesions Using Different Treatment Pattern," *AIP Conf. Proc.*, vol. 1481, no. 1, pp. 276-281, Oct., 2012, DOI. 10.1063/1.4757348.
- [4] J. Berenger, "A Perfectly Matched Layer for the Absorption of Electromagnetic Waves," *J. Comput. Phys.*, vol. 114, no. 2, pp. 185-200, Oct., 1994, DOI. 10.1080/02656730601186138.
- [5] A. Vermeil de Conchard, H. Mao, R. Rumlper, "A Perfectly Matched Layer Formulation Adapted for Fast Frequency Sweeps of Exterior Acoustics Finite Element Models," *J. Comput. Phys.*, vol. 398, no. 1, pp. 1-16, Dec., 2019, DOI. 10.1016/j.jcp.2019.108878
- [6] A. Oskooi, L. Zhang, Y. Avniel, S. Johnson, "The Failure of Perfectly Matched Layers, and Towards their Redemption by Adiabatic Absorbers," *Opt. Express*, vol. 16, no. 15, pp. 11376-11392, Jul., 2008. DOI. 10.1364/OE.16.011376, [Online].
- [7] S. Marburg, "Perfectly Matched Layers" in *Computational Acoustics of Noise Propagation in Fluids – Finite and Boundary Element Methods*, 1st ed, Germany: Springer, 2008, ch. 6, sec. II, pp. 37-56, 145-196.
- [8] L. Chen, M. B. Özakın, S. Ahmed and H. Bagci, "A Memory-Efficient Implementation of Perfectly Matched Layer with Smoothly Varying Coefficients in Discontinuous Galerkin Time-Domain Method," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 69, no. 6, pp. 3605-3610, Jun., 2021, DOI. 10.1109/TAP.2020.3037651.
- [9] A. Chern, "A Reflectionless Discrete Perfectly Matched Layer," *J. Comput. Phys.*, vol. 381, no. 15, pp. 91-109, Mar., 2019, DOI. 10.1016/j.jcp.2018.12.026.
- [10] H. T. O'Neil, "Theory of Focusing Radiators," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 21, no. 5, pp. 516-526, Sept, 1949, DOI. 10.1121/1.1906542.
- [11] Q. Liu, J. Tao, "The Perfectly Matched Layer for Acoustic Waves in Absorptive Media," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 102, no. 4, pp. 2072-2082, Sept., 1998, DOI. 10.1121/1.419657.
- [12] P. Rajagopal, M. Drozd, et al., "On the Use of Absorbing Layers to Simulate the Propagation of Elastic Waves in Unbounded Isotropic Media Using Commercially Available Finite Element Packages," *NDT and E International*, vol. 51, pp. 30-40, Oct., 2012, DOI. 10.1016/j.ndteint.2012.04.001.