



UNIVERSIDAD NACIONAL
AVENIDA DE
MÉXICO

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

**PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN
INGENIERÍA**

*Validación experimental del método de cálculo de
propiedades del ultrasonido basado en técnicas pseudo-
espectrales.*

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN INGENIERÍA

Ingeniería Eléctrica-Instrumentación

PRESENTA:

José Carlos Moreno Hernández

TUTOR:

Dr. Gabriel Eduardo Sandoval Romero

2012

JURADO ASIGNADO:

Presidente: Dra. Margarita Navarrete Montesinos

Secretario: Dr. Pedro Acevedo Contla

Vocal: Dr. Gabriel Eduardo Sandoval Romero

1er. Suplente: Dr. Pablo Luis Rendón Garrido

2do. Suplente: Dr. Samuel Pichardo

Lugar o lugares donde se realizó la tesis:

Thunder Bay, Ontario, Canadá y

Ciudad Universitaria, D.F., México.

TUTOR DE TESIS:

Dr. Sandoval Romero Gabriel Eduardo



FIRMA

Tabla de contenido

| | |
|---|-----------|
| Capítulo 1 Introducción | 6 |
| Propagación de Ondas de Ultrasonido en Fluidos..... | 9 |
| <i>Ondas en fluidos</i> | 9 |
| <i>Compresibilidad</i> | 10 |
| <i>Ondas longitudinales en fluidos</i> | 12 |
| <i>Energía de la onda</i> | 15 |
| <i>Intensidad</i> | 17 |
| <i>Impedancia acústica</i> | 18 |
| <i>Presión de la radiación ultrasónica</i> | 18 |
| <i>Reflexión y transmisión en una frontera líquido-sólido</i> | 22 |
| <i>Reflexión y transmisión en una frontera sólido-líquido</i> | 25 |
| Velocidad de propagación del sonido..... | 27 |
| Atenuación | 29 |
| <i>Elección de las muestras para la fase experimental</i> | 32 |
| Conclusiones del Capítulo..... | 33 |
| Capítulo 2 Mediciones Experimentales | 34 |
| Arreglo experimental..... | 34 |
| <i>Transductor ultrasónico</i> | 34 |
| <i>Hidrófono</i> | 35 |
| <i>Sistema de adquisición automatizado</i> | 36 |
| <i>Las muestras</i> | 41 |
| <i>El soporte</i> | 42 |
| Metodología de medición..... | 43 |
| <i>Alineación de la muestra con el modo eco.</i> | 47 |
| Mediciones | 50 |
| Análisis de los datos experimentales..... | 53 |
| <i>Cálculo de la velocidad del sonido</i> | 54 |
| <i>Cálculo del coeficiente de atenuación</i> | 57 |
| Conclusiones del Capítulo..... | 58 |
| Capítulo 3 Simulaciones..... | 59 |
| <i>Descripción del Hardware</i> | 59 |
| <i>Descripción del Software</i> | 59 |
| Paquete de funciones “k-Wave” | 61 |
| <i>Definición binaria de los sólidos a simular (Máscaras)</i> | 63 |

| | |
|--|-----------|
| <i>Transductor</i> | 64 |
| <i>Plano de sensado XY</i> | 64 |
| <i>Muestras</i> | 65 |
| <i>Señal de excitación del transductor</i> | 65 |
| Conclusiones del Capítulo..... | 68 |
| Capítulo 5 Conclusión General | 69 |
| Apéndice A Descripción del paquete “k-wave” | 76 |
| Apéndice B. Programas | 83 |

RESUMEN

Este trabajo se realizó en colaboración con el Thunder Bay Regional Research Institute(Ontario, Canadá) y es parte de un proyecto de diseño de un arreglo de transductores ultrasónicos que emitan un haz ultrasónico cuyo foco se encuentre a cierta profundidad dentro del cuerpo para eliminar el tejido dañino sin perjudicar tejidos sanos ni cortar la piel ni requerir anestesia general y que sea capaz de sortear los efectos de atenuación y dispersión que surgen cuando se intenta aplicar el ultrasonido focalizado de alta intensidad en los órganos detrás de las costillas de un ser humano.

La contribución de este trabajo al proyecto consistió en validar experimentalmente las funciones de simulación en tres dimensiones del paquete de distribución libre llamado “k-Wave toolbox” que calcula la propagación de onda con base en las técnicas pseudo-espectrales, realizando mediciones experimentales de la amplitud de presión acústica al transmitir ondas de ultrasonido a través de 3 diferentes plásticos con distintos grosores y después realizar las simulaciones para cada uno de los casos.

Los objetivos alcanzados que son reportados en este escrito son:

- Las mediciones de amplitud de presión acústica en las mismas condiciones experimentales en que se utiliza el ultrasonido focalizado de alta intensidad.*
- Realizar simulaciones basadas en técnicas pseudo-espectrales que emulan las condiciones experimentales para obtener datos de amplitud de presión acústica.*
- Calcular los valores de velocidad de propagación del sonido y de atenuación a partir de los datos experimentales y los datos de simulaciones obtenidos.*
- Comparar los valores para velocidad del sonido y atenuación calculados tanto con datos experimentales y datos de simulaciones contra valores reportados y discutir los resultados obtenidos.*

En el primer capítulo se exponen las bases teóricas y las aplicaciones del ultrasonido focalizado de alta intensidad. El segundo capítulo trata sobre el sistema experimental desde los elementos que lo componen, la disposición de los mismos y como se realizan las mediciones hasta los resultados obtenidos. En el tercer capítulo se encuentra la información referente a las simulaciones desde el equipo computacional y el software utilizado incluyendo la descripción de los elementos que integran cada simulación y finalmente las tablas de resultados. En el último capítulo se resumen los resultados obtenidos y se proponen modificaciones para mejorar tanto las mediciones como las simulaciones.

Capítulo 1 Introducción

En este primer capítulo se plantean los antecedentes y principios generales de este trabajo. Está dividido en cuatro secciones y esta primera expone la importancia y motivación para realizar esta tesis.

La aplicación de la ingeniería en la medicina ha dado paso a grandes avances en el tratamiento de tumores malignos en el cuerpo humano mediante procedimientos no invasivos. Una de las técnicas utilizadas para éste fin es la cirugía con ultrasonido focalizado de alta intensidad que ha probado ser efectivo para destruir tumores en el caso de cáncer de próstata, cáncer de mama y cáncer de útero pero actualmente se busca la manera de alcanzar los órganos que se encuentran dentro de la caja torácica, y principalmente el cáncer metastásico de hígado, que por métodos tradicionales es muy difícil o casi imposible de extirpar debido al esparcimiento del tejido dañino dentro del órgano, punto a favor del ultrasonido focalizado porque permite restringir el área a tratar, pero el principal obstáculo es lograr enfocar la energía del ultrasonido en la zona detrás de las costillas, y hasta ahora la única manera reportada de lograrlo ha sido removiendo parte de las costillas, lo cual transforma esta intervención en sumamente invasiva.

*Esta tesis forma parte de un proyecto que tiene como objetivo construir un instrumento capaz de tratar el cáncer por medio de ultrasonido focalizado de alta intensidad (**High Intensity Focused Ultrasound**, HIFU por sus siglas en inglés) y dar tratamiento a los órganos internos afectados, sin necesidad de abrir al paciente. El ultrasonido focalizado es una técnica para tratamiento de cáncer que consiste en la eliminación de tumores por ablación térmica. La ablación térmica se logra al elevar la temperatura de un tejido biológico (65-85°C) hasta destruirlo y provocar la necrosis (destrucción) del mismo, donde las variables son: el tiempo de exposición y la temperatura del tejido tratado. El ultrasonido focalizado de alta intensidad tiene algunas ventajas en comparación con otras técnicas para tratamiento de cáncer. En cuanto a los tejidos más duros como lo son los huesos y dientes, éstos significan un reto tecnológico debido a alta reflectividad y atenuación de las ondas acústicas, aunque ya existen algunos sistemas comerciales que se ocupan de hacer valoración de los huesos para detectar la osteoporosis o también los aparatos utilizados por odontólogos para remover la caries en los dientes por medio de ultrasonido [1].*

Algunas de las ventajas del ultrasonido y su aplicación en el campo de la medicina se enumeran a continuación : [1]

1. Radiación no riesgosa. Mientras no se utilicen intensidades altas ni por tiempo prolongado, el ultrasonido se considera seguro y libre de riesgo. El hecho de que el ultrasonido sea no-riesgoso permite realizar exámenes repetidamente al mismo paciente. La prueba de esto es que se utilizan ondas ultrasónicas para obtener imágenes de los fetos en el vientre materno y aun no se han reportado casos que demuestren daño del feto por efectos de aplicación del ultrasonido.

2. Alta tasa de muestreo. En la mayoría de los tejidos suaves del cuerpo humano, la velocidad de propagación del sonido se encuentra alrededor de 1500 m/s y la longitud máxima que recorre una onda de ultrasonido por ejemplo para obtener imágenes es menor a los 25 cm, así que el tiempo que se tarda la onda en cubrir esa distancia es del orden de las decenas de microsegundos. Por lo tanto es factible enviar ondas consecutivas en un periodo corto de tiempo y así obtener información para detectar cambios dinámicos que ocurren “en tiempo real” dentro del cuerpo.

3. Transductores compactos. Debido a que la mayoría de los transductores de ultrasonido son fabricados con cristales piezoeléctricos y cerámicos que son muy compactos, un dispositivo para tomar imágenes de ultrasonido tendría el tamaño de una caja de cerillos. Además, éstos cristales piezoeléctricos son pequeños como para ser colocados en la punta de dispositivos para cirugías mínimamente invasivas, o incluso en la punta de catéteres.

4. Un solo transductor se utiliza como emisor y receptor. Los transductores piezoeléctricos permiten transmitir ondas y recibirlas (eco), una cosa a la vez pero esto permite fabricar dispositivos de prueba para regiones de interés dentro del cuerpo de forma invasiva o parcialmente invasiva.

5. Posibilidad de caracterizar y mapear tejidos. Dado que las propiedades de las ondas acústicas están estrechamente ligadas a las propiedades del medio en el que viajan, hay una variedad de propiedades cuantificables, por ejemplo: velocidad de propagación del sonido, atenuación e impedancia acústica.

6. Rentable. Los sistemas de ultrasonido no requieren cuartos aislados como es el caso de los sistemas de resonancia magnética. Los transductores comúnmente no se desgastan y no necesitan de películas, como es el caso en rayos X. Tampoco hay necesidad de utilizar materiales peligrosos y costosos como en el caso de la medicina nuclear. Por el contrario los componentes son relativamente económicos.

Por los puntos anteriores el ultrasonido es una opción para realizar proyectos relacionados con la medicina, ya que además de ser seguro, el costo y la forma de utilizar los dispositivos lo hacen más accesible a más personas. En la última década renació una idea que se planteó en los años 50's por los hermanos Fry [2] , y consiste en aplicar HIFU para destruir tejidos de manera no invasiva que se encuentran a cierta profundidad dentro del cuerpo humano. El tejido dañado se elimina del paciente sin necesidad de incisión alguna, ya que la energía del haz ultrasónico se deposita en el foco ocasionando que la temperatura del tejido se eleve provocando así la muerte de las células por ablación térmica. Los cambios de temperatura se monitorean también de forma no invasiva y en tiempo real al obtener las imágenes por resonancia magnética en paralelo, lo que se conoce como cirugía con ultrasonido focalizado guiada por resonancia magnética MRgFUS (**M**agneto **R**esonance **g**uides **F**ocused **U**ltrasound **S**urgery, por sus siglas en Inglés)[3] o cuando es guiado por ultrasonido se conoce como USgFUS (**U**ltrasound **g**uides **F**ocused **U**ltrasound **S**urgery, por sus siglas en Inglés) [4]. Los tumores cancerígenos son una preocupación mundial y han sido tratados exitosamente en algunos órganos del cuerpo humano con el uso de HIFU como es el caso del cáncer de próstata [5], útero [6] y mama [7]. Otras aplicaciones del ultrasonido son: para liberar fármacos en zonas muy específicas del cuerpo [8], o como el tratamiento de litotripsia que es el que se utiliza para facilitar la extracción de cálculos renales mediante su desintegración [9]. Los puntos a resolver para aplicar las técnicas de HIFU son la atenuación y el desplazamiento del punto focal. La atenuación del ultrasonido al atravesar medios heterogéneos es un problema que se resuelve al incrementar la intensidad pero esto también aumenta la distancia de propagación que es causante de quemaduras en la piel. También se utilizan micro burbujas para resolver este problema, ya que se ha visto que al utilizarlas como agente de contraste facilita el calentamiento del tejido [10]. Aunque hay que tener cuidado con la cavitación. El desplazamiento del punto focal ocurre debido a la reflexión y refracción del ultrasonido en las interfaces de los diferentes tejidos. Los arreglos de transductores en fase permiten controlar el punto focal en el objetivo deseado [11]. El cáncer metastásico de hígado, por ejemplo, resulta muy difícil de tratar con métodos como cirugía, debido al tamaño y número de las metástasis. El tratamiento por medio de ultrasonido focalizado resulta muy adecuado sin embargo, debido a que el hígado se encuentra debajo de las costillas las cuales desfocalizan el haz, el tratamiento actual requiere abrir al paciente y cortar las costillas para poder dar tratamiento [12]. Este procedimiento es doloroso e invasivo. Para diseñar instrumentos capaces de dar tratamiento sin necesidad de abrir al paciente es necesario en una primera etapa, conocer las propiedades acústicas que definen la propagación de la onda para cada una de las diferentes capas de tejido que cubren al órgano. Una forma de conocer dichas propiedades es tomar muestras biológicas de animales, prepararlas y realizar mediciones directas con sistemas de medición calibrados.

Si bien esta técnica ha permitido determinar con éxito los parámetros acústicos de una variedad de materiales biológicos, tiene la desventaja de que requiere sacrificar animales o depende de la oferta de ejemplares que exista, por otro lado el manejo y conservación de un material biológico resulta complicado, más si se requiere repetir el experimento para obtener nuevas mediciones. Debido a esto surge la idea de realizar mediciones simples en muestras biológicas aisladas y una vez determinadas las características acústicas de dichas muestras sustituirlas por materiales sintéticos con propiedades acústicas semejantes y así simular el compuesto biológico. Existen métodos computacionales que permiten realizar simulaciones de la propagación ondas en diferentes medios [13]. Una vez establecidos los parámetros acústicos de diferentes materiales biológicos, se han desarrollado herramientas computacionales que permiten determinar la propagación de la onda de ultrasonido. Para sacar provecho de las simulaciones se busca ajustar los parámetros en éstas realizando mediciones experimentales en materiales sintéticos que emulen el comportamiento de las muestras biológicas hasta que las simulaciones describan lo mejor posible el fenómeno de propagación. En este trabajo se realizan adquisiciones de datos experimentales de intensidad de presión acústica haciendo incidir un haz ultrasónico a través de diferentes materiales sintéticos conocidos, se realiza la simulación computacional para obtener datos de presión acústica con la misma estructura que en el caso experimental para posteriormente calcular la velocidad de propagación del sonido y la atenuación y al final comparar ambos resultados con los reportados para muestras biológicas.

Propagación de Ondas de Ultrasonido en Fluidos.

En esa sección se describe el comportamiento de las ondas ultrasónicas en un fluido, en donde se explica también la relación entre las propiedades del fluido y la velocidad del sonido. Además de definir lo que se llama intensidad de la onda y como se utiliza la presión para medir la intensidad. La importancia de esta sección viene a partir de que la mayoría de los tejidos blandos del cuerpo humano pueden ser descritos, en el contexto del ultrasonido, como un fluido.

Ondas en fluidos

*Un fluido se caracteriza en el contexto del ultrasonido por dos propiedades importantes: **Primera:** los fluidos son isótropos por naturaleza, entonces las propiedades de la onda no se afectan por la dirección de propagación.*

***Segunda:** si el fluido no es viscoso, las ondas transversales difícilmente pueden existir, o por lo menos decaen rápidamente en el medio.*

Con el fin de entender por qué las ondas transversales casi no se pueden propagar en los fluidos, tenemos que recordar que estas ondas se caracterizan por el movimiento de partículas que es perpendicular a la dirección de propagación de la onda. Este tipo de propagación de la onda requiere una fuerte unión mecánica suficiente entre las capas del material. Esta unión es necesaria a fin de transferir a través de fuerzas transversales la energía mecánica de una capa a otra. Sin embargo, en un fluido no viscoso (y naturalmente en los gases) la unión entre las capas es relativamente débil. En consecuencia, las capas de material pueden deslizarse una respecto a la otra.

El argumento anterior no excluye, obviamente, la existencia de las ondas de superficie en los líquidos. El ejemplo más conocido son las olas del mar. Las ondas transversales también suelen aparecer entre dos capas de materiales fluidos que tienen diferentes propiedades físicas. Pero este tipo de onda no será discutido aquí.

Al estudiar las propiedades acústicas de diversos tejidos blandos, se puede demostrar que sus propiedades acústicas son muy similares a las del agua, es decir, la velocidad media del sonido en el tejido blando [14] es $c_{\text{tejido suave}} \approx 1540$ m/s y la densidad media es $\rho_{\text{tejido suave}} \approx 1.06$ g/cm³ en comparación con una velocidad de $c_{\text{agua}} \approx 1480$ m/s y una densidad de $\rho_{\text{agua}} \approx 1$ g/cm³ en agua. Esto indica que en una primera aproximación podemos tratar los tejidos blandos como fluidos y asumir que las ondas se propagan principalmente de manera longitudinal. No obstante, es importante señalar que ondas transversales de baja frecuencia pueden existir en los tejidos blandos. De hecho, estas ondas se utilizan en un campo llamado "elastografía", que utiliza métodos especiales de formación de imágenes ultrasónicas [15] o resonancia magnética para caracterizar las propiedades elásticas de los tejidos. [16]

■ Compresibilidad

A fin de relacionar la ecuación de onda con las propiedades de los fluidos, primero hay que definir una propiedad física llamada "compresibilidad". Al observar el cilindro que se muestra en la *Figura 1*. El cilindro se llena con un líquido (o gas) con una presión inicial P_0 y su volumen inicial V . Si el pistón que forma su lado izquierdo es empujado de manera que el volumen se reduzca en ΔV , la presión aumentará como resultado ΔP . Si el cilindro se llena con gas, el cambio de volumen ΔV es comúnmente lo suficientemente grande para notarlo incluso si la fuerza aplicada al pistón es relativamente pequeña. Se puede apreciar esto al inflar las llantas de una bicicleta.

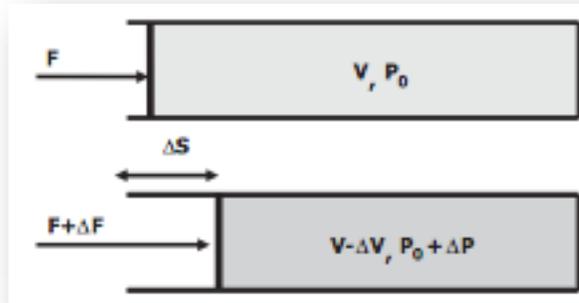


Figura 1 . Un pistón comprimiendo un cilindro lleno con un líquido o un gas con una presión inicial P_0 y volumen inicial V (arriba) disminuye su volumen en ΔV y provoca un incremento de presión ΔP (abajo).

Por otro lado, se tiende a asumir que los fluidos tales como agua o aceite deben ser considerados como "incompresibles". Esta suposición suele ser lo suficientemente práctica en muchas aplicaciones. Sin embargo, no es verdad. Los líquidos se comprimen cuando se someten a presión. No obstante, el cambio de volumen es muy pequeño, incluso cuando la cantidad de presión aplicada es grande. En el contexto de la propagación de la onda ultrasónica, esta compresibilidad juega un papel importante y por lo tanto debe tenerse en cuenta.

Bajo condiciones isotérmicas, el coeficiente de compresibilidad β en un fluido se define como[17]:

$$\beta = -\frac{1}{V} \left(\frac{\Delta V}{\Delta P} \right)_T \quad \text{Ec. 1}$$

Donde ΔV y ΔP son los cambios correspondientes tanto en volumen como en presión, respectivamente, V es el volumen inicial, el sufijo T indica que la temperatura es constante y como para el análisis posterior nos interesa la presión relacionada a la onda, se reescribe la Ec. 1 como:

$$\Delta P = -\frac{1}{\beta} \left(\frac{\Delta V}{V} \right) \quad \text{Ec. 2}$$

Ondas longitudinales en fluidos

Refiriéndonos de nuevo a la Figura 1, supongamos que el pistón en el lado izquierdo del cilindro se mueve rápidamente y de forma periódica hacia la izquierda y hacia la derecha. Como resultado de los rápidos cambios en la densidad local, varía la presión regional y una onda plana longitudinal es generada. Esta onda se propagará en el fluido hacia el lado derecho. El perfil de onda puede obtenerse graficando la presión en el fluido en función de la posición en un momento dado. Suponiendo un movimiento armónico del pistón, se espera ver un perfil como el representado en la Figura 2, donde P_0 es la presión de equilibrio (es decir, antes de la aparición de la onda) y $\Delta P(z)$ es el cambio en la presión resultante debido a la onda en un punto de tiempo dado.

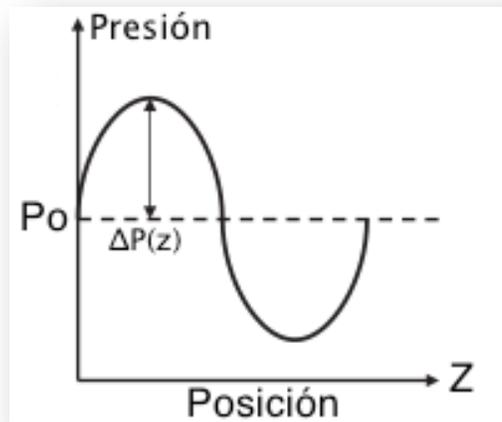


Figura 2 . Grafica de la presión en función de la posición en un momento dado.

Al estudiar el perfil de la onda, se facilita comprender que cada punto en el fluido se somete a un gradiente de presión cuando la onda ultrasónica pasa a través de ella. En consecuencia, de acuerdo con la segunda ley de Newton, las partículas del fluido cambian su velocidad. Este movimiento de las partículas es en realidad lo que hace que la onda se propague. Sin embargo, hay un ligero retardo de tiempo entre el movimiento de dos puntos adyacentes en el material. El tiempo transcurrido entre el momento en que un elemento "siente" un cambio en la presión en un lado y el momento en que se transfiere el cambio en la presión hacia el otro lado está determinado por la velocidad del sonido.

Considerando una onda que pasa a través de un elemento del fluido infinitamente pequeño tal como el representado en la Figura 3. El lado izquierdo "siente" un cambio en la presión por una cantidad ΔP , mientras que la presión en el lado derecho se aproxima, utilizando los primeros términos de la expansión en serie de Taylor, a $\Delta P + \partial(\Delta P) / \partial z \cdot dz$. Como resultado de este cambio en la presión, la cara de la izquierda del elemento es desplazado por η al lado derecho. Como resultado de la compresibilidad del fluido, el desplazamiento en la cara de la derecha no será el mismo, pero será desplazada por $\eta + \frac{\partial \eta}{\partial z} dz$ como se muestra en la Figura 3.

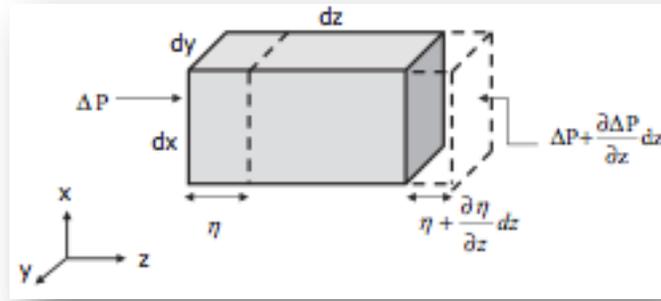


Figura 3. Una onda longitudinal que se propaga hacia el lado positivo del eje Z atraviesa este elemento del fluido. En consecuencia, se produce un gradiente de presión entre ambos lados del elemento. Adicionalmente el desplazamiento en ambos lados es de distinta amplitud como se muestra.

La fuerza aplicada en cada cara del elemento está dada por la multiplicación de su área y la presión aplicada. Entonces, la fuerza aplicada en el lado izquierdo está dada por:

$$\rightarrow \text{Izquierda} \quad F = P \cdot dx \cdot dy \quad \text{Ec. 3}$$

La fuerza aplicada del lado derecho esta dada por:

$$\leftarrow \text{Derecha} \quad F = dx dy \left[P + \frac{\partial P}{\partial z} dz \right] = P \cdot dx \cdot dy + \frac{\partial P}{\partial z} dx \cdot dy \cdot dz \quad \text{Ec. 4}$$

Por lo tanto la fuerza resultante aplicada a este elemento del fluido es:

$$\begin{aligned} \Delta F_z &= F_{\text{Izquierda}} - F_{\text{Derecha}} = P \cdot dx \cdot dy - P \cdot dx \cdot dy - \frac{\partial P}{\partial z} dx \cdot dy \cdot dz \\ &= \frac{\partial P}{\partial z} dx \cdot dy \cdot dz \quad \text{Ec. 5} \end{aligned}$$

Igualando la ecuación anterior con la segunda ley de Newton:

$$\Delta F_z = m \cdot \frac{\partial^2 \eta}{\partial t^2} \quad \text{Ec. 6}$$

Donde la masa es igual a :

$$m = dx \cdot dy \cdot dz \cdot \rho \quad \text{Ec. 7}$$

Entonces,

$$\Delta F_z = dx \cdot dy \cdot dz \cdot \rho \cdot \frac{\partial^2 \eta}{\partial t^2} \quad \text{Ec. 8}$$

Sustituyendo la Ec. 5 en la Ec. 8 tenemos:

$$-\frac{\partial P}{\partial z} dx \cdot dy \cdot dz = \rho \cdot dx \cdot dy \cdot dz \cdot \frac{\partial^2 \eta}{\partial t^2} \quad \text{Ec. 9}$$

Después de dividir entre el volumen se obtiene:

$$-\frac{\partial P}{\partial z} = \rho \cdot \frac{\partial^2 \eta}{\partial t^2} \quad \text{Ec. 10}$$

El cambio en el volumen del elemento dividido entre su volumen original está dado por:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{dxdy(\eta + \frac{\partial \eta}{\partial z} dz - \eta)}{dxdydz} = \frac{\partial \eta}{\partial z} \quad \text{Ec. 11}$$

Sustituyendo esta razón en la Ec. 2 :

$$\Delta P = -\frac{1}{\beta} \left(\frac{\partial \eta}{\partial z} \right) \quad \text{Ec. 12}$$

La presión instantánea está dada por:

$$P \equiv P_0 + \Delta P \quad \text{Ec. 13}$$

Por lo tanto,

$$-\frac{\partial P}{\partial z} = -\frac{\partial(P_0 + \Delta P)}{\partial z} = -\frac{\partial(\Delta P)}{\partial z} \quad \text{Ec. 14}$$

Sustituyendo la Ec. 12 en la Ec. 14 :

$$-\frac{\partial P}{\partial z} = -\frac{\partial}{\partial z} \left(-\frac{1}{\beta} \frac{\partial \eta}{\partial z} \right) = \frac{1}{\beta} \cdot \frac{\partial^2 \eta}{\partial z^2} \quad \text{Ec. 15}$$

Igualando la Ec. 15 con la Ec. 10:

$$\frac{1}{\beta} \cdot \frac{\partial^2 \eta}{\partial z^2} = \rho \cdot \frac{\partial^2 \eta}{\partial t^2} \quad \text{Ec. 16}$$

Después de acomodarla:

$$\frac{\partial^2 \eta}{\partial z^2} = (\beta \cdot \rho) \frac{\partial^2 \eta}{\partial t^2} \quad \text{Ec. 17}$$

En la ecuación anterior se observa la ecuación de onda para el fluido y de ahí que:

$$\frac{1}{c^2} = (\beta \cdot \rho) \quad \text{Ec. 18}$$

Para obtener la velocidad del sonido tenemos:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\beta \cdot \rho}} \quad \text{Ec. 19}$$

Energía de la onda

La onda acústica es en realidad un flujo de energía mecánica. A fin de estudiar la energía de la onda, se utiliza un modelo simple en el cual las moléculas materiales están representados por pequeñas masas y las fuerzas intermoleculares por un conjunto de resortes que conectan estas masas, como se representa en la Figura 4.

Cuando la onda pasa a través del medio, desplaza las capas moleculares (como se muestra esquemáticamente en la Figura 4). Y cuando la distancia entre las capas cambia con respecto al estado de equilibrio, las fuerzas intermoleculares tratan de resistir este movimiento y traen la capa desplazada de nuevo a su posición original.

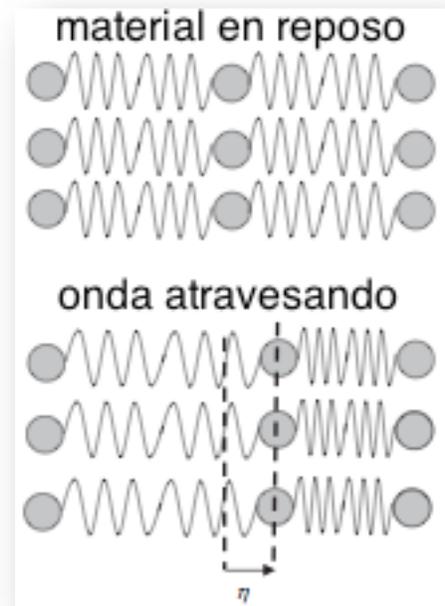


Figura 4. Modelo simple que muestra masas y resortes representando el material en reposo (arriba) y cuando una onda longitudinal lo atraviesa (abajo).

En consecuencia, la energía del material se descompone en dos: energía potencial E_p que se deriva de las fuerzas intermoleculares y la energía cinética E_k resultante de la velocidad de las moléculas V .

La energía cinética está dada por:

$$E_k = \frac{m \cdot V^2}{2} = dx \cdot dy \cdot dz \cdot \rho \cdot \frac{1}{2} \left(\frac{\partial \eta(z,t)}{\partial t} \right)^2 \quad \text{Ec. 20}$$

Donde $\eta(z,t)$ es el desplazamiento inducido por la onda. Por simplicidad asumimos que la función de desplazamiento de la onda es real y armónica, por ejemplo:

$$\eta(z,t) = \eta_0 \cos(\Omega t - Kz) \quad \text{Ec. 21}$$

Donde η_0 es la amplitud de la onda y Ω representa la frecuencia angular y la velocidad de partícula está dada por:

$$\frac{\partial \eta}{\partial t} = -\eta_0 \Omega \text{sen}(\Omega t - Kz) \quad \text{Ec. 22}$$

Y la energía cinética por unidad de volumen está dada por:

$$E'_k = \frac{E_k}{\text{unidad de volumen}} = \frac{E_k}{dx dy dz} = \rho \cdot \frac{1}{2} \eta_0^2 \Omega^2 \text{sen}^2(\Omega t - Kz) \quad \text{Ec. 23}$$

Se entiende a partir de este modelo, que la parte relativa de cada componente de energía (cinética o potencial) varía en función de la ubicación de las partículas (como en un péndulo). Hay dos puntos extremos en el que sólo uno los componentes existe. El primero es cuando las partículas alcanzan su desplazamiento máximo, en este caso su velocidad y la energía cinética será igual a cero. Y el segundo punto es cuando las partículas pasan a través de su posición de equilibrio, en este caso su velocidad será máxima pero su energía potencial será igual a cero.

Con referencia a la $E'_k = \frac{E_k}{\text{unidad de volumen}} = \frac{E_k}{dx dy dz} = \rho \cdot \frac{1}{2} \eta_0^2 \Omega^2 \text{sen}^2(\Omega t - Kz)$ Ec. 23, se puede observar que el segundo caso se produce cuando la relación siguiente se cumple:

$$\text{sen}(\Omega t - Kz) = 1 \quad \text{Ec. 24}$$

Y como en este punto $E' = E'_k$, se puede escribir:

$$E' = E'_k = \frac{\rho \cdot \eta_0^2 \Omega^2}{2} \quad \text{Ec. 25}$$

Esta es la energía de la onda por unidad de volumen cuando la onda atraviesa el material.

Intensidad

Otro parámetro importante asociado con la onda es su intensidad. La intensidad de la onda se define como la cantidad de energía "que fluye" a través de una unidad de superficie por unidad de tiempo [18]. (Las unidades físicas comúnmente utilizadas son watts por centímetro cuadrado.) Por definición, la intensidad viene dada por:

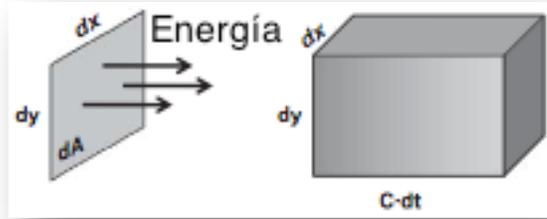


Figura 5. La cantidad de energía "fluyendo" a través de una unidad de área (izq.) por tiempo dt es igual a la energía englobada en el volumen del cubo virtual mostrado a la derecha.

$$I = \frac{E}{dA \cdot dt} \quad \text{Ec.26}$$

La cantidad de energía transportada por la onda por unidad de volumen está dada por la Ec. 25. Esta energía se propaga a la velocidad del sonido c . Así, después de un tiempo dt , viajará una distancia de $c \cdot dt$, que abarca un volumen de $dx dy \cdot c \cdot dt$ (ver Figura 5). La energía encerrada por este cubo virtual viene dada por:

$$E = E' \cdot dv = E' \cdot dx dy \cdot c \cdot dt \quad \text{Ec. 27}$$

El área que la energía atraviesa está dada por $dA = dx dy$. La intensidad I está dada por:

$$I = \frac{E' \cdot dx dy \cdot c \cdot dt}{dx dy \cdot dt} = E' \cdot c \quad \text{Ec. 28}$$

o, después de sustituir la Ec.25:

$$I = \frac{1}{2} \rho \cdot \eta_0^2 \cdot \Omega^2 \cdot c \quad \text{Ec. 29}$$

La intensidad es una medida importante utilizada para evaluar la cantidad de energía que llega a los tejidos. Por ejemplo, si la anchura del haz ultrasónico en la posición x es $A(x)$ y la intensidad es $I(x,t)$, la energía que ha entrado en un elemento del tejido expuesto después de un tiempo Δt viene dada por:

$$E = A(x) \cdot \int_0^{\Delta t} I(x,t) dt \quad \text{Ec. 30}$$

La combinación de tiempo de exposición y la intensidad es un factor de seguridad importante que debe tenerse en cuenta cuando se diseña un instrumento ultrasónico. También es un factor importante en el diseño de un dispositivo terapéutico.

Impedancia acústica

Durante la propagación de una onda acústica en un fluido, las partículas del medio están sujetas a desplazamientos alrededor de sus posiciones de reposo. La velocidad de esos desplazamientos se llama velocidad de partícula y se denota con la letra U . Por lo tanto, la velocidad de partícula es la velocidad del movimiento de la partícula debida a la onda acústica. Para ondas planas en un medio sin pérdidas (no-atenuante), la presión acústica P y la velocidad de partícula U están relacionadas una a otra de la siguiente manera:

$$P = \rho c U = Z U \quad \text{y} \quad Z = \rho \cdot c \quad \text{Ec. 31}$$

Donde ρ es la densidad de masa del medio en reposo, y $Z = \rho c$ se conoce como impedancia acústica específica.

Presión de la radiación ultrasónica

Otro parámetro importante asociado con la propagación de las ondas acústicas es la "presión de la radiación" [19]. Consideremos el experimento representado esquemáticamente en la fig. En este experimento una balanza se coloca dentro de un recipiente que contiene un fluido. Una placa de metal que sirve como un reflector está colocada en uno de sus lados. Por debajo de esta placa (y sin tocarlo) un transductor ultrasónico está colocado. Al comienzo del experimento el transductor está apagado.

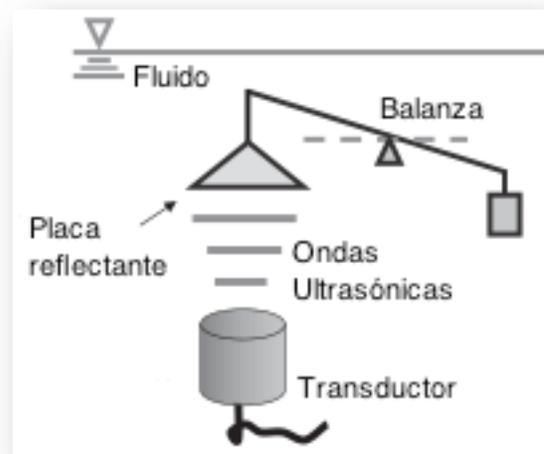


Figura 6. Las ondas ultrasónicas transmitidas hacia una placa reflectante causan que ésta se mueva en el sentido de propagación de la onda.

Una pequeña masa se coloca en el otro lado de manera que se logre un estado de equilibrio (marcado por la línea discontinua).

El transductor ultrasónico es entonces activado y transmite ondas ultrasónicas hacia la placa reflectante. Aunque la onda transmitida puede ser puramente senoidal (es decir, con una amplitud media promedio igual a cero), la observación experimental es que la placa se mueve hacia arriba, es decir, a lo largo de la dirección de propagación de las ondas. Esto implica que una presión positiva media se aplica sobre la placa como un resultado de las ondas ultrasónicas que inciden. Es necesario tratar de entender de dónde proviene esta presión, y cuál es su magnitud.

Cuando el volumen de un elemento del fluido cambia como resultado de una onda acústica que lo atraviesa, su densidad ρ cambia por la siguiente relación:

$$\frac{\Delta P}{\rho} = -\frac{\Delta V}{V} \quad \text{Ec. 32}$$

El signo negativo en el lado derecho indica que la densidad se incrementa mientras que el volumen decrece. Sustituyendo la Ec. 1 que es, $\beta = -\frac{1}{V} \left(\frac{\Delta V}{\Delta P} \right)_T$ en la $\frac{\Delta P}{\rho} = -\frac{\Delta V}{V}$ Ec. 32 se tiene:

$$\beta = \frac{\Delta P}{\rho} \cdot \frac{1}{\Delta P} \quad \text{Ec. 33}$$

Recordando la Ec. 12 que es, $\Delta P = -\frac{1}{\beta} \left(\frac{\partial \eta}{\partial z} \right)$ se asume de nueva cuenta que la onda es real y armónica y que se describe por la Ec. 21, $\eta(z, t) = \eta_0 \cos(\Omega t - Kz)$ al obtener su derivada espacial se tiene que:

$$\frac{\partial \eta}{\partial z} = K \cdot \eta_0 \cdot \text{sen}(\Omega t - Kz) \quad \text{Ec. 34}$$

Y al obtener su derivada temporal :

$$\frac{\partial \eta}{\partial t} = -\Omega \cdot \eta_0 \cdot \text{sen}(\Omega t - Kz) \quad \text{Ec. 35}$$

Al sustituir las dos ecuaciones anteriores en la Ec. 12 se tiene que:

$$\Delta P = -\frac{1}{\beta} \left(\frac{\partial \eta}{\partial z} \right) = -\frac{K \cdot \eta_0}{\beta} \cdot \text{sen}(\Omega t - Kz) \quad \text{Ec. 36}$$

Multiplicando y dividiendo entre Ω :

$$\Delta P = - \left[\frac{K}{\Omega} \right] \cdot \frac{1}{\beta} \cdot \eta_0 \cdot \Omega \cdot \text{sen}(\Omega t - Kz) \quad \text{Ec. 37}$$

Al estudiar el término entre corchetes cuadrados, se puede escribir:

$$\frac{K}{\Omega} = \frac{2\pi}{\lambda} \cdot \frac{1}{2\pi f} = \frac{1}{\lambda \cdot f} = \frac{1}{c} \quad \text{Ec. 38}$$

y

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho\beta}} \Rightarrow \beta = \frac{1}{\rho c^2} \quad \text{Ec. 39}$$

También se puede notar que la siguiente relación es por definición la velocidad de partícula:

$$-\eta_0 \cdot \Omega \cdot \text{sen}(\Omega t - Kz) = \frac{\partial \eta}{\partial t} \equiv U \quad (\text{velocidad de partícula}) \quad \text{Ec. 40}$$

Al sustituir las ecuaciones anteriores en la Ec. 36 se tiene que:

$$\Delta P = \frac{1}{c} \cdot \rho c^2 \cdot \frac{\partial \eta}{\partial t} = \rho \cdot c \cdot U \quad \text{Ec. 41}$$

Esta es una primera aproximación de la presión acústica producida por la onda. En la Ec. 32, la relación entre ΔP y ρ está dada. Reacomodando la ecuación, se obtiene:

$$\Delta P \cdot \beta = \frac{\Delta \rho}{\rho} \quad \text{Ec. 42}$$

Y el cambio en la densidad está dado por:

$$\Rightarrow \Delta \rho = \rho_0 \cdot \Delta P \cdot \beta \quad \text{Ec. 43}$$

Donde ρ_0 es la densidad en reposo (antes de que la onda lo atraviese). Expresando la densidad instantánea como $\rho = \rho_0 + \Delta \rho$, utilizando la Ec. 42 se logra una aproximación más exacta:

$$\rho = \rho_0 + \Delta \rho = \rho_0 + \rho_0 \cdot \Delta P \cdot \beta \quad \text{Ec. 44}$$

o igualmente,

$$\rho = \rho_0 \cdot (1 + \Delta P \cdot \beta) \quad \text{Ec. 45}$$

Sustituyendo la Ec. 40 en esta ecuación:

$$\Delta P = \rho \cdot c \cdot U = \rho_0 \cdot (1 + \Delta P \cdot \beta) \cdot c \cdot U \quad \text{Ec. 46}$$

De esta ecuación se asume que el cambio en la densidad es tan pequeño que se hace la aproximación $\rho \approx \rho_0$, la siguiente aproximación para el cambio en la presión se obtiene:

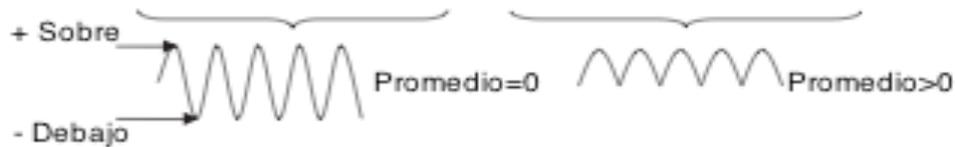
$$\Delta P = \rho \cdot c \cdot U = \rho_0 \cdot c \cdot U \quad \text{Ec. 47}$$

Entonces,

$$\Delta P = \rho \cdot c \cdot U = \rho_0 \cdot (1 + \rho_0 \cdot c \cdot U \cdot \beta) \cdot c \cdot U \quad \text{Ec. 48}$$

Al sustituir el valor de U de la Ec. 39 en la ecuación anterior se tiene:

$$\begin{aligned} \Delta P &= \rho \cdot c \cdot U = \rho_0 \cdot (1 + \rho_0 \cdot c \cdot U \cdot \beta) \cdot c \cdot U = \rho_0 \cdot c \cdot U + \rho_0^2 \cdot c^2 \cdot U^2 \cdot \beta \\ &= \rho_0 \cdot c \cdot [-\eta_0 \cdot \Omega \cdot \text{sen}(\Omega t - Kz)] + \rho_0^2 \cdot c^2 \cdot \beta \cdot \Omega^2 \cdot \eta_0^2 \cdot \text{sen}^2(\Omega t - Kz) \\ &= -\rho_0 \cdot c \cdot \Omega \cdot \eta_0 \cdot \text{sen}(\Omega t - Kz) + \rho_0^2 \cdot c^2 \cdot \beta \cdot \Omega^2 \cdot \eta_0^2 \cdot \text{sen}^2(\Omega t - Kz) \quad \text{Ec. 49} \end{aligned}$$



Como se observa, el lado derecho de esta ecuación se compone de dos términos. El primer término corresponde a una senoidal y el cambio de la presión en promedio aportado por este término es por lo tanto, igual a cero. Sin embargo, el segundo término, que se deriva de los cambios en la densidad (el término no lineal), es siempre positivo. Por lo tanto, el cambio promedio en la presión por este término es mayor que cero. Esto implica que una "constante" presión media positiva es inducida por la onda a lo largo de su dirección de propagación. Con el fin de encontrar el valor de esta presión media, tenemos que integrar ΔP en un periodo y dividir entre su duración,

$$\Gamma = \frac{1}{T} \int_0^T \Delta P dt \quad \text{Ec. 50}$$

Sustituyendo la Ec. 48 en la integral,

$$\begin{aligned} \Gamma &= \frac{1}{T} \int_0^T [\rho_0^2 \cdot c^2 \cdot \beta \cdot \Omega^2 \cdot \eta_0^2 \cdot \text{sen}^2(\Omega t - Kz)] dt \\ &= \rho_0^2 \cdot c^2 \cdot \beta \cdot \Omega^2 \cdot \eta_0^2 \cdot \frac{1}{T} \int_0^T [\text{sen}^2(\Omega t - Kz)] dt \\ &= \frac{1}{2} \cdot \rho_0^2 \cdot c^2 \cdot \beta \cdot \Omega^2 \cdot \eta_0^2 |_{z=0} \quad \text{Ec. 51} \end{aligned}$$

Sustituyendo para $c = \frac{1}{\sqrt{\beta\rho}} \approx \frac{1}{\sqrt{\beta\rho_0}}$ (ver la Ec. 19), se obtiene:

$$\Gamma = \frac{1}{2} \cdot \rho_0^2 \cdot c^2 \cdot \beta \cdot \Omega^2 \cdot \eta_0^2 = \frac{1}{2} \cdot \rho_0 \cdot \Omega^2 \cdot \eta_0^2 \quad \text{Ec. 52}$$

Recordando la relación dada en la Ec. 29 que es $I = \frac{1}{2} \rho \cdot \eta_0^2 \cdot \Omega^2 \cdot c$, se obtiene la siguiente expresión para la presión promedio:

$$\Gamma = \frac{I}{c} \quad \text{Ec. 53}$$

Esta es la presión irradiada cuando no ocurre la reflexión alguna. Cuando se encuentra una superficie reflectante, esta presión irradiada inducirá una fuerza, esta fuerza es útil para “empujar” tejidos de manera no invasiva. Al enfocar los rayos acústicos, la intensidad y fuerza radiada, llegan a ser suficientes como para inducir una tensión local en el tejido.[1]

Reflexión y transmisión en una frontera líquido-sólido

Cuando las ondas ultrasónicas encuentran una frontera líquido-sólido, suelen presentarse varias posibilidades de acuerdo con la dirección de propagación, la velocidad del sonido, y el ángulo de incidencia. Esto se deriva del hecho de que tres ondas podrían aparecer a partir de tal encuentro

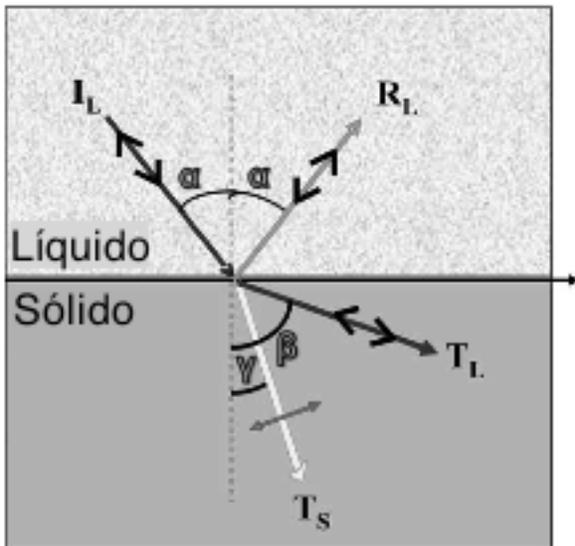


Figura 7. Una onda longitudinal I_L se propaga en el fluido y encuentra un plano sólido. Una onda longitudinal será reflejada R_L y dos ondas se espera que sean transmitidas en el medio sólido: una onda longitudinal T_L y una transversal T_S .

y que cada onda tiene su propio ángulo crítico. Se supondrá a continuación que las ondas son planas y que solamente existen ondas longitudinales dentro del medio líquido y que la frontera es plana también.

Donde:

I_L es la amplitud de la onda longitudinal incidente,
 C_{L1} es la velocidad de la onda longitudinal incidente,
 α es el ángulo de incidencia de la onda longitudinal incidente,
 R_L es la amplitud de la onda longitudinal reflejada,
 T_L es la amplitud de la onda longitudinal transmitida,
 C_{L2} es la velocidad de la onda longitudinal transmitida,
 T_S es la amplitud de la onda transversal transmitida,
 C_{S2} es la velocidad de la onda transversal transmitida,
 β es el ángulo de la onda longitudinal transmitida,
 γ es el ángulo de la onda transversal transmitida,
 ρ_1 es la densidad del fluido,
 ρ_2 es la densidad del sólido.

De un fluido a un sólido

Consideremos la Figura 7 donde una onda longitudinal se propaga en el fluido y se encuentra con un sólido plano, como resultado una onda longitudinal se refleja de vuelta al fluido y se esperan dos ondas transmitidas hacia el sólido: una longitudinal y una transversal.

La solución para este caso esta dada por Mayer [20]:

$$\begin{aligned}\left(\frac{R_L}{I_L}\right)^2 &= \left[\frac{1-G(1-2A)}{1+G(1-2A)}\right]^2 \\ \left(\frac{T_L}{I_L}\right)^2 &= \frac{4BG}{[1+G(1-2A)]^2} \\ \left(\frac{T_S}{I_L}\right)^2 &= \frac{4\left(\frac{\rho_2}{\rho_1}\right) \cdot D}{[1+G(1-2A)]^2} \quad \text{Ecs. 54}\end{aligned}$$

Donde las constantes se definen como:

$$\begin{aligned}A &= \text{sen}(\gamma) \cdot \text{sen}(2\gamma) \cdot \left[\cos(\gamma) - \frac{c_{s2}}{c_{L2}} \cos(\beta)\right] \\ B &= \cos(2\gamma)^2 \\ G &= \frac{\rho_2 \cdot c_{L2} \cdot \cos \alpha}{\rho_1 \cdot c_{L1} \cdot \cos \beta} \\ D &= \left(\frac{c_{s2}}{c_{L1}}\right)^2 \cdot \text{sen}(2\alpha) \cdot \text{sen}(2\gamma) \quad \text{Ecs. 55}\end{aligned}$$

Es importante notar que hay un correspondiente ángulo crítico para cada una de las ondas en el sólido, en éste ángulo es posible que ocurra una reflexión total. Más allá del primer ángulo crítico tiende a aparecer una componente imaginaria por ejemplo en la Figura 8 el coeficiente de reflexión se grafica como función del ángulo de incidencia, para la interfaz agua-aluminio[21]. Para mayor claridad se muestran las componentes real, imaginaria y absoluta por separado.

Se observa en la figura a continuación que hay reflexión total en el primer ángulo crítico α_1 correspondiente a la onda longitudinal en el sólido, después hay otra reflexión total en el segundo ángulo crítico α_2 que corresponde a la onda transversal en el sólido, después de este ángulo la componente real decae hasta llegar a cero en el tercer ángulo crítico α_3 que corresponde con la aparición de ondas superficiales en el sólido, a continuación crece nuevamente para tener reflexión total. Los resultados experimentales muestran que el patrón medido con transductores ultrasónicos convencionales corresponden a la componente real del índice de reflexión.

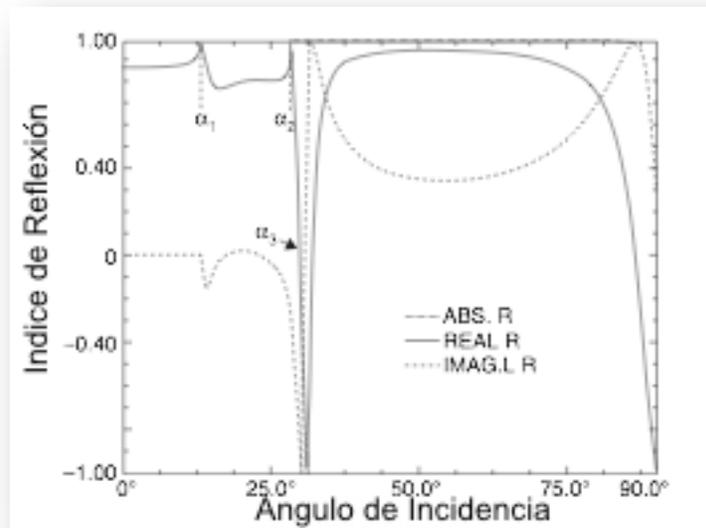
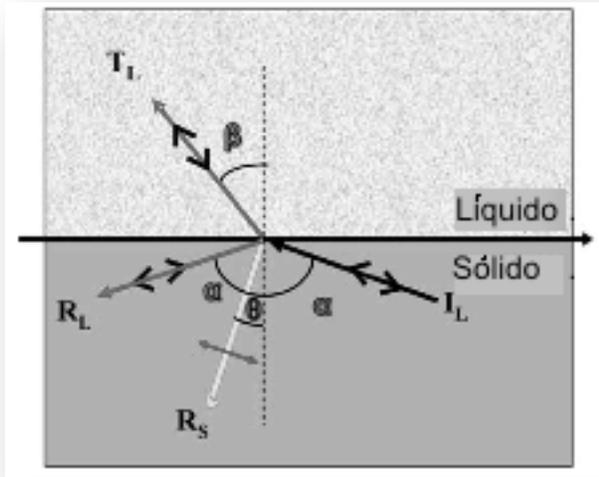


Figura 8. El Índice de reflexión teórico (valores reales, imaginarios y absolutos) para una interfaz agua-aluminio. Los ángulos α_1 , α_2 y α_3 corresponden al primero, segundo y tercer ángulo crítico respectivamente. Mediciones experimentales confirman el patrón de la componente real.

Reflexión y transmisión en una frontera sólido-líquido

Una onda longitudinal que se propaga en el medio sólido se encuentra con un plano sólido(F). Como resultado dado que no se ha alcanzado ningún ángulo crítico, se refleja una onda longitudinal de vuelta al medio sólido junto con una onda transversal que aparece en el punto de transición. Además una onda longitudinal se transmite al medio fluido.



Donde:

I_L es la amplitud de la onda longitudinal incidente,
 C_{L1} es la velocidad de la onda longitudinal incidente,
 α es el ángulo de incidencia de la onda longitudinal incidente,
 R_L es la amplitud de onda longitudinal reflejada,
 R_S es la amplitud de la onda transversal reflejada,
 θ es el ángulo de la onda transversal reflejada,
 c_{s1} es la velocidad de la onda transversal transmitida,
 T_L es la amplitud de la onda longitudinal transmitida,
 C_{L2} es la velocidad de la onda longitudinal transmitida,
 β es el ángulo de la onda longitudinal transmitida,
 ρ_1 es la densidad del medio sólido,
 ρ_2 es la densidad del fluido.

Figura 9. La onda longitudinal I_L se propaga en el medio sólido y se encuentra con un fluido, se espera que se reflejen dos ondas : una longitudinal R_L y otra transversal R_S , pero solo una onda longitudinal T_L es transmitida al líquido.

La solución a este caso también se deriva de Mayer [20] y está dada por:

$$\left(\frac{R_L}{I_L}\right)^2 = \left[\frac{E - F - G}{E + F + G}\right]^2$$

$$\left(\frac{R_S}{I_L}\right)^2 = \frac{4EF}{[E + F + G]^2}$$

$$\left(\frac{T_L}{I_L}\right)^2 = \frac{4GE}{[E + F + G]^2} \quad \text{Ecs. 56}$$

Donde se utilizan las siguientes constantes:

$$G = \frac{\rho_2 \cdot c_{L2} \cdot \cos \alpha}{\rho_1 \cdot c_{L1} \cdot \cos \beta}$$

$$E = (\cos 2\theta)^2$$

$$F = \left(\frac{c_{s1}}{c_{L1}}\right)^2 \cdot \text{sen}2\alpha \cdot \text{sen}2\theta \quad \text{Ecs. 57}$$

Éstas ecuaciones se utilizan en un método no invasivo para estimar la densidad ósea [21]. El sistema está comprendido por dos transductores que se mueven a lo largo de una trayectoria circular, uno de los cuales se utiliza como emisor y otro como receptor. En el punto medio entre los transductores se posicionaron distintos huesos bovinos y humanos y como resultado se obtuvieron las amplitudes de las ondas reflejadas en función del ángulo de incidencia como se puede observar en la siguiente figura. Con el valor del ángulo y la ley de Snell se logra obtener la velocidad del sonido para la onda longitudinal.

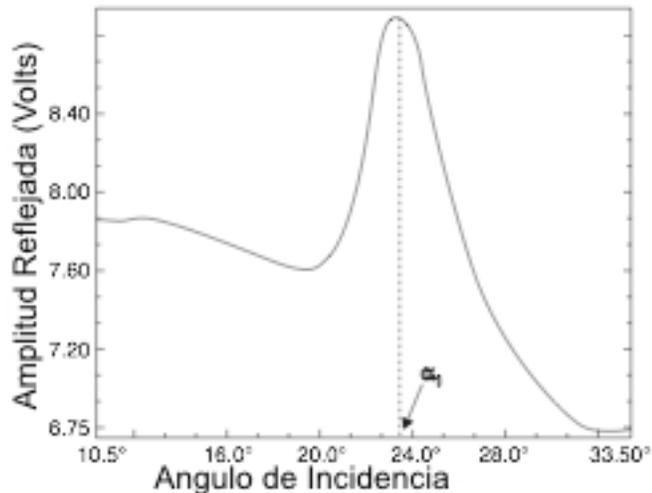


Figura 10. Ejemplo de una adquisición de una tibia de bovino[21]. La amplitud de una onda de 5MHz reflejada se muestra en función del ángulo de incidencia. El primer ángulo crítico se muestra en la figura.

Velocidad de propagación del sonido

Para medir la velocidad del ultrasonido hay diferentes métodos que permiten calcularla pero para este trabajo se utilizó el método del tiempo de vuelo[23]. Éste método asume que la velocidad c es independiente de la frecuencia, que la respuesta del sistema y la propagación son lineales. Para calcular la velocidad de propagación se hacen dos mediciones del tiempo que tarda la señal emitida por el transductor en llegar al hidrófono como se muestra en la Figura 11. La velocidad se obtiene a partir de la diferencia en los tiempos de vuelo (**Time Of Flight**, por sus siglas en inglés) entre la señal transmitida a través del material de referencia solamente y la señal que se transmite a través del material de referencia y la muestra.

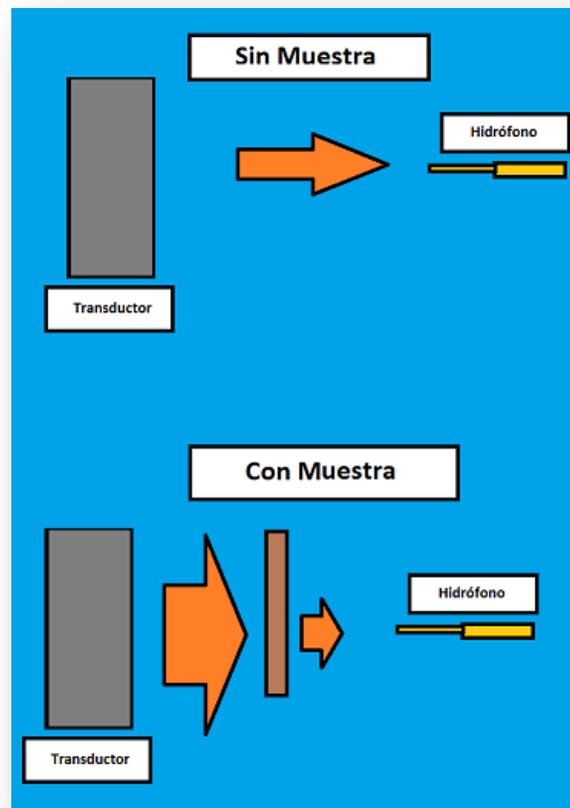


Figura 11. Esquema demostrativo del método de medición del Tiempo de Vuelo (TDV) para calcular la velocidad de propagación del sonido. Arriba se propaga la señal solamente a través del material de referencia. Abajo se interpone la muestra de la cual se quiere conocer la velocidad del sonido.

Sea L la distancia entre el transmisor y el receptor, y l el ancho de la muestra en la dirección de propagación, se tienen las siguientes relaciones para el tiempo de vuelo:

Cuando solo atraviesa el material de referencia

$$TDV_{\text{en mat de referencia}} = \frac{L}{c_{\text{mat de referencia}}} \quad \text{Ec. 58}$$

Cuando atraviesa el material de referencia y la muestra

$$TDV = \frac{L-l}{c_{\text{mat de referencia}}} + \frac{l}{c_{\text{muestra}}} \quad \text{Ec. 59}$$

Diferencia entre señales

$$\Delta TDV = \frac{l}{c_{\text{muestra}}} - \frac{l}{c_{\text{mat de referencia}}}$$

$$c_{\text{muestra}} = \frac{1}{\frac{1}{c_{\text{mat de referencia}}} + \frac{\Delta TDV}{l}} \quad \text{Ec. 60}$$

Varios criterios se utilizan para estimar el tiempo de vuelo, por ejemplo el primer punto de llegada de la señal, el primer cruce por cero, o un umbral fijo en la parte creciente de la señal eléctrica recibida como se muestran en la Figura 12.

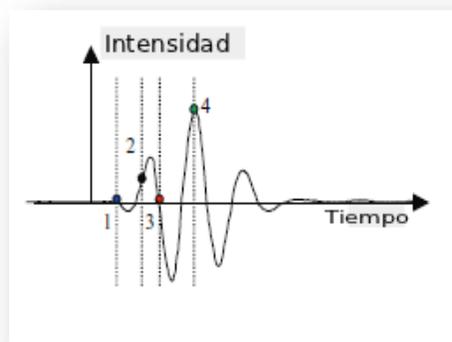


Figura 12. Diferentes criterios utilizados para medir el tiempo de vuelo: (1) primer desviación aparente del cero, (2) umbral fijo, (3) primer cruce por cero, (4) punto máximo.

Los primeros dispositivos clínicos para hacer mediciones de la densidad ósea a partir de la velocidad del sonido utilizaban como medio de referencia el agua para hacer las mediciones de velocidad del sonido y densidad ósea, se utiliza agua porque a frecuencias menores a 1MHz la atenuación del ultrasonido es despreciable[23]. Dependiendo del dispositivo, el agua en la que había que meter la extremidad, por ejemplo el tobillo, estaba a temperatura ambiente o contaba con un control de temperatura. Debido a que la temperatura afecta al ultrasonido, se recomienda controlarla para reducir los errores de precisión. Cuando el control de temperatura no es posible, se recomienda implementar por software algún tipo de compensación. En este trabajo se utilizaron muestras sintéticas sumergidas en agua para conocer la velocidad del sonido y la atenuación del ultrasonido en cada una de ellas, se realizaron los experimentos de esta manera porque la siguiente etapa del proyecto en general es hacer las mismas mediciones con muestras de hueso. Los detalles referentes al montaje y procedimiento se encuentran en el capítulo dos de esta tesis.

Atenuación

Existen dos mecanismos principales que contribuyen a la atenuación del ultrasonido: la absorción y dispersión. Diversos mecanismos son responsables de los fenómenos de absorción (efectos térmicos de conductancia, efectos químicos, los efectos viscosos, no linealidad ...). Hasta el momento, los fenómenos responsables de la absorción de ultrasonido en los tejidos biológicos no han sido completamente entendidos. En los líquidos, las fuerzas entre las partículas vecinas que se desplazan con velocidades diferentes son las principales fuentes de absorción de la onda acústica. Por ejemplo, las pérdidas por viscosidad pueden explicar la absorción de ondas acústicas en el agua, donde la atenuación varía con el cuadrado de la frecuencia[23]. Sin embargo, este modelo de viscosidad (la dependencia cuadrática del coeficiente de atenuación en comparación con la frecuencia) no explica las mediciones experimentales de la absorción en tejidos biológicos blandos y tampoco en hueso para el rango de frecuencias utilizado en diagnóstico.

A partir de observaciones experimentales se sabe que la amplitud de una onda acústica plana que se propaga en un medio homogéneo disminuye con la distancia que la onda recorre como se muestra en la Figura 13. Este fenómeno se deriva de la absorción de energía debida al medio a través del cual la onda se desplaza. En consecuencia, la energía transportada por la onda decrece y lo hace también su amplitud.

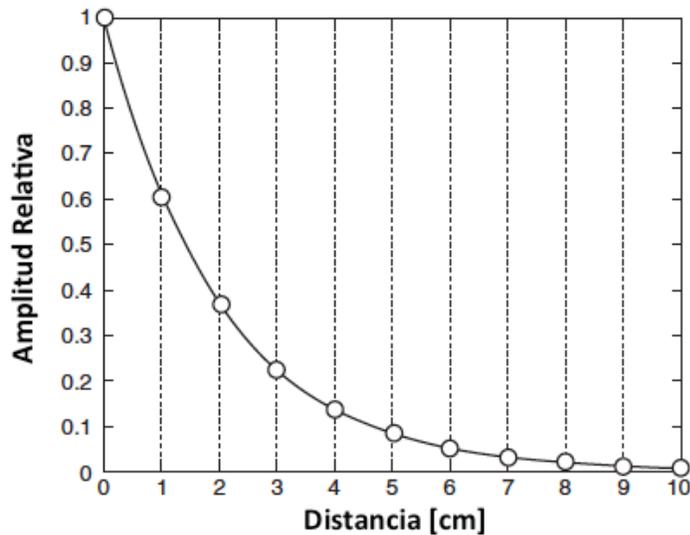


Figura 13. Atenuación de la amplitud de una onda plana en función de la distancia que se propaga en un medio homogéneo.

Esta reducción de la amplitud en función de la distancia es exponencial en la naturaleza y si la dependencia de la frecuencia se desprecia entonces se puede aproximar por:

$$P(x) = P_0 e^{-\alpha x} \quad \text{Ec. 61}$$

Donde P_0 es la presión en un punto de referencia (por ejemplo en la superficie del transductor ultrasónico) y $P(x)$ es la presión a la distancia x del punto de referencia. La cantidad α (expresada en cm^{-1}) es el coeficiente de atenuación de la presión dependiente de la frecuencia.

En el ultrasonido biomédico, las unidades comúnmente utilizadas para α y su curva cuando se grafica contra frecuencia son $\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1}$ y $\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$, respectivamente. La conversión de unidades de cm^{-1} a $\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1}$ se escribe[23]:

$$\alpha[\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1}] = \frac{1}{z} \cdot 10 \ln \frac{I_0}{I} = 8.686 \alpha[\text{cm}^{-1}] \quad \text{Ec. 62}$$

La constante α es característica del medio en el que se propaga la onda (ver Tabla 1). En muchas aplicaciones es más importante la intensidad de la onda y no su amplitud. Así, recordando la relación $I = \frac{P^2}{2x}$, que implica que la intensidad es proporcional al cuadrado de la presión, se puede utilizar la siguiente relación:

$$I(x) = I_0 e^{-2\alpha x} = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{Ec. 63}$$

Donde I_0 es la intensidad de la onda en un punto de referencia e $I(x)$ es la intensidad de onda a la distancia x del punto de referencia. La constante μ es simplemente $\mu = \alpha x$. Alternativamente se puede aplicar esta relación de la siguiente forma:

$$\frac{I(x)}{I_0} = e^{-\mu x} \quad \text{Ec. 64}$$

Es conveniente expresar esta relación en decibeles,

$$10 \log_{10} \frac{I_2}{I_1} [\text{dB}] \quad \text{Ec. 65}$$

Donde I_1 e I_2 son dos valores medidos en dos puntos definidos. Recordando de nueva cuenta la relación entre presión e intensidad ($I = \frac{P^2}{2x}$), es posible evaluar la atenuación de la energía de la onda utilizando la relación $10 \log_{10} \left(\frac{P_2}{P_1}\right)^2 [\text{dB}] = 20 \log_{10} \left(\frac{P_2}{P_1}\right) [\text{dB}]$.

De cualquier forma, si se requiere medir la atenuación de la amplitud de la onda, debe utilizarse la relación [25]:

$$\alpha = -\frac{20}{x} \log_{10} \left(\frac{P_2}{P_1}\right) [\text{dB/cm}] \quad \text{Ec. 66}$$

Es importante evitar la confusión de las relaciones anteriores además de señalar que para una atenuación del 50% en la amplitud de la onda el valor correspondiente en decibeles es de -6 dB, mientras que para una atenuación del 50% de la intensidad en decibeles corresponde a -3dB.

En ocasiones se utiliza el logaritmo natural en las relaciones anteriores y en esos casos se reemplazan los decibeles por "neper", donde:

$$\ln \frac{I_2}{I_1} [\text{dB/cm}] \quad \text{Ec. 67}$$

y $1[\text{dB}] = 8.686[\text{neper}] \quad \text{Ec. 68}$

| Material o Tejido | α (dB cm ⁻¹) @f MHz | $\alpha = a \cdot f^b$ | |
|-------------------|--|---|------|
| | | a $\left[\frac{\text{dB}}{\text{cmMHz}} \right]$ | b |
| Agua | - | 0.002 | 2 |
| Sangre | - | 0.15 | 1.21 |
| Grasa | - | 0.6 | 1 |
| Riñón | - | 1 | 1 |
| Cerebro | - | 0.8 | 1.35 |
| Corazón | 2@1MHz | - | - |
| Piel | 9.2@5MHz | - | - |
| Ojo(humor vítreo) | 0.6@6MHz | - | - |
| Diente (dentina) | 80@18MHz | - | - |

Tabla 1. Valores de atenuación típica obtenidos de [1].

Elección de las muestras para la fase experimental

Aunque el objetivo principal de este trabajo es la validación experimental de un método de cálculo de la propagación de ondas ultrasónicas, para aprovechar los datos que serían recabados al realizar las mediciones experimentales se decidió que las muestras a utilizar fueran de materiales plásticos con los cuales en un futuro sea posible fabricar un fantasma (palabra utilizada en el ámbito biomédico para una muestra de material inorgánico que simula alguna o algunas propiedades físicas de tejido biológico) y que sean accesibles tanto por su costo como por su disponibilidad.

Teniendo en cuenta los valores reportados para velocidad del sonido y densidad de los tejidos biológicos (ver Tabla 2) que se encuentran alrededor de las costillas de un ser humano, que son: piel, $c_{\text{piel}} = 1600$ m/s, grasa, $c_{\text{grasa}} = 1450$ m/s, músculo, $c_{\text{músculo}} = 1550-1630$ m/s, hueso compacto, $c_{\text{hueso compacto}} = 3000-4000$ m/s, hueso esponjoso, $c_{\text{hueso esponjoso}} = 1450-1800$ m/s. Se eligieron tres materiales plásticos que pudieran conseguirse laminados en grosores de 1/8", 1/4" y 3/8" de pulgada que son grosores estándar; esto porque el grosor promedio de un hueso de la cavidad torácica de un ser humano es de 1 cm [23] y estos grosores permiten realizar combinaciones con 1, 2 ó 3 plásticos sobrepuestos para lograr un grosor de 1 cm. El rango de velocidad del sonido con el que debían cumplir es de 1450 – 3000 m/s cuyo valor mínimo corresponde al mínimo reportado para hueso esponjoso y el máximo al valor mínimo para hueso compacto. Finalmente la densidad debía ser muy cercana a la densidad de los tejidos anteriormente citados que es de 1 g/cm³.

| Tejido o Material | Velocidad de Propagación[m/s] | Densidad [g/cm ³] |
|-------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| Agua (20°C) | 1480 | 1 |
| Piel | 1730 | 1.15 |
| Músculo | 1590 | 1.065 |
| Grasa | 1450 | 0.95 |
| Hueso Esponjoso | 1450-1800 | 1.2 |
| Hueso Compacto | 3000-4000 | 1.9 |

Tabla 2. Valores típicos para velocidad del sonido y densidad de tejidos biológicos obtenidos de [1].

| Material | Velocidad de Propagación[m/s] | Densidad [g/cm ³] | atenuación [dB/cm]@5MHz |
|---------------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------|
| Acrílico | 2750 | 1.19 | 6.4 |
| Polietileno Alta Densidad | 2430 | 0.96 | 2.40* |
| Policarbonato | 2270 | 1.18 | 24.9 |

Tabla 3. Valores de velocidad de propagación, densidad y atenuación obtenidos de [24]. *Corresponde al Polietileno de Baja Densidad.

Los materiales para las muestras experimentales elegidos que cumplieron con los criterios anteriormente expuestos son los de la Tabla 3. Al momento de comenzar este proyecto no se encontraron valores de velocidad del sonido, densidad y atenuación reportados para huesos de las costillas y como además aún no existe un método estandarizado para estas mediciones en tejido biológico; se decidió que en la siguiente etapa, posterior a este trabajo de tesis, se realizarán las mediciones correspondientes con muestras de hueso. Con esos datos ya se tendría mejor conocimiento de la estructura de ese tipo de hueso y con esto comenzar a trabajar en el diseño del fantasma.

Conclusiones del Capítulo

El ultrasonido focalizado de alta intensidad es una alternativa para eliminar tumores sin necesidad de abrir al paciente y presenta muchas ventajas en comparación con los métodos tradicionales. Para poder asegurar la fase de los diferentes rayos del haz es necesario colocar el eje acústico de forma que sea perpendicular al plano de incidencia. La intensidad de la presión acústica en un medio depende de su densidad y de la velocidad a la que se propaga el sonido en el mismo. Conociendo la intensidad de la presión acústica y la densidad del medio, se obtiene la velocidad del sonido y el coeficiente de atenuación del material a partir de la intensidad o la amplitud de la onda recibida al atravesar el medio de referencia sin muestra y con muestra. En este trabajo se reporta la medición de la intensidad de la presión acústica con la técnica de transmisión transversal a través de las 3 muestras de plásticos que son: acrílico, policarbonato y polietileno de alta densidad. Estos materiales fueron elegidos debido a que la densidad y velocidad del sonido están dentro del rango de valores de los tejidos biológicos que se encuentran a la altura de la cavidad torácica del cuerpo humano; influyó también su disponibilidad, bajo costo y que se distribuyen en láminas de distintos grosores que facilitan su uso para el montaje experimental.

Capítulo 2 Mediciones Experimentales

Este capítulo describe la técnica de transmisión transversal del ultrasonido focalizado para realizar las mediciones del tiempo de vuelo en los materiales de prueba. Desde el sistema automatizado y sus componentes principales, detalles de las dimensiones de cada muestra y preparativos previos a la realización de cada medición; como son la alineación del transductor con el plano que forma la muestra, la alineación del hidrófono con el eje focal del transductor y también la alineación de la muestra con el modo eco de transmisión. Se presenta una descripción detallada del arreglo experimental y el procedimiento para realizar la adquisición de datos. Considerando la teoría presentada en el capítulo anterior se presentan al final de este los resultados de los valores experimentales obtenidos.

Arreglo experimental

Para hacer la validación experimental se adquirieron las señales del hidrófono en las posiciones y por un lapso de tiempo definido para obtener los datos necesarios utilizando muestras de los 3 diferentes materiales con 3 grosores distintos para cada material, con los que se calculan los valores correspondientes a la velocidad de propagación del sonido y atenuación. Los elementos del montaje experimental se describen a continuación:

Transductor ultrasónico

El transductor ultrasónico (FUS Instruments, Toronto, Canadá), es un dispositivo que convierte energía eléctrica en ondas de ultrasonido y viceversa, tiene como principio de funcionamiento el efecto piezoeléctrico (una diferencia de voltaje se produce al ejercer presión en el material) y el efecto piezoeléctrico inverso (cambios en la corriente que circula por el material producen deformaciones en el mismo). Este dispositivo está elaborado con un material de plomo y zirconato de titanio (mejor conocido como PZT), la principal ventaja de este material es la capacidad de vibrar a altas frecuencias sin afectar su estructura. La geometría del transductor tiene una superficie esférica de 5 cm de radio, con un diámetro axial de 3 cm con una distancia focal de 5 cm. El transductor tiene una frecuencia central de operación de 1 MHz y se utilizó de dos maneras: primero en la alineación transductor-muestra como emisor y receptor y después como emisor de las señales para las adquisiciones de intensidad de presión acústica a través de las muestras de prueba.



Figura 14. Transductor ultrasónico utilizado en el montaje experimental.

Hidrófono

Para la medición de las presiones acústicas puntuales, un hidrófono SN1422 (Precision Acoustics, Dorset, Reino Unido) fue usado; su diámetro efectivo de recepción es de 0.20 mm y tiene una sensibilidad de 1822.1 mV/MPa cuya frecuencia central es 1MHz y permite realizar mediciones de presión acústica en el rango de 50 kPa hasta 20 MPa R.M.S. Este hidrófono funciona bajo el mismo efecto piezoeléctrico que transforma un estímulo (diferencias de presión) que recibe la membrana de polifloruro de vinilideno (PVDF) que se encuentra dentro del dispositivo en un impulso eléctrico.

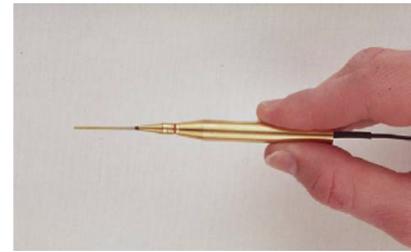


Figura 16. Fotografía del hidrófono con el preamplificador de señal.

El hidrófono está diseñado y calibrado para trabajar sumergido en agua. Dado que estas señales son pequeñas primero pasan a un preamplificador (HP1, Precision Acoustics, Dorset, Reino Unido) que permite agregar extensiones de cable coaxial y mantener una ganancia de voltaje de 8dB y acoplar la impedancia la salida de éste se conecta a un acoplador de DC (DC coupler, Precision Acoustics, Dorset, Reino Unido). Luego la señal pasa a un amplificador (HA2 Booster, Precision Acoustics, Dorset, Reino Unido) de tipo no-inversor que tiene ganancia mínima de 25dB y máxima de 29 dB a su salida se conecta al osciloscopio donde finalmente se captura la señal. En la Figura 15 se muestra el sistema de amplificación completo del hidrófono.

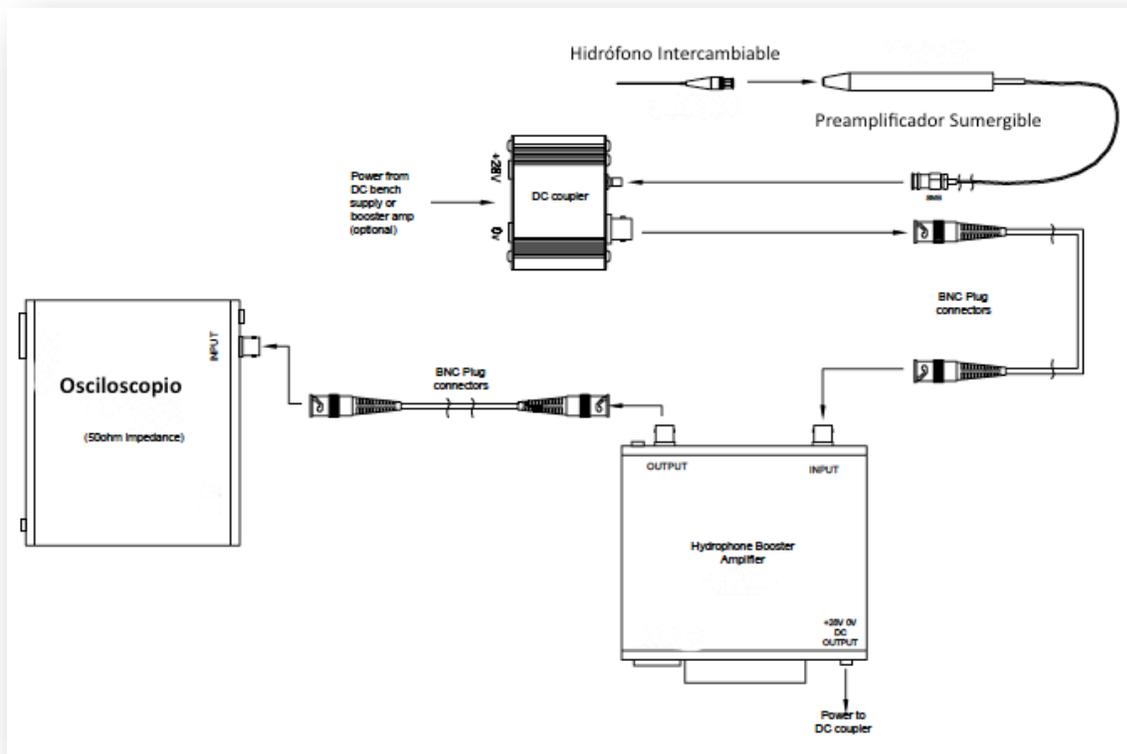


Figura 15. Diagrama de conexión del hidrófono con preamplificador, acoplador de DC y amplificador.

Sistema de adquisición automatizado

Los elementos del sistema se conectan de acuerdo al esquema de la figura y se describen a continuación. Los dos generadores de funciones WS 8101 y WS 8102 (Tabor Electronics, Israel) al igual que un osciloscopio de dos canales WaveRunner 62Xi-A (Le Croy, Estados Unidos) que tiene un ancho de banda de 500MHz y una frecuencia de muestreo de 1 Gs/s son configurados y comunicados vía TCP-IP con la computadora en la que se corre el programa de control y adquisición, el cual también comanda el sistema de posicionamiento automatizado en los tres ejes (X,Y y Z) en el que se monta el hidrófono, la resolución de desplazamiento del sistema de posicionamiento es de 0.1 mm.

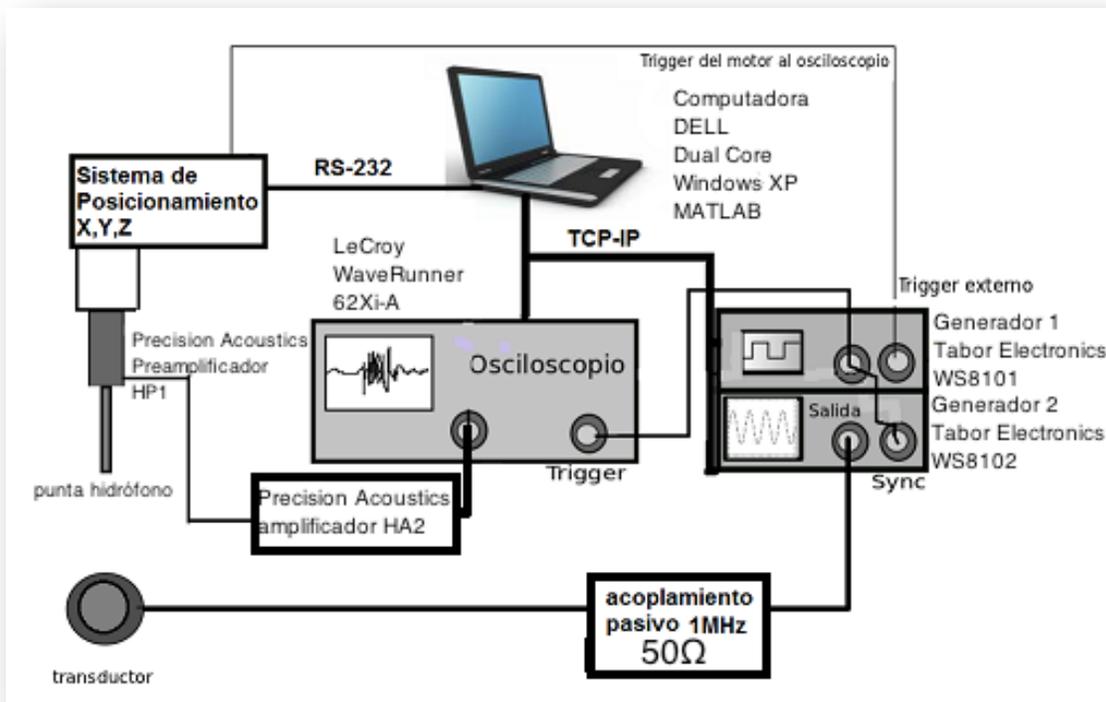


Figura 17. Conexión general del sistema automatizado de medición de presión acústica.

Los generadores de funciones se conectan en cascada para trabajar en sincronía. El primer generador produce una señal de pulso cuadrado a 10 KHz, el segundo generador produce una señal de pulso senoidal a 1MHz por 30 ciclos, esta señal se sincroniza para ser enviada dentro del pulso cuadrado que envía el primer generador, esta es la señal con la cual se excitó al transductor(ver Figura 18).

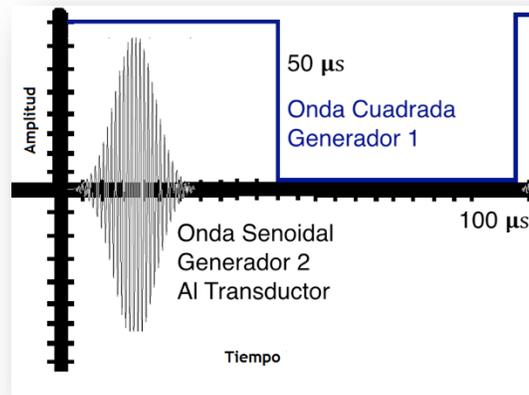


Figura 18. Detalle de las señales producidas por los generadores de funciones, en azul la salida del generador 1 (señal cuadrada con $f = 10$ kHz, que entra al generador 2, la salida del generador 2 es la señal en color negro y ésta es la que excita al transductor ultrasónico (señal pulso senoidal con $f = 1$ MHz de 30 ciclos).

La computadora utiliza MATLAB (Mathworks, Estados Unidos) para ejecutar los programas que se encargan de inicializar y manejar los instrumentos. Para la adquisición de la señal el sistema realiza el siguiente procedimiento:

- Primero inicializa el osciloscopio en el modo de secuencia, este modo permite particionar la memoria de adquisición en segmentos y capturar ventanas temporales definidas por el usuario también los dos generadores de funciones se inicializan y esperan la señal de disparo .
- En el Paso siguiente es enviar una señal que mueva el hidrófono al punto de medición inicial y cuando éste alcanza la posición se envía la señal de disparo al generador 1 y este al generador 2 que a su vez alimenta al transductor con la señal de excitación.
- El tercer paso es que el osciloscopio recibe la señal de voltaje proveniente del hidrófono, promedia el número de ventanas temporales y extensión previamente definidas por el usuario y almacena el vector de amplitudes y el vector de tiempos en la posición correspondiente al plano de medición en una matriz bidimensional como se muestra en la Figura 19.

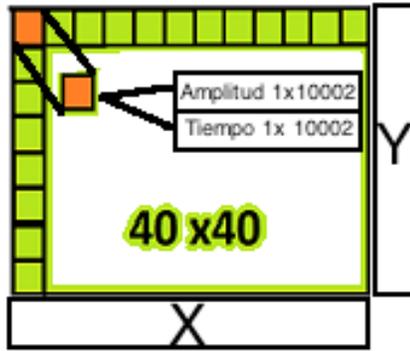


Figura 19. Esquema del almacenamiento de los valores de la medición en una matriz bidimensional en la computadora.

Dado que el campo acústico producido por el transductor es tridimensional, para registrarlo completamente sería necesario un plano de sensado perpendicular a la dirección de propagación de la onda, pero al no contar con un equipo de sensado así se decidió utilizar el hidrófono que detecta las vibraciones en la punta de la aguja acoplado a un sistema de movimiento de tres direcciones independientes que se muestra en la Figura 21.

Con esto se logra adquirir diferentes tipos de planos (XY, XZ y YZ como se muestran en la Figura 20) con los que se describe la propagación del ultrasonido y de esta manera, por ejemplo, se logra la caracterización de los transductores. La superficie de cada una de las muestras se colocó en el plano focal del transductor para concentrar la mayor cantidad de energía en las mismas. En la imagen de la Figura 21 se aprecian los dos sistemas de posicionamiento tanto para el transductor como para el hidrófono.

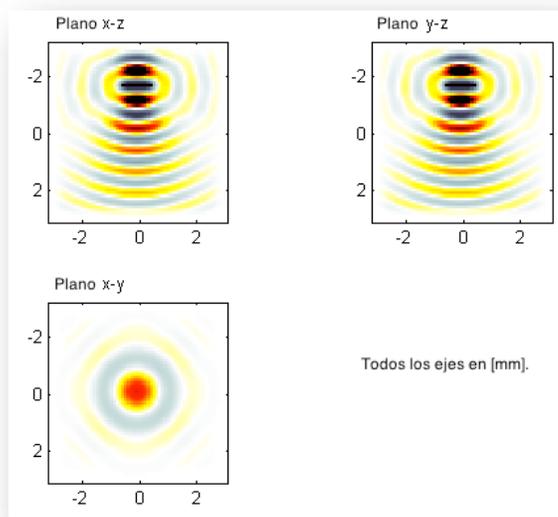


Figura 20. Ejemplos de mapas de intensidad de presión acústica que se adquieren con el sistema utilizado.

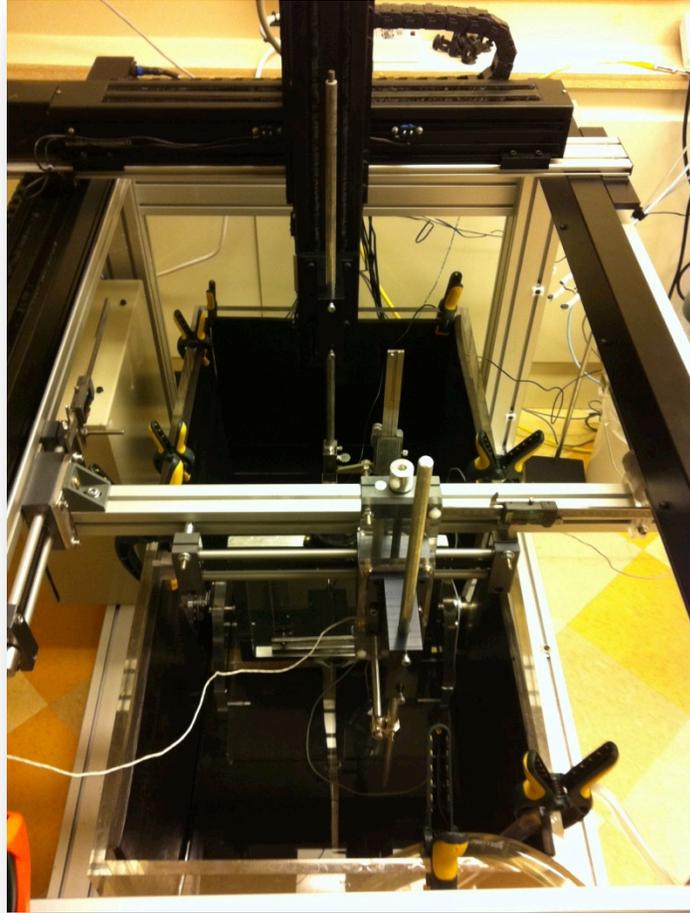


Figura 21. Imagen vista desde arriba del montaje experimental. En la parte superior e izquierda se observa el sistema de posicionamiento controlado por computadora en donde se fijó el hidrófono (rieles en negro). En la parte de en medio se encuentra el sistema de posicionamiento manual (rieles en color gris claro) donde se montó el transductor. Al fondo de la imagen se aprecian las paredes de policarbonato del tanque y las pinzas que sujetan las láminas de caucho que sirven de aislantes acústicos.

El sistema consta de un tanque que se llena con agua, y dentro de éste se posiciona el transductor, el hidrófono y la muestra, ver Figura 22 .El tanque esta hecho con paredes de policarbonato cuyas dimensiones son: alto 60 cm, ancho 60 cm y largo de 150 cm.

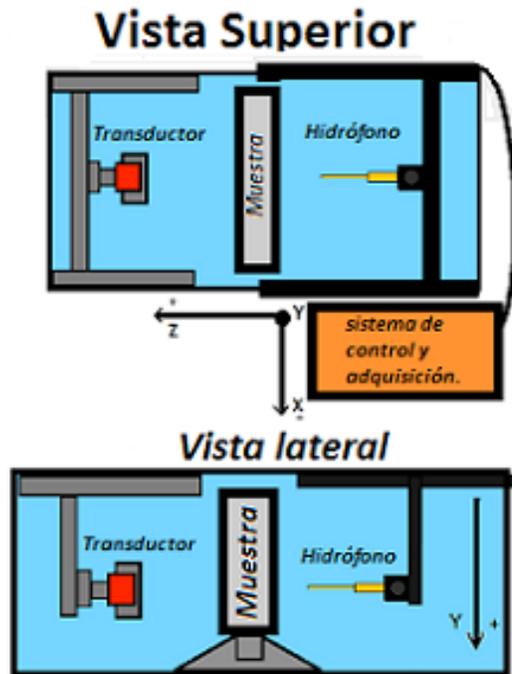


Figura 22. Vistas del arreglo experimental montado.

Pequeñas desviaciones entre el eje del transductor y el hidrófono o entre el eje del transductor y las muestras, afectan las mediciones haciéndolas poco confiables para el cálculo de velocidad del sonido y atenuación. El transductor se montó en un sistema manual que tiene 3 ejes de movimiento, una vez en la posición deseada para comenzar las mediciones ya no se movió.



Figura 23. Imagen que muestra el transductor utilizado visto de frente y al hidrófono en primer plano, ambos se encuentran dentro del tanque sin agua y se pueden apreciar en la pared y fondo las láminas de caucho en negro.

Para saber si el transductor y el hidrófono se encontraban alineados en el mismo eje se utilizó el programa utilizado para las mediciones de presión hecho en MATLAB que realiza un barrido automatizado en un plano XY, guarda los datos registrados en el osciloscopio y muestra después un mapa de intensidades de presión acústica. Observando el mapa se sabe cómo corregir la posición del hidrófono hasta que la distribución de intensidades esté centrada, los detalles de cómo se alineó el sistema se presentan más adelante.

Las muestras

Para muestras de los materiales a utilizar fueron maquinadas de tal manera que pudieran montarse y desmontarse de un soporte previamente diseñado para estos experimentos, sus dimensiones se enuncian en la presentada a continuación.

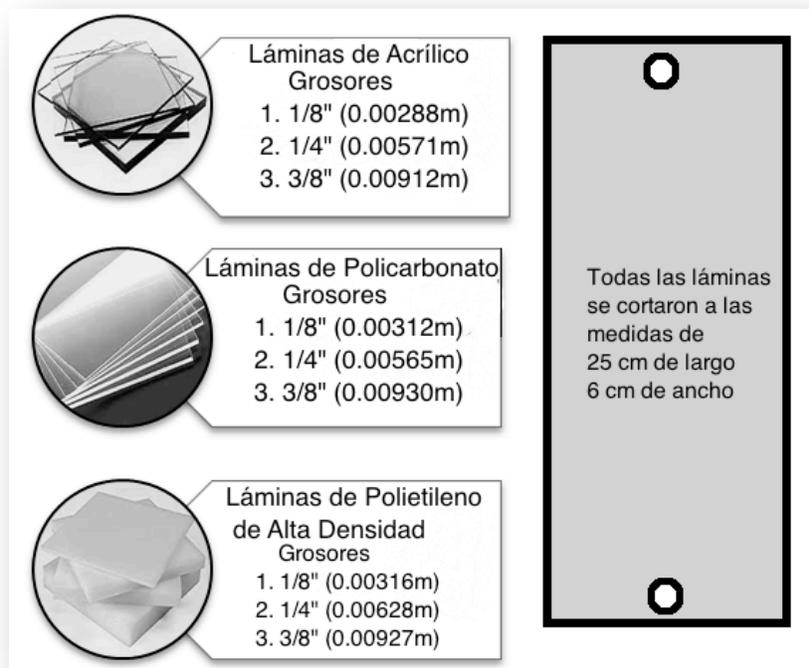


Figura 24. Del lado izquierdo se muestra una descripción de los materiales y medidas de cada muestra, del lado derecho se observa un esquema de la forma de cada muestra con dos orificios a los extremos que facilitaba fijarla al soporte.

El soporte

El soporte para las muestras es un componente importante del arreglo experimental debido a que debe ser lo suficientemente robusto y pesado para que no se mueva al estar sumergido y también que se facilite la fijación de las muestras en el mismo. Este soporte está hecho con policarbonato y aluminio, su función es sujetar firmemente la muestra pero permitir que ésta pueda rotar sobre dos ejes, esto para ajustarla de tal manera que podamos variar y conocer el ángulo que se ha girado con ayuda de dos goniómetros acoplados al soporte que se muestra en la siguiente Figura 25.

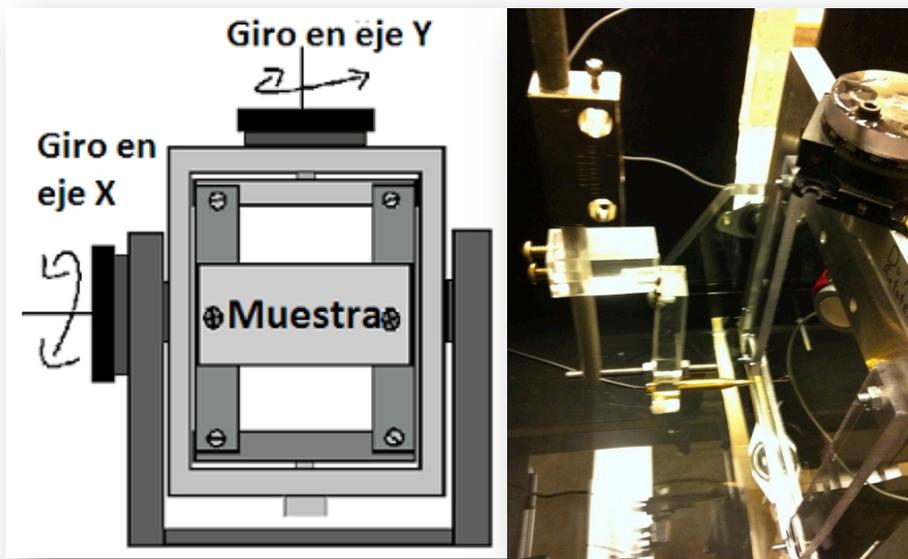


Figura 25. Esquema del soporte para las muestras(izq.) y una imagen del soporte entre el hidrófono y el transductor con el tanque vacío(der.).

En la frontera entre dos medios, como es en este caso la frontera entre el agua y el plástico, con diferentes impedancias acústicas ocurre la reflexión de la onda acústica. En superficies suaves las reflexiones son especulares mientras que en superficies ásperas la reflexión es difusa. La reflexión especular es la base de la imagen por ultrasonido, la cual se forma a partir del eco. Más adelante se explica cómo se utiliza el principio de reflexión como método de alineación del sistema.

Cuando una onda plana incide sobre una superficie plana se generan una onda reflejada y una transmitida y cuando la incidencia es normal únicamente se generan ondas longitudinales. De acuerdo a la ley de Snell-Descartes el ángulo de reflexión θ_1 es igual al ángulo de incidencia de la onda y la onda transmitida se refracta a un ángulo θ_2 de acuerdo con la ecuación[23]:

$$\frac{\text{sen}\theta_2}{c_2} = \frac{\text{sen}\theta_1}{c_1} \quad \text{Ec. 69}$$

Donde c_1 y c_2 son las velocidades del sonido en el primer y segundo medio.

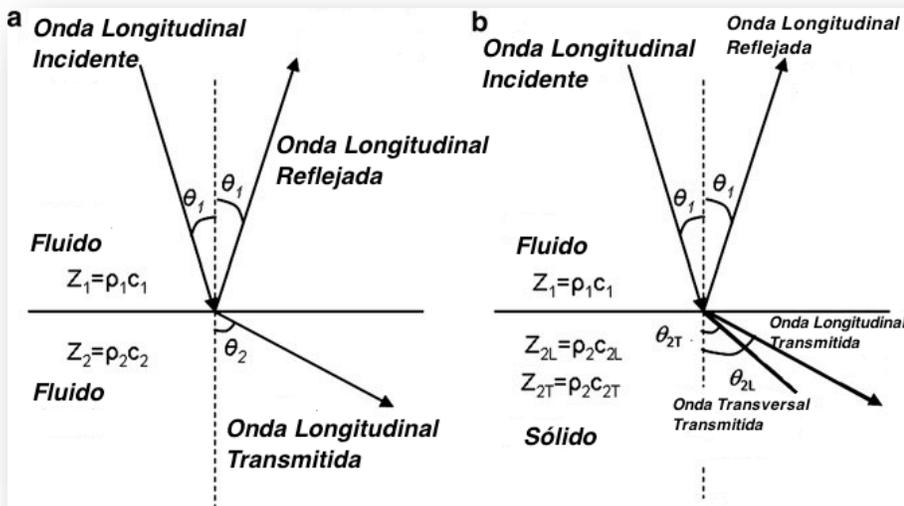


Figura 26. Reflexión y Refracción en la frontera (a) entre dos fluidos y (b) entre un fluido y un sólido.

En incidencia normal ($\theta_1 = 0^\circ$), las ondas reflejada y transmitida son también normales a la superficie de incidencia. La razón entre la amplitud de la onda incidente y la reflejada (razón entre la presión acústica) se llama coeficiente de reflexión r . La razón entre la amplitud de la onda incidente y la transmitida se llama coeficiente de transmisión t . Los coeficientes r y t para el caso de incidencia normal están dados por[23]:

$$r = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad t = \frac{2Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad \text{Ec. 70}$$

Donde Z_1 y Z_2 son la impedancia acústica específica del medio 1 y 2 respectivamente para ondas longitudinales (ver $P = \rho c U = ZU$ y $Z = \rho \cdot c$ Ec. 31 en el Capítulo 1). En el caso de la intensidad, de manera similar los coeficientes R y T están dados por[23]:

$$R = \left(\frac{z_1 - z_2}{z_1 + z_2} \right)^2 \quad T = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad \text{Ec. 71}$$

Cuando el eje acústico y el plano de incidencia no son perpendiculares, también se generan ondas transversales y se requiere un análisis más profundo. Para simplificar el análisis nos limitamos al caso de incidencia normal, por lo cual una parte fundamental en el montaje experimental será el garantizar que los frentes de onda incidan perpendicularmente en el plano superficial de la muestra.

Para utilizar la ecuación
$$C_{\text{muestra}} = \frac{1}{\frac{1}{C_{\text{mat de referencia}}} + \frac{\Delta T D V}{l}} \quad \text{Ec. 60 es}$$

necesario asegurar que los frentes de onda llegan con la misma fase al plano de medición (plano sobre el cual se moverá el hidrófono) por ello el plano de medición debe ser paralelo al plano focal.

Un primer criterio de alineación corresponde a alinear el transductor con la superficie de las muestras para asegurar la perpendicularidad entre el eje focal y el plano superficial de la muestra. Por otra parte se requiere que al iniciar las mediciones el hidrófono se encuentre alineado con el eje acústico del transductor, una forma de comprobar que las mediciones sean útiles es observar el patrón de anillos concéntricos que se espera obtener por ejemplo la imagen del plano XY en la Figura 20.

Si los sistemas no están alineados, o el hidrófono se desalinea durante el movimiento, el plano en el que se moverá el mismo al intersectar el cono, formará una elipse y ya no se garantiza la simetría en los mapas ni servirá la fase para calcular la diferencia en tiempos, ya que dependiendo de la pendiente del plano con respecto al eje acústico la onda llegará antes o después al hidrófono y las mediciones no serán confiables para calcular la velocidad del sonido.

Para iniciar con las mediciones con el tanque vacío lo primero es cubrir las paredes con láminas de caucho con grosor de 1.25 cm (1/2" aproximadamente), este material absorbe las ondas acústicas y evita la aparición de ondas estacionarias en conjunto con la utilización de los trenes de pulsos senoidales [25].

En seguida se introdujo el soporte para las muestras, ya que es una pieza grande y pesada y así se evitan golpes accidentales al hidrófono o transductor. Después se colocó el transductor en el soporte correspondiente que se encuentra en el sistema de posicionamiento manual con tres ejes de desplazamiento, el plano XZ paralelo a la superficie del agua en el tanque y el eje Y en dirección positiva hacia el fondo del tanque como se muestran en la Figura 22. Con ayuda de un nivel se verifica que el transductor esté alineado ya que se coloca en el sistema manual (como se muestra en la Figura 27).

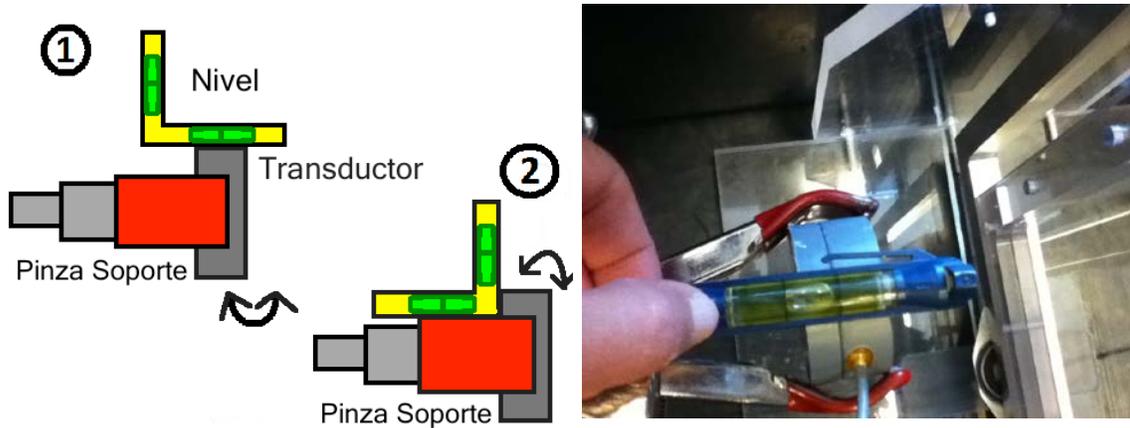


Figura 27. Pasos a seguir para alinear el transductor después de montarlo en el sistema de posicionamiento manual.

Antes de colocar el hidrófono es importante revisar que los límites de movimiento del sistema automatizado se encuentren adecuadamente colocados de manera que el hidrófono no choque con las paredes del tanque ni con ningún otro elemento porque le provocaría un daño irreparable, después de verificar lo anterior se procede a fijar el hidrófono en el soporte designado para este. Una vez que estos elementos estuvieron colocados, el soporte, el transductor y el hidrófono, se comenzó a llenar el tanque con agua desgasificada, desionizada y libre de partículas, para esta tarea se usó un sistema desgasificador cuya tarea que se describe a continuación. Se alimentaba con agua potable que entraba a un tanque desionizador que reduce la conductividad del agua a $0 \mu\text{S}$, la conductividad se medía cada vez que se llenaba el tanque con el medidor de conductividad DiST-3 (Hanna Instruments, E.U.A.).

En seguida del tanque se encuentra una membrana que filtra las partículas mayores a $5\mu\text{m}$ y después hay otra membrana que filtra las partículas mayores a $1\mu\text{m}$. Paso siguiente es el filtro con luz ultravioleta el mismo tipo usado para purificar el agua para beber. Finalmente el agua entra a una cámara desgasificadora, donde se extrae la mayor cantidad de oxígeno disuelto, que típicamente debe ser menor o igual a 1 ppm para experimentos con ultrasonido focalizado[26].

El agua es desgasificada debido a que las burbujas se excitan con el haz de ultrasonido y afectan las mediciones, desionizada para cumplir con las normas de seguridad y evitar el riesgo de recibir una descarga eléctrica, puesto que dentro del tanque se colocan dispositivos eléctricos y también se introducen las manos al tanque para modificar la posición de las muestras. Antes de colocar la muestra es necesario alinear el transductor con el hidrófono, esto para asegurarnos de que el centro del campo de presión que emite el transductor coincida en el centro del plano que definimos en el programa que controla el sistema.

Para verificar la alineación se realiza la adquisición de un campo de presión acústica donde las señales acústicas solo viajan a través del agua para poder apreciar el campo y dependiendo de la posición en que se encuentre el punto de máxima amplitud es como asignamos la posición cero del hidrófono (centro del plano que se adquiere). En la Figura 28 podemos apreciar el plano de amplitudes que se adquiere como prueba (izquierda) y el plano que se encuentra centrado (derecha), lo que nos indica que el foco del transductor y el hidrófono se encuentran en el mismo eje.

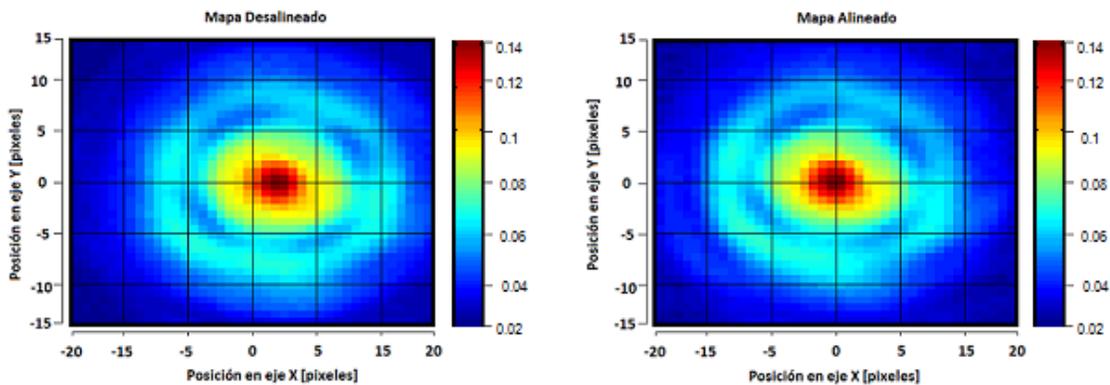


Figura 28. Imagen del plano de intensidad de presión calculado a partir del valor RMS de la señal en cada pixel de la imagen.

Una vez que el tanque se encuentra lleno de agua se coloca la muestra en el soporte quedando sujeta por 2 tornillos como se muestra en la Figura 29. De manera análoga a como se alineó el transductor utilizando el nivel, se alineó la muestra con respecto a los ejes de rotación X y Y. Primero se colocó horizontalmente y se rotó en el eje Y hasta que se niveló como se muestra en el siguiente esquema paso 1, después se coloca vertical y se rota en el eje X hasta que el nivel indica que el sistema está alineado paso 2 .

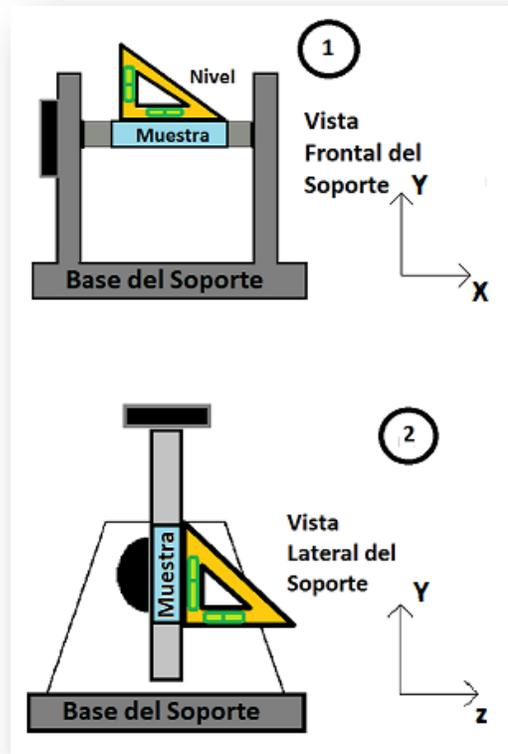


Figura 29. Alineación de la muestra en el soporte.

Alineación de la muestra con el modo eco.

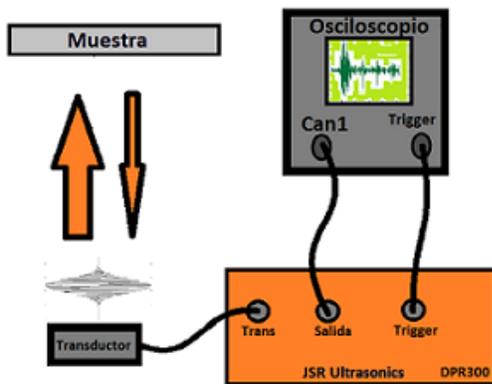


Figura 30. Conexión del transductor para alineación con el modo eco.

Los pasos de alineación anteriores son necesarios para reducir el tiempo de la alineación del transductor y la muestra que es mas preciso y que se realiza mandando una señal del transductor y recuperando el eco de dicha señal por el mismo, para ello se requiere utilizar la configuración mostrada en la figura siguiente.

Después de realizadas las conexiones, se siguieron los siguientes pasos:

1. Con el Pulser -Receiver de ultrasonido (DPR300, JSR Ultrasonics, E.E.U.U.), se selecciona el modo eco, de esta forma envía un tren de pulsos al transductor, después espera la señal que regresa y la envía a la salida, de tal forma que podemos observar en el osciloscopio la señal emitida y el eco.
2. Ajustar los parámetros como amplitud en 10 voltios pico-pico, la frecuencia a la que se envían los pulsos es 1 MHz y el filtrado del eco es paso bajas con frecuencia de corte de 3 MHz.
3. Observar en el osciloscopio que el pulso de mayor amplitud corresponde a la excitación y un tiempo mas tarde con menor amplitud se observa el eco de la señal, el tiempo que tarda el eco en llegar al transductor es proporcional a la distancia a la que se encuentra situada la superficie de la muestra.

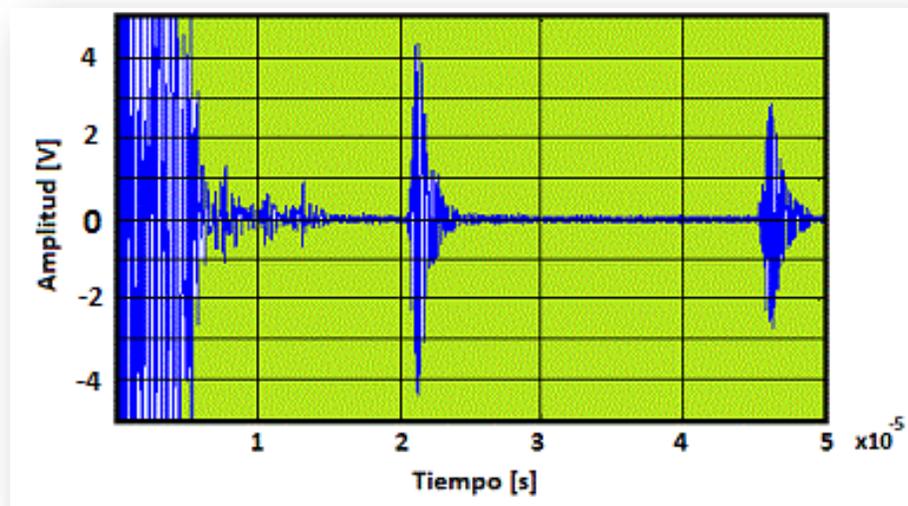


Figura 31. Ejemplo de la señal vista en el osciloscopio, la señal de la extrema derecha es la que regresa al transductor.

Para estar seguros de que la muestra se encuentra a la distancia focal del transductor hay dos criterios para determinarlo. El primero es conociendo la distancia focal, con ésta y considerando el valor de la velocidad del sonido a la temperatura que se encuentra el agua se calcula el tiempo que tarda la señal en ir y regresar cuando la superficie que envía la señal reflejada se encuentra a la distancia focal. Así, utilizando el sistema de posicionamiento manual del transductor se varía la distancia moviéndolo hacia adelante o atrás según sea el caso.

El otro criterio consiste en observar la amplitud de la señal de eco en el osciloscopio, se sabe que cuando la amplitud de la señal reflejada es máxima es porque la muestra se encuentra a la distancia focal [25]. Ambos criterios se utilizaron para considerar que la superficie del material se encontraba en el foco. Una vez encontrado el máximo, esa posición del transductor se utilizó como el cero en el eje Z. Después de esto se realizó una revisión final para verificar que la muestra estuviera perfectamente alineada con respecto al transductor. Para ello lo que se hizo fue colocar el transductor frente a la muestra, se desplazó a lo largo de uno de los ejes una distancia de 2 cm y se observó el tiempo al que se registró el eco y se regresó a la posición inicial. Posteriormente se desplazó hacia la otra dirección sobre el mismo eje la misma distancia (2cm) y se repitió la medida del tiempo de eco. Si el tiempo de eco registrado no es igual, significa que la muestra no está paralela al plano del transductor. Conociendo la velocidad del sonido a la temperatura que se encuentra el agua en ese momento y el tiempo que tarda la señal de eco en llegar, podemos calcular las distancias y con ello el ángulo que debemos girar el soporte para hacer ambos planos paralelos.

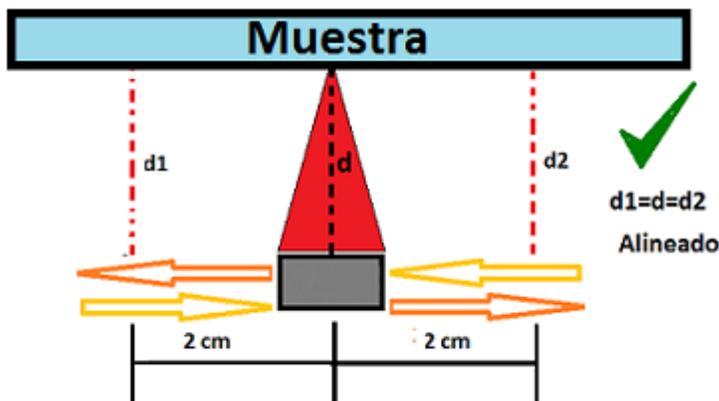


Figura 32. Verificación de la alineación del material muestra donde se utilizó esta relación para conocer el ángulo de corrección $\alpha = \text{atan}\left(\frac{d_2-d_1}{b}\right)$ donde $b=2\text{cm}$.

Esto se hace tanto en el eje X como para el eje Y y así asegurar de que la muestra está paralela al plano del transductor. En la Figura 32 se muestra este procedimiento de alineación, donde d es la distancia focal a la que colocamos el transductor, d_1 y d_2 son las distancias en los extremos que son distintas antes de alinear.

Mediciones

Las mediciones de la presión acústica se realizaron cada 0.7 milímetros en los planos a continuación enunciados ;el programa es configurable para mover el sensor y hacer mediciones en espacios bidimensionales. Estos registros permiten conocer el comportamiento de la energía ultrasónica en la región de interés aún cuando la emisión sea levemente divergente. La distancia focal reportada para este transductor se encuentra en $5 \pm 10\%$ cm debido a la tolerancia de los valores característicos del transductor.

Utilizando el sistema automatizado se adquirieron tres planos con cada una de las muestras:

1. Plano XY.
2. Plano XZ.
3. Plano XY sin muestra.

Las adquisiciones realizadas en el plano XY permitirán calcular la velocidad del sonido y la atenuación en los materiales. Las mediciones en el plano XZ y los ángulos de 15° y 50° serán útiles para que en una etapa posterior a este trabajo, se obtenga una vista tridimensional de la propagación de la onda de ultrasonido. En el programa que controla las adquisición de los planos se tienen que especificar ciertos parámetros que ayudan a obtener las señales en el tiempo y espacio requerido y se muestran en la siguiente tabla:

| | |
|--------------------------------------|-------------------------------|
| Longitud de ventana de tiempo | 95 μs |
| Número de promedios | 3 |
| Largo/ancho de la adquisición | 27.3 mm |
| Tamaño de paso espacial | 0.7mm |
| Número de pulsos | 30 |
| Frecuencia de la señal | 1 MHz |
| Amplitud de la señal | 10 V_{pp} |
| Tipo de plano de adquisición | XY |

Tabla 4. Parámetros para realizar la adquisición de las señales que atraviesan las muestras.

La longitud de la ventana de tiempo corresponde a la longitud en tiempo de la señal desplegada en el osciloscopio, ya que se requiere capturar desde el inicio de la señal y esto se ajusta directamente en el osciloscopio y después de medir este tiempo se ingresa como parámetro de la adquisición.

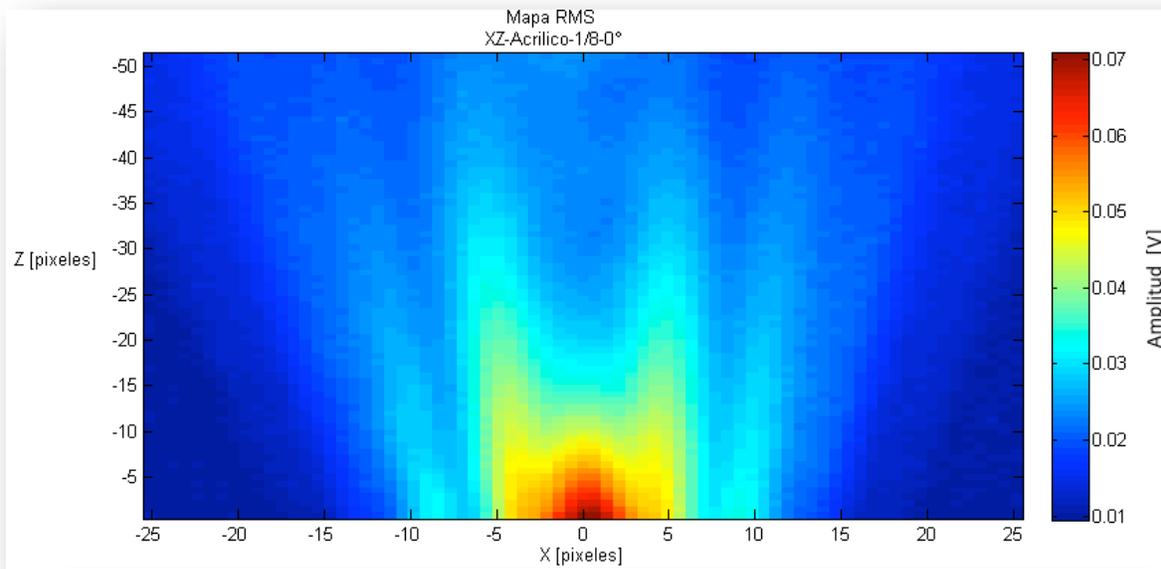


Figura 33. Imagen de un plano XZ en el que se muestra en cada pixel el valor RMS correspondiente a la señal medida con el hidrófono en esa posición del plano. La dimensión en $X = 50.4 \text{ mm}$ y $Z = 50.4 \text{ mm}$.

El número de promedios se refiere a que el osciloscopio promedia 3 señales para después archivar ese resultado y así eliminar un poco el ruido que pudiera presentarse, son 3 promedios y no mas porque a la velocidad que se realiza cada adquisición puntual no alcanza para hacer más promedios antes de que el hidrófono cambie de posición y el hecho de aumentar el número de promedios aumentaría casi al doble el tiempo de adquisición de los planos sin significar una mejora en las señales adquiridas. Las dimensiones de la adquisición se definieron como cuadrados de $27.3 \times 27.3 \text{ mm}$ en el caso de los planos XY y para los XZ fue de $50.4 \times 50.4 \text{ mm}$.

El paso espacial de 0.7 mm se designa así porque es menor a la mitad de la longitud de onda de la señal de ultrasonido ($\lambda = 1.5 \text{ mm}$). El número de pulsos que se envían con forma senoidal se definió en 30. La frecuencia de la señal es de 1 MHz que es la que se utiliza en ultrasonido focalizado en aplicaciones médicas. Para la amplitud, se utilizaron $10 V_{pp}$ esto para obtener las señales lo más amplias posibles tanto en el agua como con las muestras, en el caso en que la señal se hubiera atenuado tanto que fuera irreconocible para hacer una medición entonces se habría utilizado un amplificador[26]. Después de especificar estos parámetros, se inicia la adquisición y en promedio tomaba unos 30 minutos en completarse. Al finalizar cada adquisición es necesario revisar la imagen del plano de presión acústica que despliega el programa después de cada una. Lo forma calculando el valor RMS de cada una de las señales para verificar si no hubo algún error durante la misma y también renombrar el archivo de datos que se generó para poder ser almacenado con los demás archivos.

Siguiendo ésta metodología se obtuvieron los datos correspondientes a las siguientes muestras:

| | Ángulo de 0° | Ángulo de 15° | Ángulo de 50° |
|---------------|------------------------------------|---------------|---------------|
| Grosor: 1/8" | Combinaciones | Grosor: 1/8" | Grosor: 1/8" |
| Acrílico | Acrílico+Agua+Polietileno | Acrílico | Acrílico |
| | Acrílico+Agua+Policarbonato | Polietileno | Polietileno |
| | Acrílico+Polietileno+Policarbonato | Policarbonato | Policarbonato |
| | Acrílico+Policarbonato+Polietileno | Grosor: 1/4" | Grosor: 1/4" |
| | Acrílico+Policarbonato+Agua | Acrílico | Acrílico |
| | Acrílico+Polietileno+Agua | Polietileno | Polietileno |
| Polietileno | Polietileno+Agua+Acrílico | Policarbonato | Policarbonato |
| | Polietileno+Agua+Policarbonato | Grosor: 3/8" | Grosor: 3/8" |
| | Polietileno+Acrílico+Policarbonato | Acrílico | Acrílico |
| | Polietileno+Policarbonato+Acrílico | Polietileno | Polietileno |
| Policarbonato | Policarbonato+Acrílico+Polietileno | Policarbonato | Policarbonato |
| | Policarbonato+Polietileno+Acrílico | | |
| | Policarbonato+Agua+Acrílico | | |
| Grosor: 1/4" | Grosor: 3/8" | | |
| Acrílico | Acrílico | | |
| Polietileno | Polietileno | | |
| Policarbonato | Policarbonato | | |

Análisis de los datos experimentales

Los datos que se adquieren se guardan en un archivo cuya estructura contiene los datos referentes a los parámetros de la adquisición, una matriz bidimensional que contiene valores RMS de cada señal adquirida en el plano, otra matriz que contiene en cada elemento de la misma dos vectores uno con valores de amplitud de la señal y el otro con el tiempo. Finalmente se incluyen dos vectores que nos indican las posiciones dentro del mapa en direcciones del eje X y Y en las que se hicieron las adquisiciones.

Las señales contenidas en la matriz permiten realizar un análisis consistente en identificar la posición del elemento que contiene la señal de mayor amplitud, después se detectó el punto de llegada de la señal, aunque hay varios criterios como se muestran en la Figura 12 en el primer capítulo. Cuando se tiene el punto inicial de la señal, el algoritmo tiene la capacidad de “contar” las crestas de la señal y al llegar a 30 picos, entonces se recorta esta señal y se insertan ceros en todos los demás elementos del arreglo numérico, de esta manera es eliminado el ruido antes y después de la señal y también se facilitan los cálculos posteriores como la correlación cruzada entre la señal de obtenida después de atravesar el material y agua y la obtenida después de atravesar solamente el agua. Este proceso se realiza para las señales del archivo con la transmisión de solo agua y con la muestra y agua.

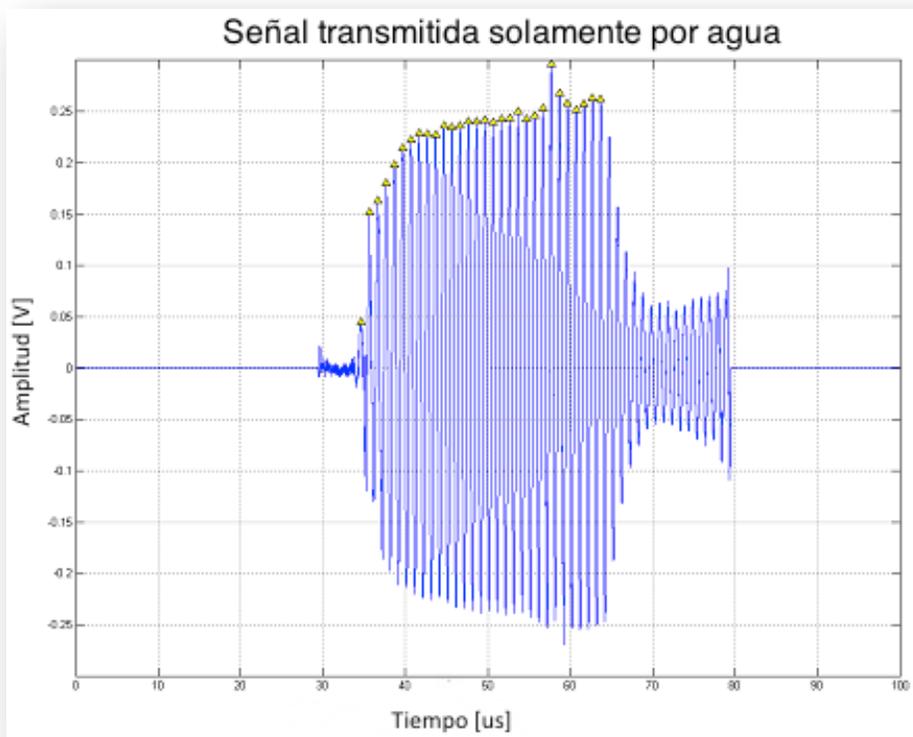


Figura 34. Gráfica de la señal de mayor amplitud en un plano de adquisición XY, los triángulos amarillos denotan los picos que identifica el programa e indican los límites de la señal que se toma en cuenta para los cálculos posteriores.

Cálculo de la velocidad del sonido

Sabemos que la velocidad de propagación de la onda de ultrasonido es mayor en cualquiera de las muestras que en el agua(ver Tabla 2 y Tabla 3) por lo tanto esperamos que la señal llegue antes en el caso en el que se encuentran los plásticos, una vez capturadas las señales en tiempo tanto para el sistema transductor-agua-hidrófono como para el sistema transductor-agua-material-agua-hidrófono como se observa en la Figura 35, considerando el modo de propagación lineal, la velocidad de propagación del sonido se obtiene mediante el siguiente análisis.

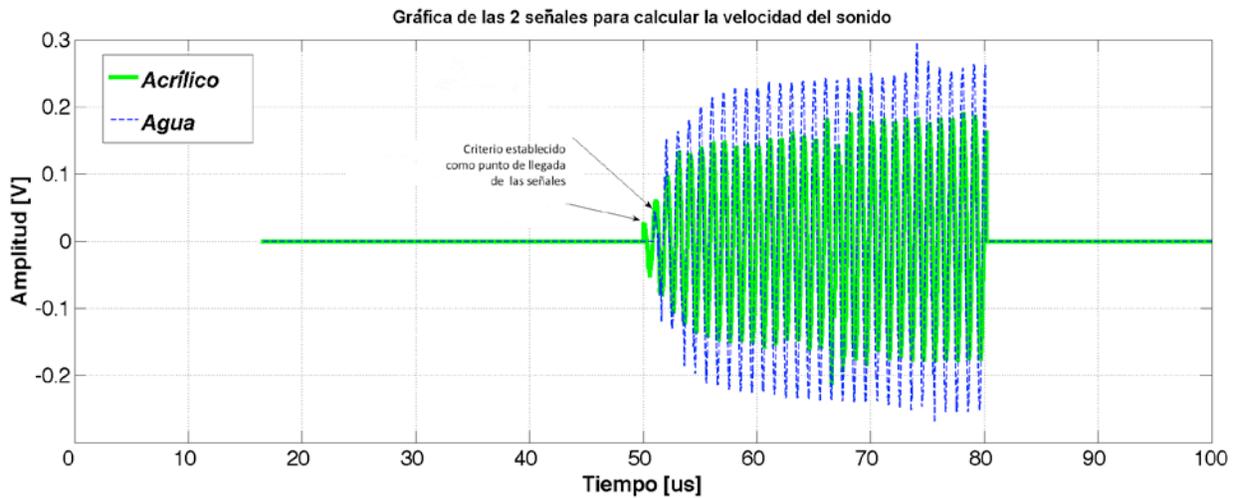


Figura 35. Gráfica que muestra las dos señales de mayor amplitud que corresponden a la posición central del plano XY adquirido para la muestra de acrílico de $\frac{1}{8}$ ". Las flechas indican la diferencia en tiempo entre ambas, con la que se calcula la velocidad del sonido para el material. Además se observa la atenuación que afecta a la onda al atravesar la muestra.

Debido al retraso temporal entre ambas señales, este retraso se debe al recorrido de la onda en el material. Si conocemos el ancho del material, entonces se logra obtener un valor para la velocidad del sonido al sustituir en la ecuación:

$$C_{muestra} = \frac{1}{\frac{1}{C_{mat\ de\ referencia}} + \frac{\Delta TDV}{l}} \quad \text{Ec.60}$$

Donde $C_{mat\ de\ referencia} = C_{Agua} = 1480\ m/s$, l es el grosor del material, $l = 0.00288m$ y finalmente ΔTDV , es la diferencia de tiempo de llegada entre una y otra de las señales; para este ejemplo correspondiente al acrílico de $\frac{1}{8}$ " cuyas señales están graficadas en la Figura 35, se tiene que la diferencia de tiempos es $\Delta TDV = -0.923\mu s$, entonces al sustituir estos valores en la ecuación, se tiene:

$$C_{acrílico} = \frac{1}{\frac{1}{1480[\frac{m}{s}] + \frac{-0.923e-6[s]}{0.00288[m]}}} = 2809.9[\frac{m}{s}] \quad \text{Ec. 72}$$

Ahora falta aclarar como es que se obtiene la diferencia de tiempos entre ambas señales, y para esto se escribió el programa en MATLAB que se encuentra en la sección B.10 del apéndice B.

Los pasos del programa se describen a continuación:

1. Calcula el valor RMS de cada una de las señales medidas en el Plano XY sin la muestra (la señal solo atraviesa agua), extrae la señal de mayor amplitud y hace lo mismo con los datos del Plano XY con la muestra (ver sección B.9 en el apéndice B); la posición de las señales con amplitud máxima coincide en todos los casos, el hecho contrario indicaría que ambos planos no mantienen la misma referencia.
2. Se interpolan los vectores de tiempo de ambas señales (ver programa en sección B.8 del apéndice B) debido a que es necesario asegurarnos que compartan el paso temporal condición necesaria para el siguiente paso.
3. Con ambas señales como entrada se calculó la correlación cruzada, función contenida en MATLAB y que compara dos señales para saber si son iguales y en el caso afirmativo indica la diferencia en "lags" que en comunicaciones significa retraso en una transmisión. De tal forma que si se calcula la auto correlación de una señal, entonces se obtiene un resultado igual a 1 para el coeficiente de correlación y cero "lags" (para mayor detalle consultar "xcorr" en la ayuda del programa MATLAB).

4. Como resultado del paso anterior se obtiene un número de “lags” que multiplicado al valor del paso temporal de adquisición entre un punto y otro de la señal resulta la diferencia de tiempo de llegada entre ambas señales.
5. Para obtener el valor correspondiente para la velocidad del sonido en agua para la temperatura a la que se realizó la medición se usó otra función llamada “speedSoundWater.m” que necesita solamente el valor de la temperatura en °C calcula la velocidad del sonido a esa temperatura usando el polinomio de 5º orden propuesto por Marczak en [27].
6. Finalmente con los valores para sustituir como en la Ec. 72 se calcula el valor para la velocidad del sonido.

Repetiendo los pasos anteriores con los datos obtenidos en cada una de las 9 muestras de materiales plásticos se llegó a los datos mostrados en la siguiente gráfica:

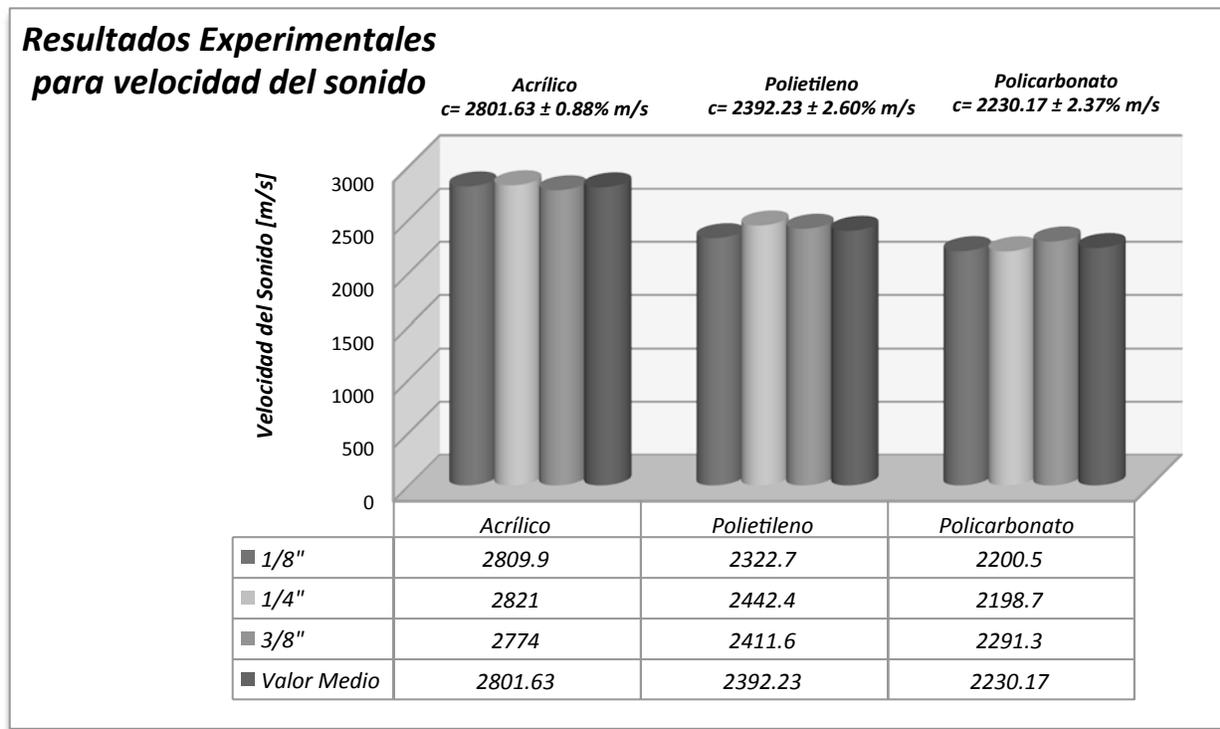


Tabla 5. Se muestran los datos de velocidad del sonido calculados con los datos experimentales para los tres distintos plásticos a 1MHz.

Cálculo del coeficiente de atenuación

Con las mismas señales utilizadas en la sección anterior para el cálculo de la velocidad del sonido para cada una de las muestras, se calculó el coeficiente de atenuación utilizando el valor RMS de la amplitud de presión cada una de estas señales y como valor de x se substituyó el grosor de la muestra estudiada (valor encontrado en la Figura 24). Estos datos se substituyeron en la ecuación Ec. 66 previamente presentada en el capítulo 1:

$$\alpha = -\frac{20}{x} \log_{10} \left(\frac{P_2}{P_1} \right) \quad [dB/cm] \quad \text{Ec. 66}$$

Se realizaron los cálculos para todas las muestras experimentales y se obtuvieron los resultados presentados a continuación:

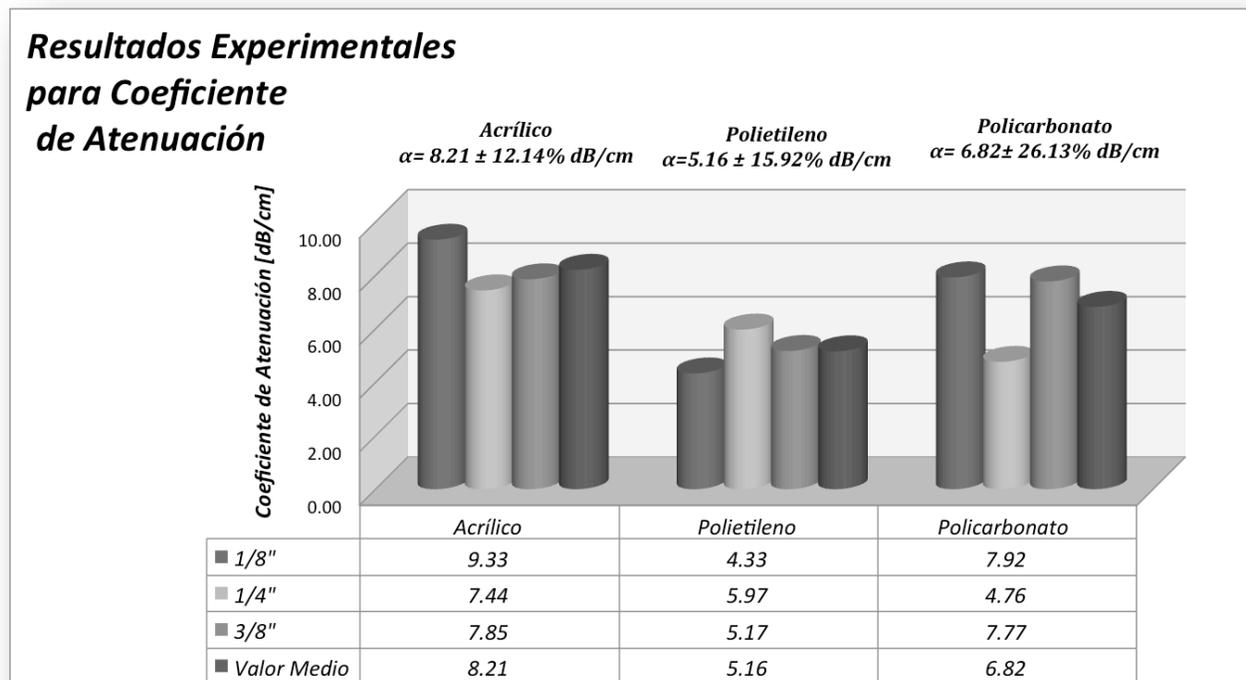


Tabla 6. Esta gráfica muestra los valores del coeficiente de atenuación en dB/cm para los materiales utilizados en las mediciones a 1MHz.

Conclusiones del Capítulo

En este capítulo se describió la manera en que se realizaron las mediciones de las señales que permitieron el cálculo de la velocidad del sonido y del coeficiente de atenuación en las muestras descritas en el capítulo anterior. El método para medir la amplitud de presión es el de transmisión transversal utilizando el agua como medio de referencia, este requiere que se realicen dos mediciones, en la primera se sumerge la muestra en agua y utilizando el transductor ultrasónico se envía una señal de manera que la dirección de propagación resulte perpendicular al plano de incidencia en la superficie de la muestra, la señal viaja atravesando la muestra y es capturada del otro lado por el hidrófono. En la segunda medición se retira la muestra y sin variar las posiciones del transductor y el hidrófono se repite el proceso. Lo anterior se hace punto por punto de un plano definido con pasos espaciales de 0.7mm para el Plano XY con extensión de 40 x40 pixeles y para el Plano XZ con extensión de 72x72 pixeles o pasos espaciales. En cada punto se van adquiriendo ventanas de tiempo de alrededor de 100 μ s longitud variable que depende de si la señal cabe dentro de la ventana esto lo verifica el usuario. Las señales representan la amplitud de presión recibida en el hidrófono.

Las mediciones se realizaron para diferentes grosores de los materiales descritos en el capítulo 1, cuidando siempre la alineación del sistema, el eje acústico colocado de forma perpendicular al plano de incidencia. La velocidad del sonido se obtuvo a partir de la diferencia en tiempo de llegada entre la señal que atraviesa el material y la que atraviesa solamente el agua (las señales de máxima amplitud en el Plano XY). Para obtener esta diferencia en tiempos entre la llegada de ambas señales se aplicó la correlación cruzada se sustituyó ese dato de tiempo en la ecuación Ec. 60 descrita en el primer capítulo. De esta forma se calcularon los valores de velocidad del sonido presentados en la Tabla 5.

Finalmente a esas señales de máxima amplitud se les calculo el valor RMS y con el valor del grosor de cada muestra se sustituyeron en la ecuación Ec. 66 para obtener el coeficiente de atenuación en cada caso, estos resultados se muestran en la Tabla 6.

Capítulo 3 Simulaciones

Cuando se quiere realizar un descripción de un fenómeno físico resulta de gran utilidad contar con simulaciones computacionales que permitan la visualización del fenómeno deseado. En este trabajo de tesis se realizan simulaciones de la intensidad de la presión acústica en diferentes cortes del campo. En este capítulo se realiza una descripción del procedimiento realizado para obtener las simulaciones de la intensidad de presión acústica en diferentes planos. Se han utilizado simulaciones numéricas para las aplicaciones terapéuticas del ultrasonido [1]. En la terapia de HIFU la distancia de propagación está usualmente alrededor de los 10 cm medidos desde el transductor hasta el objetivo. Para realizar las simulaciones primero fue necesario disponer de un equipo de cómputo que contara con MATLAB (Mathworks, Estados Unidos) que es la plataforma necesaria para integrar el paquete de funciones k-wave (k-wave toolbox, B.E. Treeby y B.T. Cox, Estados Unidos) ya que este paquete es el que se encarga de realizar las simulaciones, el otro paquete de funciones necesario es GPUmat (GP-you.org, Estados Unidos) que traduce las variables del entorno de MATLAB a variables que manejan las unidades de procesamiento gráfico (GPU's) que se encuentran en la tarjeta de video. Para facilitar la descripción de todo lo utilizado en la realización de las simulaciones, se dividirá en hardware y software y se abarcará lo necesario para que sean comprendidos los pasos que se siguieron para la obtención de los resultados.

Descripción del Hardware

El equipo de cómputo utilizado para realizar este trabajo es una computadora de escritorio modelo vostro 200 (Dell, Estados Unidos) con procesador E6420 (Intel, Estados Unidos) 8 GB RAM, tarjeta de video GeForce 550Ti (Nvidia, Estados Unidos), disco duro de 160 GB. La tarjeta de video cuenta con 1GB de RAM y es capaz de ejecutar código en paralelo utilizando la librería CUDA (Compute Unified Device Architecture por sus siglas en Inglés) desarrollada por Nvidia y para esto posee 192 unidades gráficas de procesamiento en paralelo conocidas como GPU's.

Descripción del Software

Los elementos de software que se utilizaron serán descritos a continuación con mayor o menor detalle según sea el caso.

Sistema operativo. El sistema operativo instalado es Ubuntu, versión 10.10 (Canonical, Estados Unidos) la cual es una distribución de Linux de 64 bits.

Controlador. El controlador que soporta CUDA que fue utilizado fue "CUDA Developer Driver for Linux (270.41.19)" de 64 bits. CUDA toolkit y CUDA Tools SDK. Este es un grupo de herramientas de programación que contiene compilador C/C++, depurador CUDA-GDB, librerías de funciones, y documentación para su uso. También contiene ejemplos para demostrar la capacidad gráfica de la tarjeta de video y la verificación de la correcta instalación de las librerías. MATLAB.

MATLAB R2010b (Mathworks, Estados Unidos) para Linux en 64 bits fue utilizado como herramienta de programación de alto nivel para preparar y ejecutar las simulaciones.

Paquete de Funciones GPUmat. GPUmat toolbox (GP-you, Estados Unidos) es un compendio de herramientas freeware que nos permite ejecutar el código de MATLAB en los GPU's, al instalarse como un paquete de funciones más de MATLAB la integración es transparente para el usuario. Las principales ventajas de este toolbox son las siguientes:

- Se accede al procesamiento en paralelo con los GPU's sin necesidad de conocer cómo operan éstos.*
- Acelera el procesamiento de las funciones de MATLAB al utilizar la arquitectura de multiprocesador de los GPU's.*
- El código de MATLAB existente se exporta fácilmente para ejecutarse en los GPU's con pequeñas modificaciones.*
- Son utilizables estos tipos de precisión de datos: reales, complejos, singles y dobles.*
- Los recursos del GPU se accesan vía scripts de MATLAB y se combina la flexibilidad del código con la rápida ejecución del código en los GPU's.*

*La mayor desventaja de GPUmat es que no se logra un uso óptimo del cálculo en paralelo que es posible cuando se desarrolla completamente el software para un problema en específico. También, GPUmat permite alcanzar mejores desempeños para cálculos que involucren grandes matrices (ver **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**). Al correr las simulaciones tridimensionales, que serán descritas posteriormente, en MATLAB sin el módulo GPUmat se tardaba 12 minutos en terminar pero al utilizarlo se reducía el tiempo a 3 minutos para correr la simulación lo que significaba ahorrar el 75% del tiempo.*

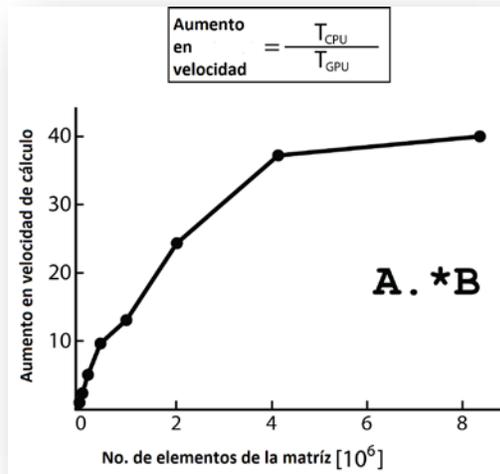


Figura 36. Resultados del desempeño de MATLAB al realizar una multiplicación elemento a elemento en función del número de elementos utilizando GPUmat.

Paquete de funciones “k-Wave”

k-Wave toolbox (Bradley Treeby (Australia) y Ben Cox(Inglaterra)) [29].

Es un paquete de funciones matemáticas desarrollado para el entorno de programación MATLAB de libre distribución, el cual tiene como objetivo realizar la simulación de propagación de ondas acústicas en el dominio del tiempo [28]. Esta herramienta soluciona las ecuaciones acústicas acopladas de primer orden con un método de solución pseudo-espectral (para mayor detalle ver Apéndice A). Este software se diseñó para poder simular la propagación de ondas acústicas de una forma rápida y fácil de utilizar. Las ventajas que ofrece esta aplicación son :

- Un modelo directo y fácil de usar de propagación de ondas acústicas en medios homogéneos o heterogéneos con la ley de absorción de potencia en 1D,2D y 3D.
- La posibilidad de simular superficies de sensado con elementos direccionables independientemente.
- Parámetros de entrada opcionales para ajustar la visualización y el desempeño, incluyendo la opción de crear una animación de la propagación de la onda y también poder correr las simulaciones con la ayuda de unidades de procesamiento gráfico(GPU).

Cuando una onda acústica (por ejemplo, ultrasónica) pasa a través de un medio provoca fluctuaciones en la presión, densidad, temperatura, velocidad de las partículas, etc. Debido a que la mayoría de los micrófonos e hidrófonos son sensibles a una cierta combinación de presión acústica y velocidad de las partículas, es que este paquete se enfoca a estos campos y que se obtienen como salidas para el usuario si este así lo requiere.

Otra razón por la que se enfocaron en la presión y velocidad de partícula al realizar este paquete *k-Wave* es que la mayor parte de las fuentes acústicas pueden ser caracterizadas como fuentes de presión o velocidad y esto es de igual forma definible en las simulaciones. La diferencia clave entre ellas es que la velocidad es un vector, así una fuente de velocidad tiene una dirección inherente asociada, mientras que una fuente de presión irradiará en todas direcciones (aunque la forma de un transductor de presión puede enfocar el campo con más fuerza en una dirección que otra). Un ejemplo de una fuente de velocidad es la superficie de un transductor piezoeléctrico. Si la velocidad de la superficie puede medirse entonces esa podría utilizarse como una entrada a "*k-Wave*" para modelar el campo acústico del transductor.

"*k-Wave*" trata el medio de propagación como un fluido que absorbe el sonido, medio en el que la atenuación tiene la misma dependencia en frecuencia que tiene el tejido biológico. Esto es preciso para situaciones en las que la onda transversal es despreciable, como es el caso del tejido biológico blando. La capacidad de simular, de manera eficiente, la propagación de ultrasonido en el que el valor de atenuación es especificable arbitrariamente como una potencia de la frecuencia es uno de los puntos fuertes del "*k-Wave*". También puede manejar las heterogeneidades en la densidad y la velocidad del sonido en el medio o medios de propagación. Combinado con su eficiencia computacional, estas características lo convierten en una herramienta útil para las personas que trabajan en acústica, ultrasonido o campos relacionados.

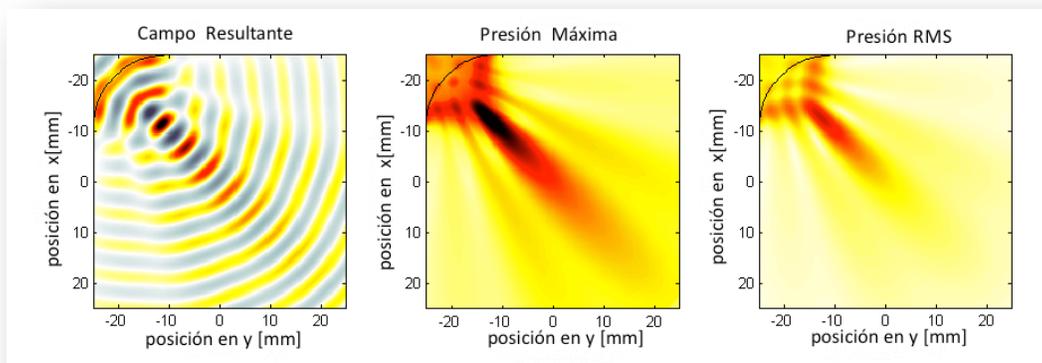


Figura 37. Muestra los planos que se logran como resultado de la simulación en 2D de un transductor ultrasónico con el uso del paquete *k-Wave*.

Definición binaria de los sólidos a simular (Máscaras)

Para realizar las simulaciones es necesario primero definir todos los elementos que intervienen en el sistema, el transductor de ultrasonido, los medios en este caso agua y el volumen de la muestra correspondiente y por ultimo el Plano XY del sensor. La manera en que trabaja “k-Wave toolbox” es con matrices binarias cuya dimensión depende del espacio a simular (1D, 2D ó 3D). En una o dos dimensiones el pixel es la unidad mínima pero en tres es el voxel (abreviatura del inglés que significa pixel volumétrico) y por ejemplo, si queremos definir el hidrófono de aguja dentro de un volumen de dimensiones z, x, y , entonces se define una matriz de dimensiones z, x, y , donde se almacena el valor (1) en el lugar de la matriz que ocuparía la punta del hidrófono ya que es la parte que sensa las señales en el dispositivo, en este caso un voxel.

Se definió un espacio de tres dimensiones de $8 \times 5 \times 5$ cm porque en este caben los dispositivos y las muestras correspondiendo con el sistema experimental. El volumen total fue discretizado en pasos de 0.5 mm en cada uno de los tres ejes, el paso fue definido así porque es menor que la mitad de la longitud de onda de la señal de ultrasonido que se quiere simular y no se recomienda usar un paso mas pequeño porque se eleva el tiempo de simulación. De aquí se obtuvo la matriz tridimensional binaria que representa el volumen total en el que caben todos los elementos del sistema antes mencionados. A continuación se explica como se crearon las máscaras de los dispositivos tanto emisor como receptor y los medios en los que se propagará la onda simulada.

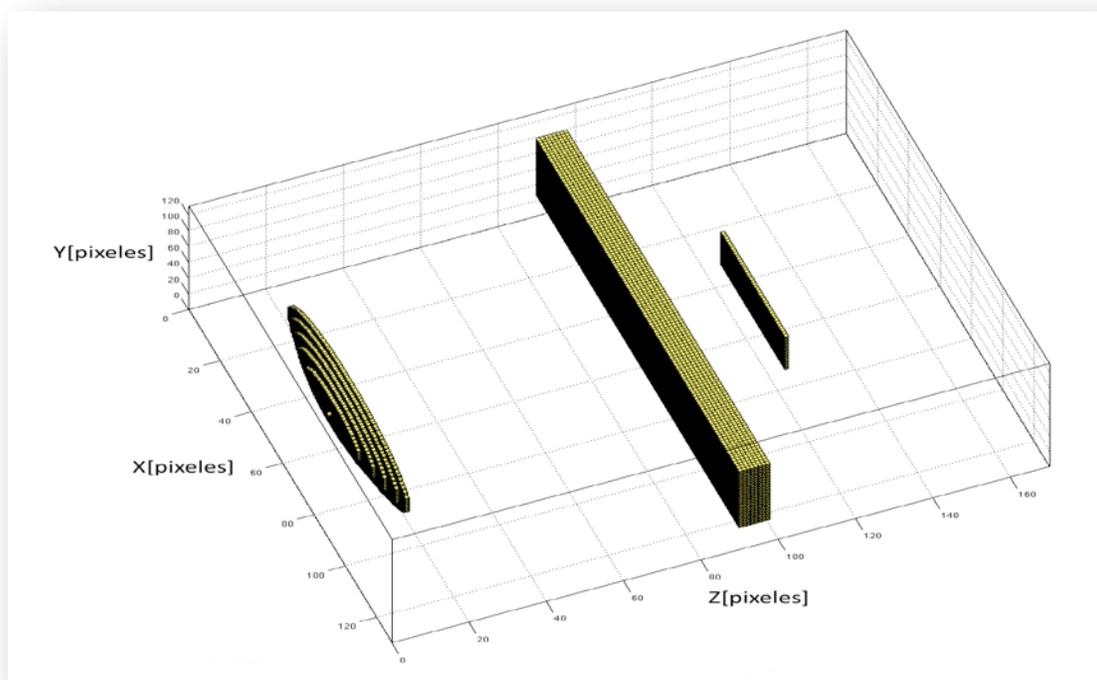


Figura 38. Elementos de la simulación representados con voxels, de izquierda a derecha esta el elemento piezoeléctrico del transductor, la muestra y el Plano XY de sensado.

Transductor

Al observar detalladamente el transductor de la fase experimental se obtuvieron sus dimensiones y también su posición dentro del sistema; con estas se hizo una función que tiene como entradas el radio de la esfera, el radio del transductor, la distancia focal y la posición del foco en dirección del eje z, a partir de la cual se obtiene la sección esférica como se muestra en la Figura 39. Para facilitar la programación se determinó que el centro del transductor estaría en el centro del plano XY. A la salida la función genera una matriz binaria que contiene al transductor situado en la posición designada.

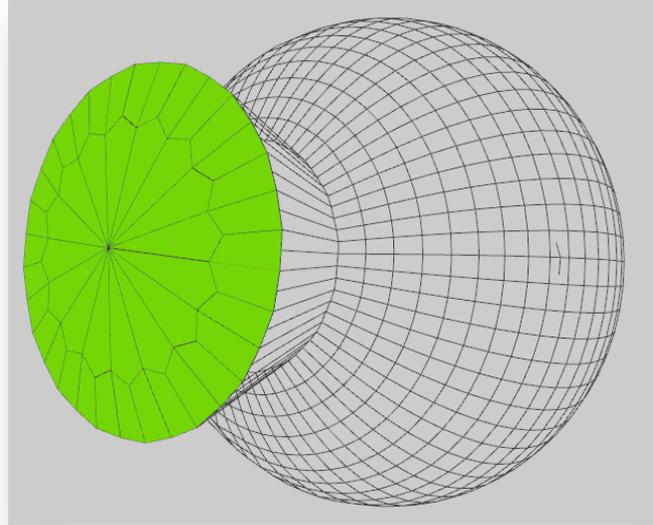


Figura 39. Sección de la esfera que describe físicamente la superficie del transductor.

Plano de sensado XY

Es necesario definir el plano de sensado XY, aunque en la experimentación se utiliza un hidrófono de aguja, gracias al sistema automatizado que movía el hidrófono, se adquirieron datos equivalentes como si se tuvieran planos de detección. En la simulación nos interesa que el plano tenga la misma dimensión que el experimental por lo tanto es de 28 x 28[mm]. Para cumplir con estas dimensiones, la función `sensor.mask` crea otra matriz binaria que contiene la definición de cualquiera de los dos planos XY y XZ aunque este último no se utiliza todavía, dado que el tamaño de los planos es fijo, como entrada de la función solo necesita una posición en el eje Z a partir del centro del plano, en el eje del transductor. En la figura vemos una representación con voxels del plano sensor.

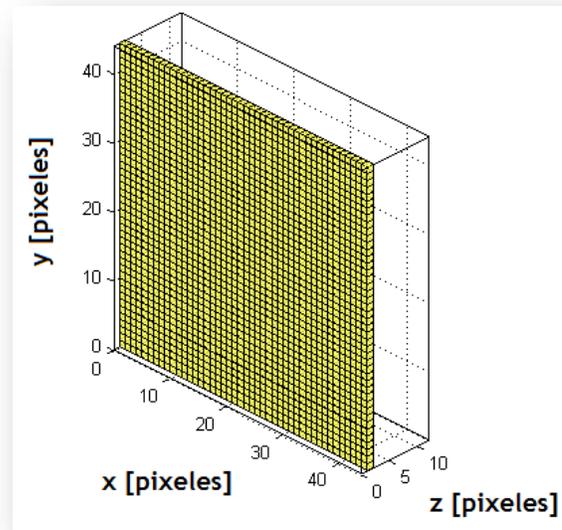


Figura 40. Plano XY de sensado.

Muestras

La propagación del ultrasonido se realiza en medios heterogéneos, pero el principal de éstos es el agua, después los materiales plásticos, las propiedades del material que debemos especificar en el programa son: el valor de la velocidad de propagación del sonido y la densidad del material, el primero en m/s y el segundo en kg/m^3 . El principio para generar estas matrices es el mismo a diferencia de que se crea una para cada propiedad del material y después de tener la matriz binaria, se multiplica por el valor de la densidad para obtener una matriz que en lugar de unos, tiene constantes y para el caso de la velocidad de propagación del sonido se procede de la misma forma. Las matrices se llaman `medium.density` y `medium.sound_speed` respectivamente. Existen varias formas de crear estas matrices, por ejemplo, de forma explícita o usando datos de otras simulaciones. Los materiales plásticos usados en la fase experimental son los que se muestran en la Figura 24 para los cuales se realizaron las correspondientes simulaciones, lo que varía en cada caso es el valor de densidad, velocidad de propagación del sonido en el material y también el grosor, lo que nos permite hacer pocos cambios en el programa para efectuar la simulación en cada material.

Señal de excitación del transductor

Cuando ya se cuenta con las matrices para la simulación, el paso siguiente es la señal de excitación para este fin contamos con una función dentro del paquete que se encarga de generarla. Esta función se llama "toneBurst.m" y es necesario incluir algunos valores constantes como entrada para obtener específicamente la señal necesaria. Se trata de una señal senoidal de 30 ciclos encerrada en una envolvente gaussiana que tiene una amplitud de $10 V_{pp}$. En la figura se aprecia esta señal.

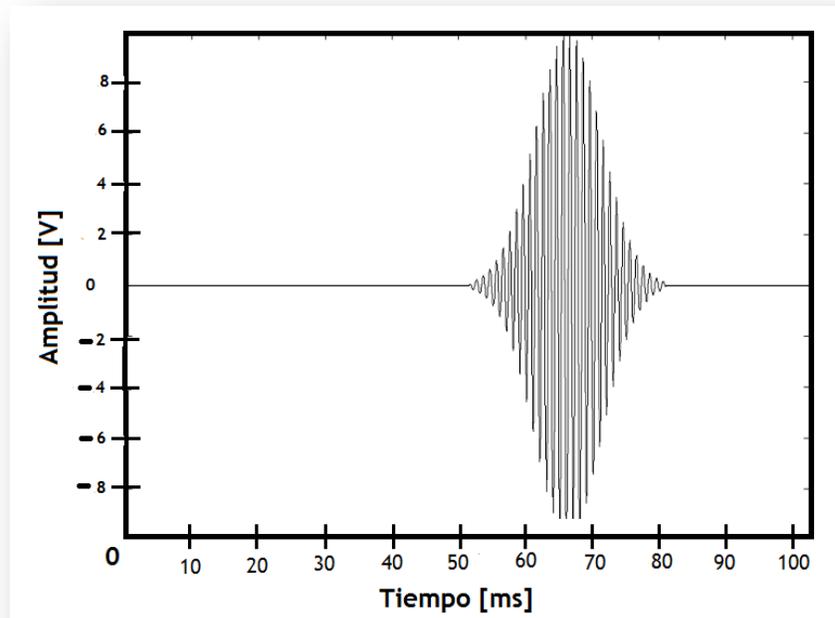


Figura 41. Simulación de la señal de excitación.

Cuando ya se tienen las matrices binarias que describen los elementos del arreglo experimental a simular, lo siguiente es correr las simulaciones para obtener una matriz de datos bidimensional la cual se debe transformar en una tridimensional con ayuda de una función llamada "reshape.m" hecho lo anterior se tiene una matriz de dimensiones X,Y,N donde X y Y son las dimensiones del Plano XY y N es el numero de muestras que forma una de las señales guardadas en cada una de las posiciones del plano. Estas señales muestran el comportamiento de la presión en esa posición del plano y la amplitud de estas se expresa en unidades arbitrarias. En la Figura 42 se observan tanto la señal simulada para la medición con la muestra en color verde y la señal para la medición sin la muestra en azul.

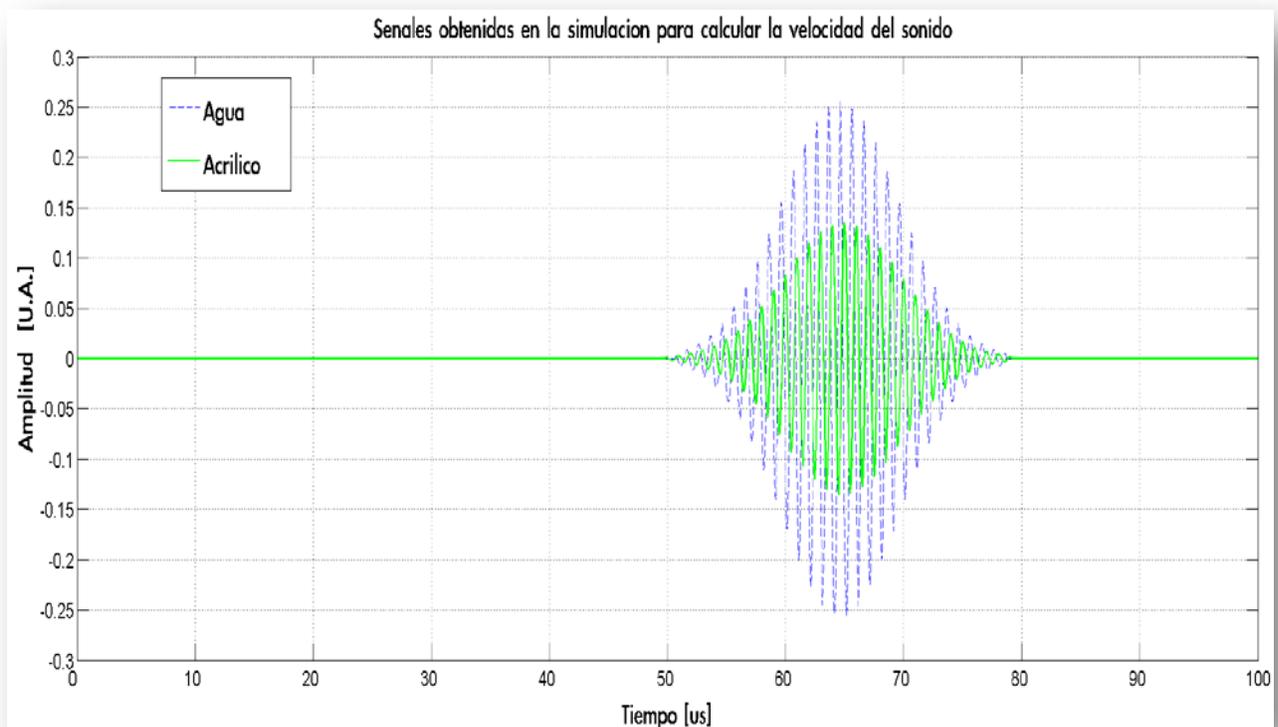


Figura 42. Gráfica que muestra las dos señales de mayor amplitud que corresponden a la posición central del plano XY adquirido de la simulación para la muestra de acrílico de $\frac{1}{8}$ ". Con estas se calcula la velocidad del sonido para el material. Además se observa el efecto de atenuación que afecta a la onda al atravesar la muestra.

Dado que de la simulación se obtienen señales semejantes a las experimentales, se siguieron los mismos pasos que en el capítulo 2 para llegar a los resultados para la velocidad del sonido y se presentan en la Tabla 7 a continuación :

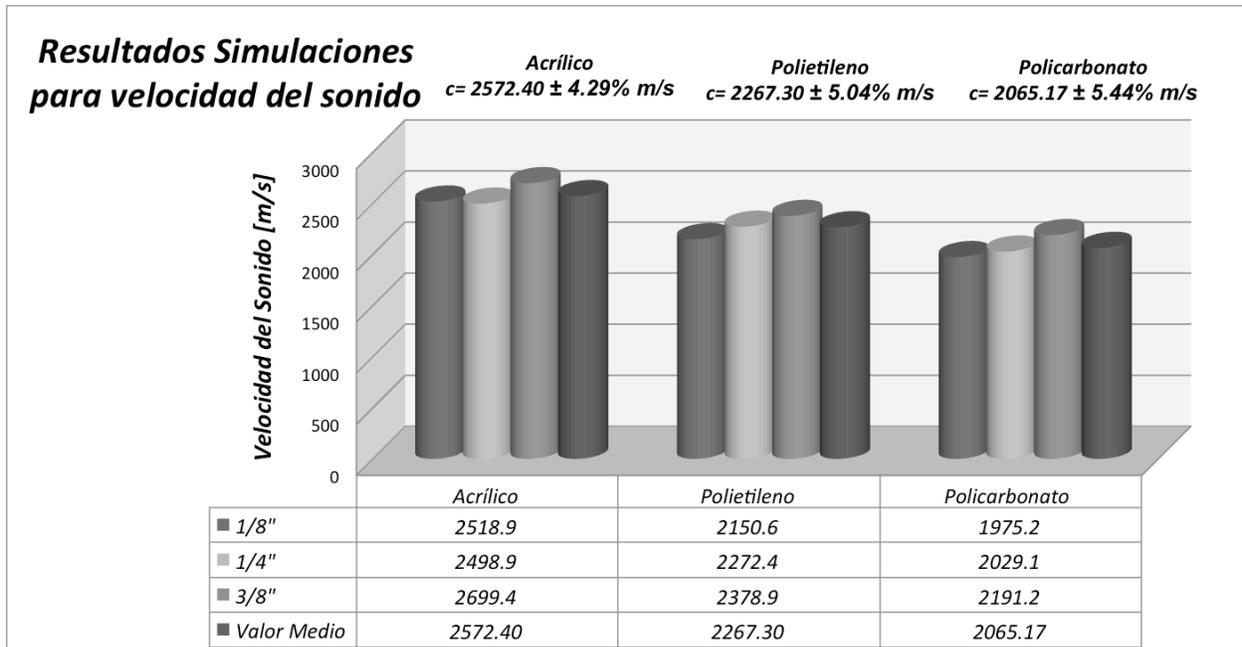


Tabla 7. Se muestran los datos de velocidad del sonido calculados con los datos de las simulaciones para los tres distintos plásticos a 1MHz.

De igual manera que en el caso experimental para los cálculos de la atenuación se utilizó la ecuación Ec.66 y se obtuvieron los siguientes resultados :

Resultados Simulaciones para Coeficiente de Atenuación

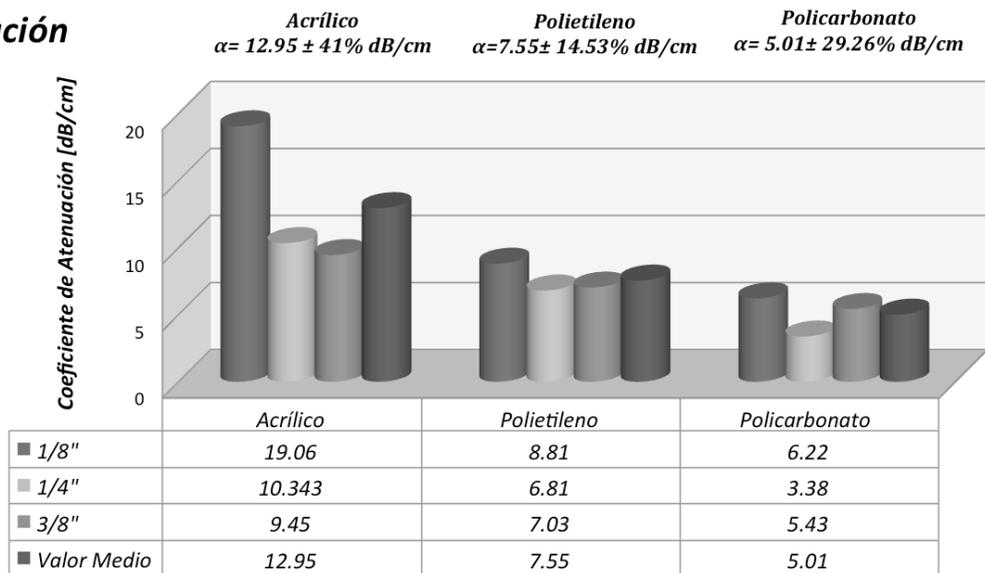


Tabla 8. Esta gráfica muestra los valores del coeficiente de atenuación en dB/cm para los materiales utilizados en las mediciones a 1MHz.

Conclusiones del Capítulo

En este capítulo se encuentran explicados los pasos y elementos necesarios para realizar las simulaciones utilizando el paquete de funciones “k-Wave toolbox” junto con el módulo GPUmat para utilizar los procesadores de una tarjeta gráfica como procesadores de cálculo y acelerar el proceso de simulación. El “k-Wave” se instala dentro de MATLAB y se acopla como las demás herramientas incluidas en este ambiente de programación. Al utilizar el módulo GPUmat se disminuye el tiempo que tarda en correr cada simulación en un 75% y esta es una razón que justifica el uso de este módulo en conjunto con la tarjeta de video.

Debido a la estructura de las simulaciones es sencillo aprender a definir las matrices binarias que describen físicamente los elementos de una simulación para ultrasonido, por ejemplo para el transductor, como se puede ver en este capítulo, se definió como una sección esférica sin mayor problema y también acepta que las fuentes acústicas sean variantes en el tiempo como es el caso de los pulsos senoidales utilizados. Otra ventaja es que para simular un sensor puede ser definido con una forma arbitraria desde un punto hasta una esfera o varias esferas siempre y cuando estén contenidos todos los elementos dentro del espacio definido a simular. También es posible definir medios de propagación heterogéneos con valores de densidad y velocidad del sonido arbitrarios, aunque como “k-Wave” está diseñado para simular la propagación de las ondas acústicas en tejido biológico blando, solo se puede asignar un coeficiente de atenuación general para el espacio simulado, lo que significa que no puede asignarse independientemente en el caso de simular distintos medios de propagación.

Los datos obtenidos de las simulaciones son más fácilmente procesados debido a que las señales no contienen ruido y de esta manera es sencillo localizar el punto de llegada de la señal con el criterio de la primera desviación aparente. De igual forma que para el análisis de los datos experimentales se compararon las señales de interés por medio de la correlación cruzada para obtener la diferencia de tiempo entre ambas y a partir de ahí y con el grosor del material calcular la velocidad del sonido y el coeficiente de atenuación.

Las simulaciones tratan de ser lo más cercanas posibles a los experimentos realizados descritos en el capítulo 2, tomando en cuenta las distancias y posiciones tanto de los dispositivos como las muestras, la temperatura y propiedades de los materiales. Los resultados para la velocidad del sonido que se muestran en la Tabla 8 presentan una desviación estándar máxima de 5.44% que es aceptable, no así en el caso del coeficiente de atenuación que el valor de desviación estándar mínimo resultó ser para el polietileno con 14.53%, con lo que se confirma la necesidad mejorar la simulación para definir el coeficiente de atenuación de la misma forma que se hace con la densidad y la velocidad.

Capítulo 5 Conclusión General

Una vez establecido el objetivo de realizar mediciones para obtener la amplitud de la presión acústica y con obtenida a partir de y la necesidad de encontrar materiales sintéticos por medio de los cuales sustituir los materiales biológicos en los procesos de investigación, se eligieron tres materiales sintéticos: Acrílico, Polietileno de Alta Densidad y Policarbonato debido a . En la literatura se ha reportado su densidad y la velocidad del sonido en cada uno de ellos, aunque para los valores de atenuación reportados no se encontró un coeficiente de atenuación reportado para la frecuencia utilizada aquí de 1MHz. Las muestras de cada material que se utilizaron para este trabajo se prepararon considerando un grosor comparable con las dimensiones del tejido que se pretende sustituir, tejido óseo de una de las costillas del ser humano que tiene aproximadamente 1 cm de grosor. Debido a que la propagación de ondas de ultrasonido focalizado tiene una geometría cónica es fundamental asegurar que las fases de cada rayo en el plano de medición sean iguales, por ello se procuró que el eje acústico fuera perpendicular al plano de medición en cada una de las adquisiciones. En total se utilizaron tres materiales diferentes con tres grosores distintos para cada uno de ellos y aunque se realizaron mas adquisiciones con distintas combinaciones solamente se utilizaron dieciocho de las matrices de datos adquiridas que corresponden a los materiales individualmente probados y los demás datos serán utilizados para un trabajo posterior. La velocidad del sonido en cada material se obtuvo utilizando el método de transmisión transversal y el cálculo se realizó a través de una comparación entre tiempos de viaje de la onda en el material y la onda en un medio de referencia con ayuda del cálculo del coeficiente de la correlación cruzada. Entonces al obtener este dato de la diferencia de tiempo y el grosor del material se obtuvo el valor para la velocidad del sonido en cada caso. La información obtenida de cada una de las mediciones se guardó en una matriz de MATLAB de la cual se extrajo la señal amplitud de presión acústica en cada punto de adquisición. Para calcular la velocidad del sonido se utilizaron las mediciones realizadas en un corte del plano XY. Utilizando las mismas condiciones y disposición de los elementos experimentales se realizaron simulaciones basadas en el paquete de funciones k-Wave, este paquete presenta muchas ventajas para simular la propagación de ondas acústicas, tanto de fuentes como de detectores, pero al estar enfocado a las simulaciones en tejido biológico blando, permite definir espacialmente secciones de materiales heterogéneos y la densidad y velocidad del sonido en éstos pero no es posible introducir un coeficiente de atenuación independiente para cada material sino que el que se define es general y por defecto es $\alpha = 0.1f^{1.5x}$ dB/cm que corresponde al tejido biológico blando. Esto afectó la amplitud de las señales simuladas pero para calcular los valores de velocidad de propagación del sonido no se observó una dependencia directa respecto al coeficiente de atenuación. No sucedió así con los valores de atenuación que muestran una dependencia directa observable en la amplitud de las

señales y que suponemos se obtendrían datos mas similares a los experimentales si en la simulación se pudiera definir el coeficiente de atenuación con el uso de una matriz en vez de una constante. La temperatura influye en el valor de la velocidad de propagación y en el coeficiente de atenuación y aunque en este trabajo se tomó en cuenta el valor al cual se realizaron las mediciones experimentales como entrada en el calculo de la velocidad del sonido. Las mediciones no se realizaron a temperatura controlada y en las simulaciones la temperatura no es una variable de entrada.

En cuanto a los resultados obtenidos a continuación se muestra una comparación entre valores de velocidad del sonido experimentales, medidos y reportados para los materiales de muestra:

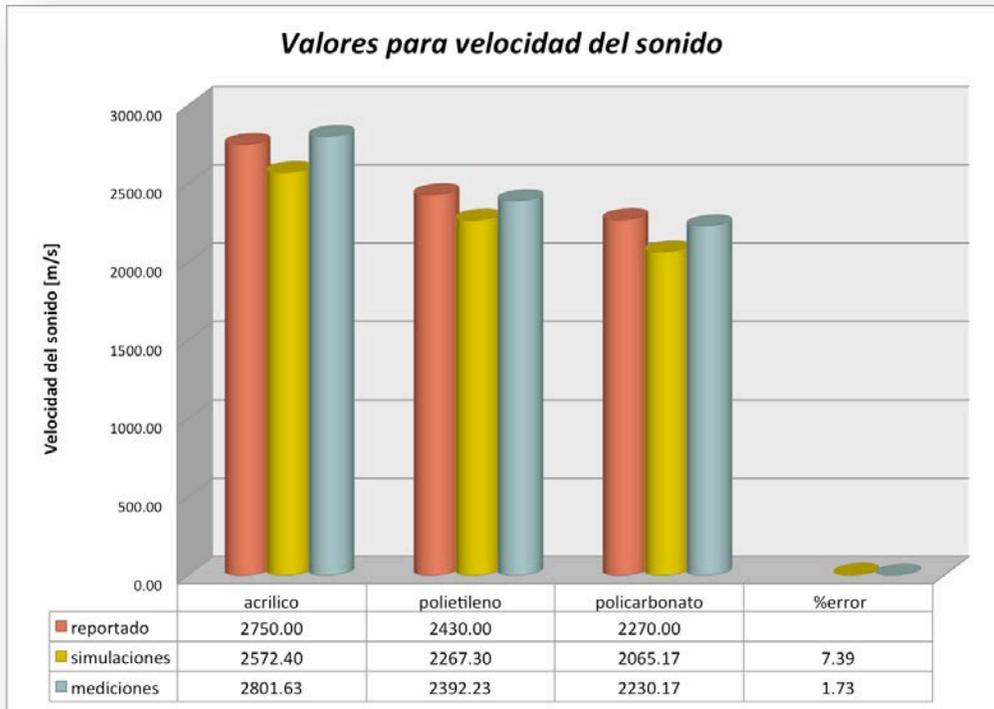


Tabla 9. Valores obtenidos para velocidad de propagación del sonido adquiridos con datos de las mediciones en verde, con datos de las simulaciones en amarillo y finalmente los valores reportados en naranja [24].

La siguiente Tabla 10 muestra una comparativa de los valores de atenuación:

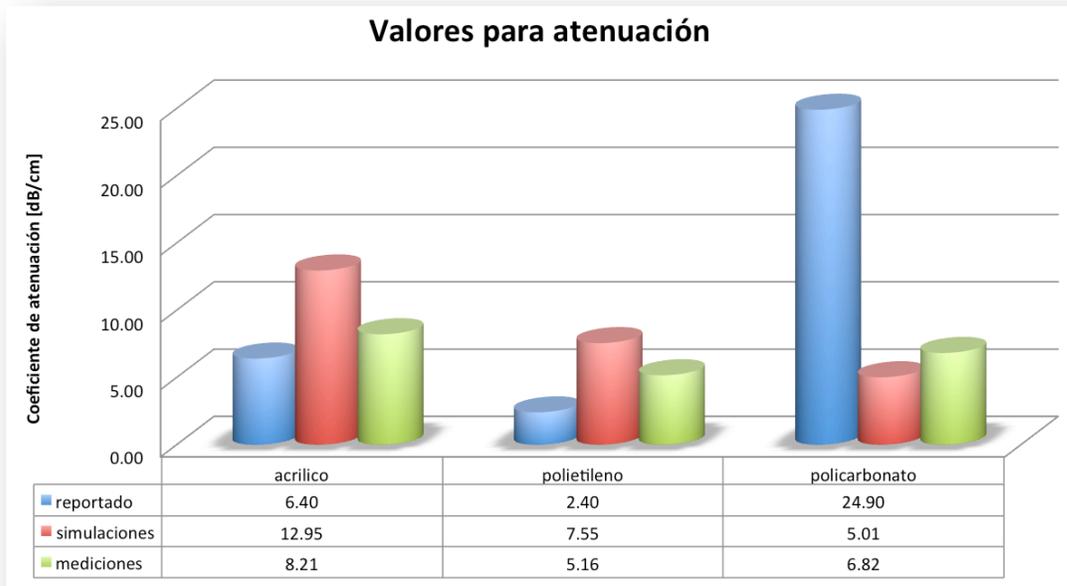


Tabla 10. Valores para el coeficiente de atenuación de los materiales, en este caso no se agregó el cálculo del error respecto al valor reportado debido a que estos corresponden a la frecuencia de 5MHz. Para el polietileno se utilizó el valor reportado de 2.40 dB/cm que pertenece al polietileno de baja densidad porque no se encontró valor reportado para el polietileno de alta densidad.

De las Tabla 9 anterior se observa que tanto la simulación como las mediciones se acercan bastante a los valores reportados; el error porcentual esta calculado en referencia al valor reportado como un indicativo nada más porque en estos materiales varían los valores reportados dependiendo del fabricante hasta en un 2% por lo que se recomienda en caso de utilizarlos para experimentación obtener los parámetros de interés mediante un método confiable para cada muestra, medición que no fue posible realizar al inicio de este trabajo. Pero analizando los resultados obtenidos; se tiene que desviación estándar mas elevada para valores de velocidad del sonido a partir de las mediciones fue de 2.6% y el error porcentual máximo fue de 1.88% referido a los valores reportados, aunque a partir de las simulaciones fueron de 5.44% y 7.39% respectivamente; con estos valores se puede concluir que tanto el arreglo experimental y las simulaciones de propagación del ultrasonido funcionan satisfactoriamente como una primera aproximación para realizar los cálculos de velocidad de propagación del sonido en medios heterogéneos.

En cuanto a los valores obtenidos para los coeficientes de atenuación se aprecia en la Tabla 10 que además de que la desviación estándar de estos es alta, los valores calculados y los reportados no se relacionan además de que no corresponden a la misma frecuencia por lo que no es posible utilizar estos valores.

Antes de modificar el programa de las simulaciones o realizar más mediciones se sugiere el análisis más profundo de los datos adquiridos utilizando un grupo representativo de las señales de máxima amplitud que son las mas cercanas al centro en los Planos XY para calcular tanto la velocidad del sonido como el coeficiente de atenuación, si se obtienen valores satisfactorios entonces se redefine el método de análisis y de lo contrario decidir si es necesario modificar el programa o el modelo utilizado en las simulaciones o realizar las simulaciones con otro método que sea mas conveniente para obtener la atenuación y de igual forma con el método experimental.

Bibliografía

- [1] H. Azhari, *Basics of biomedical ultrasound for engineers*, IEEE, John Wiley & sons, 2010.
- [2] Fry, W.J., Mosberg, W.H. Jr., Barnard, J.W., Fry, F.J., "Production of focal destructive lesions in the central nervous system with ultrasound". *J Neurosurg.*; 11(5):471-8 1954.
- [3] Jolesz, F.A., "Magnetic resonance imaging-guided focused ultrasound", *Topics in Magnetic Resonance Imaging*; 17(3):137 2006.
- [4] Robyn Greaby, Vesna Zderic, Shahram Vaezy, "Pulsatile Flow Phantom for Ultrasound Image-Guided HIFU Treatment of Vascular Injuries", *Ultrasound in Medicine & 33(8): 1269-76 2007.*
- [5] Thuroff, S., Chaussy, C., Vallancien, G., Wieland, W., Kiel, H.J., Le Duc A, Desgrandchamps F, De La Rosette JJ, Gelet A. "High-intensity focused ultrasound and localized prostate cancer: efficacy results from the European multicentric study". *J Endourol*; 17(8):673-677 2003.
- [6] Stewart, E.A., Gedroyc, W.M., Tempany, C.M., Quade, B.J., Inbar, Y., Ehrenstein, T., Shushan, A., Hindley, J.T., Goldin, R.D., David, M., Sklair, M., Rabinovici, J. "Focused ultrasound treatment of uterine fibroid tumors: safety and feasibility of a noninvasive thermoablative technique". *Am. J. Obstet. Gynecol.* ; 189(1): 48-54 2003.
- [7] Hynynen, K., Pomeroy, O., Smith, D.N., et al. "MR imaging-guided focused ultrasound surgery of fibroadenomas in the breast: A feasibility study". *Radiology* ; 219:176 -185 2001. Mitragotri, S. "Healing sound: the use of ultrasound in drug delivery and other therapeutic applications". *Nat. Rev. Drug Discov.* ; 4(3):255-260 2005.
- [8] Mitragotri, S. "Healing sound: the use of ultrasound in drug delivery and other therapeutic applications". *Nat. Rev. Drug Discov.* ; 4(3):255-260 2005.
- [9] Sapozhnikov, O.V., Khokhlova, V.A., Williams, J.C. Jr. et al. "Effect of overpressure and pulse repetition frequency on cavitation in shock wave lithotripsy". *J. Acoust. Soc. Am.* 112:1183-1195 2002.
- [10] Umemura, S., Kawabata, K., Sasaki, K. "In vivo acceleration of ultrasonic tissue heating by microbubble agent". *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 52:1690-1698, 2005.
- [11] Curiel, L., Chavier, R., Souchon, R., Birer, A., and Chapelon, J. Y., "1.5D High Intensity Focused Ultrasound Array for Non-Invasive Prostate Cancer Surgery," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 49:231-242, 2002.

- [12] J.E. Kennedy, F.Wu, G.R. Ter Haar, F.V. Gleeson, R.R. Phillips, M.R. Middleton, D. Cranson, "High-intensity Focused Ultrasound For The Treatment Of Liver Tumours", *Ultrasonics*, Volume 42, 2004.
- [13] Ginter, S. "Numerical simulation of ultrasound-thermotherapy combining nonlinear wave propagation with broadband soft-tissue absorption" *Ultrasonics* 27, 693–696 2000.
- [14] Duck F.A., *Physical Properties of Tissue*, Academic Press, 1990.
- [15] Ophir, J., Alam, S.K., Garra, B., Kallel, F., Konofagou, E., Krouskop, T., and Vargehez, T., "Elastography: Ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissue", *Proc. Inst. Mech. Eng.* 213(H):203–233, 1999.
- [16] Lopez O., Amrami K.K., Manduca A., and Ehman R.L., "Characterization of the dynamic shear properties of hyaline cartilage using high-frequency dynamic MR elastography", *Magn. Reson. Med.* 59(2):356–364, 2008.
- [17] *CRC Handbook of Chemistry and Physics*, 61ª edición, CRC Press, 1980–1981.
- [18] Beyer, R.T. y Letcher, S.V., *Physical Ultrasonic*, Academic Press, 1969.
- [19] Duck, F.A., Baker, A.C., y Starritt, H.C., *Ultrasound in Medicine*, Inst. in Phys. Ed., 1998.
- [20] Mayer, W., G., "Energy partition of ultrasonic waves at flat boundaries", *Ultrasonics* 3(2):62-68, 1965.
- [21] H. Azhari, An ultrasonic method for determination of bone density, M. Sc. Dissertation, Tel Aviv University, 1984.
- [22] Merkulova, V.M., "Accuracy of the pulse method for measuring the attenuation and velocity of ultrasound", *Sov. Phys. Acoust.* 12, 411-467, 1967.
- [23] P. Laugier, G. Haiat, Editors, *Bone Quantitative Ultrasound*, Universit' Pierre et Marie Curie, CNRS, Laboratoire d'Imagerie Parametrique, Paris France, 2011.
- [24] *Tablas de propiedades acústicas*, Onda Corporation, www.ondacorp.com, 2011.
- [25] C.R. Hill, J. C. Bamber, G. R. Ter Haar, *Physical Principles of Medical Ultrasonics*, John Wiley & Sons, 2ª Ed., 2004.
- [26] Howard, S.M., Zanelli, C.I., "Characterization of a HIFU field at high intensity", *Ultrasonics Symposium*, IEEE, 1051-0117, 2007.
- [27] Marczak, "Water as a standard in the measurements of speed of sound in liquids", *J. Acoust. Soc. Am.*, 102, 2776-2779, 1997.
- [28] B. E., Treeby, B. T. Cox, "k-Wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave fields", *J. Biomed. Opt.*, vol. 15, no. 2, p. 0213-14, 2010.
- [29] <http://www.k-wave.org/>, 2012.
- [30] Hoffelner, J.; Landes, H.; Kaltenbacher, M.; Lerch, R.; , "Finite element simulation of nonlinear wave propagation in thermoviscous fluids including dissipation," *Ultrasonics*,

Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on , vol.48, no.3, pp.779-786 2001.

- [31] Y.-L. Sheu and P.-C. Li, "Simulations of photoacoustic wave propagation using a finite-difference time-domain method with Berenger's perfectly matched layers," *J. Acoust. Soc. Am.* 1246, 3471–3480, 2008.
- [32] B. E. Treeby and J. Pan, "A practical examination of the errors arising in the direct collocation boundary element method for acoustic scattering," *Eng. Anal. Boundary Elem.* 3311, 1302–1315 2009.
- [33] T. D. Mast, L. P. Souriau, D. L. D. Liu, M. Tabei, A. I. Nachman, and R. C. Waag, "A k-space method for large-scale models of wave propagation in tissue," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 482, 341–354 2001.
- [34] M. Tabei, T. D. Mast, and R. C. Waag, "A k-space method for coupled first-order acoustic propagation equations," *J. Acoust. Soc. Am.* 1111, 53–63 2002.
- [35] B. T. Cox, S. Kara, S. R. Arridge, and P. C. Beard, "k-space propagation models for acoustically heterogeneous media: application to biomedical photoacoustics," *J. Acoust. Soc. Am.* 1216, 3453–3464 2007.
- [36] B. E. Treeby and B. T. Cox, "Fast, tissue-realistic models of photoacoustic wave propagation for homogeneous attenuating media," in *Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2009*, A. A. Oraevsky and L. V. Wang, Eds., *Proc. SPIE* 7177, 717716 2009.
- [37] B. T. Cox, J. G. Laufer, K. P. Köstli, and P. C. Beard, "Experimental validation of photoacoustic k-space propagation models," in *Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2004*, A. A. Oraevsky and L. V. Wang, Eds., *Proc. SPIE* 5320, 238–248 2004.
- [38] J.-P. Berenger, "A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves," *J. Comput. Phys.* 114(2), 185–200 (1994).
- [39] X. Yuan, D. Borup, J. W. Wiskin, M. Berggren, R. Eidens, and S. A. Johnson, "Formulation and validation of Berenger's PML absorbing boundary for the FDTD simulation of acoustic scattering," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 44(4), 816–822 (1997).
- [40] T. K. Katsibas and C. S. Antonopoulos, "A general form of perfectly matched layers for three-dimensional problems of acoustic scattering in lossless and lossy fluid media," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* 518, 964–972 2004.
- [41] B. Fornberg, "High-order finite differences and the pseudospectral method on staggered grids," *SIAM (Soc. Ind. Appl. Math.) J. Numer. Anal.* 274, 904–918 1990.

Apéndice A Descripción del paquete “k-wave”

El paquete de funciones para MATLAB llamado “k-Wave” que se encuentra en la página del proyecto [29] y fue diseñado inicialmente para realizar simulaciones de campos de ondas foto acústicas de forma simple y rápida. La simulación se basa en un modelo pseudo-espectral llamado “k-space” para resolver en el dominio del tiempo las ecuaciones acústicas acopladas de primer orden en medios homogéneos o heterogéneos y esto en una, dos o tres dimensiones. Además de que permite la optimización del tiempo de cálculo con el procesamiento en paralelo utilizando una unidad de procesamiento de gráficos(GPU).

El paquete incluye funciones que permiten:

- Utilizar un modelo de propagación de ondas acústicas en medios heterogéneos.
- Posibilidad de modelar superficies emisoras de ondas de ultrasonido.
- La posibilidad de modelar superficies de detección con formas arbitrarias y con elementos de sensado direccionables.
- La posibilidad de utilizar el modelo de propagación como un algoritmo flexible de reconstrucción de imágenes.
- Un rápido algoritmo de reconstrucción de imágenes para datos adquiridos con un detector lineal(2D) o planar(3D).

A.1 Método pseudo-espectral y k-space

Para resolver las ecuaciones diferenciales parciales en el área de acústica los métodos numéricos comúnmente utilizados son los de diferencias finitas, de elementos finitos y elementos de frontera. Estos métodos son excelentes para varias aplicaciones, pero para modelado en el dominio del tiempo de ondas de alta frecuencia éstos se vuelven lentos y complicados. Y esto porque requieren de muchos puntos por longitud de onda y paso temporal muy corto para minimizar la dispersión numérica no deseada. El método pseudo-espectral (que representa una extensión del método de diferencias finitas) ayuda a resolver el problema de complicación de los cálculos y la aproximación que se hace con el método k-space logra agilizar el cálculo.

Utilizando el método de diferencias finitas, el gradiente del campo se estima utilizando interpolación lineal entre los valores de los nodos de la malla. Un mejor valor estimado del gradiente se obtiene al ajustar un polinomio de mayor grado a un mayor número de nodos y calculando la derivada del polinomio. A mayor número de nodos usados mayor es el grado del polinomio requerido, y más preciso el valor estimado de la derivada.

El método pseudo-espectral lleva lo anterior más allá y ajusta las series de Fourier al a todos los nodos; algunas veces es referido como un método global más que local. Existen dos ventajas significativas al utilizar las series de Fourier: primero, las amplitudes de los coeficientes de las series de Fourier son calculables eficientemente utilizando la FFT, y segundo, las funciones base son senoidales, por lo tanto sólo se requieren dos nodos por longitud de onda, en lugar de los seis a diez requeridos por otros métodos[32].

Mientras el método pseudo-espectral mejora la eficiencia en el dominio espacial, los métodos de diferencias finitas convencionales son aún necesarios para calcular los gradientes (razones de cambio) en el dominio del tiempo. La aproximación por diferencias finitas puede introducir inestabilidad a la simulación numérica y sólo se controla limitando el tamaño del paso temporal. Las técnicas ampliamente clasificadas como métodos *k-space* tratan de contrarrestar esta limitante para permitir pasos temporales mas largos sin comprometer la precisión. Comparando un modelo pseudo-espectral en el dominio del tiempo para un medio acústicamente homogéneo a una solución exacta de la ecuación de onda correspondiente, es posible encontrar expresiones que resuelvan tanto la derivada temporal como espacial de tal forma que las soluciones numéricas sean exactas para pasos temporales arbitrariamente largos. [19,22] Estos ajustes de *k-space* también llevan a mejorar la estabilidad numérica en el caso de medios acústicamente heterogéneos. Un análisis de error detallado de la implementación de la técnica *k-space* se puede encontrar en Tabei et al, [34] y una validación experimental de la técnica *k-space* para foto acústica se encuentra en Cox et al.[37]

A.2 Capa perfectamente acoplada

La simulación de propagación de campos de onda utilizando una malla computacional de dimensiones finitas requiere un eficiente método numérico para calcular las derivadas cerca de las fronteras de la malla. Para los métodos *k-space*, el cálculo de las derivadas en el dominio del espacio utilizando la FFT provoca que las ondas que salen por un lado del dominio reaparezcan en el lado opuesto. Esto se evita implementando una condición de frontera absorbente conocida como capa perfectamente acoplada (PML, por sus siglas en inglés) [24],[39]. Esta es una capa delgada absorbente que engloba el dominio computacional y está regulado por un grupo de ecuaciones no-físicas, que causa una atenuación anisotrópica. El uso de una capa perfectamente acoplada requiere que se descompongan tanto la densidad o la presión de propagación en componentes cartesianas, por ejemplo: $\rho = \rho_x + \rho_y + \rho_z$. Entonces la absorción se define de tal manera que solo los componentes del campo de onda que viaja a través de la capa perfectamente acoplada y en dirección normal a la frontera son absorbidas.

Al incluir la capa perfectamente acoplada, las ecuaciones acústicas de primer orden resultan[38][39]:

$$\frac{\delta \mathbf{u}}{\delta t} = -\frac{1}{\rho_0} \nabla p - \alpha \cdot \mathbf{u},$$

$$\frac{\delta \rho_x}{\delta t} = -\rho_0 \frac{\delta u_x}{\delta x} - \alpha_x \rho_x,$$

$$\mathbf{p} = c \sum_0^2 \rho_{x,y,z} \quad \text{Ecuación 1}$$

Donde la segunda ecuación se repite para cada dirección cartesiana. Aquí $\alpha = \{\alpha_x, \alpha_y, \alpha_z\}$ es la absorción anisotrópica en Nepers/metro y solo es distinta de cero dentro de la capa perfectamente acoplada. El comportamiento de la capa perfectamente acoplada depende de ambos el tamaño y la atenuación de la capa, como también el paso temporal utilizado en la simulación [40]. Cuando se implementa esta capa de manera efectiva, es posible simular la propagación dentro de un dominio infinito, con el método k-space utilizando solamente una pequeña malla computacional [38][39].

A.3 Mallas escalonadas.

La solución numérica de la Ecuación 1 se calcula en varios pasos como se ve en la Ilustración 1. El primer paso es utilizar la distribución de presión dentro del dominio computacional para calcular las derivadas en el espacio $\frac{\delta p}{\delta x}$, $\frac{\delta p}{\delta y}$ y $\frac{\delta p}{\delta z}$. Estos valores se utilizan para actualizar los correspondientes valores de velocidad utilizando diferencias finitas de primer orden. Después, se calculan las derivadas espaciales de la velocidad para cada componente Cartesiana. Estas se usan para actualizar los valores de la densidad acústica dentro del dominio, utilizando también diferencias finitas de primer orden. Finalmente la presión se calcula utilizando la ecuación de estado apropiada.

Para ambos métodos: diferencias finitas y k-space, se logra mayor exactitud y por consiguiente mayor estabilidad al resolver derivadas de orden impar al utilizar mallas escalonadas tanto en espacio como en tiempo [41]. El escalonamiento de las mallas se refiere a que un cambio local en p inmediatamente afectará las velocidades de partícula adyacentes. Los cálculos para la velocidad de partícula y sus derivadas también son escalonadas temporalmente, lo que minimiza los errores al utilizar métodos de diferencias finitas de bajo orden al calcular la derivada temporal. Una descripción más detallada de la metodología computacional implementada en “k-Wave toolbox” se encuentra en las referencias [34][35].

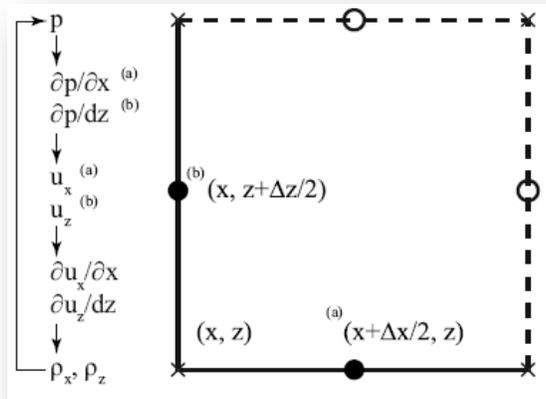


Ilustración 1. Esquema que muestra los pasos para calcular la solución de las ecuaciones acústicas de primer orden para medios heterogéneos utilizando una malla espacial escalonada. Los súper-índices (a) y (b) denotan los parámetros calculados en las mallas x y z respectivamente.

A.4 El paquete "k-Wave"

Este paquete fue diseñado para realizar modelado foto acústico de manera rápida y sencilla. Las funciones que se incluyen se dividen en cuatro categorías:

- Simulación de campos de onda foto acústicos o ultrasónicos.
- La reconstrucción de imágenes foto acústicas.
- La creación de formas geométricas.
- Funciones de sistema y de utilidad general.

Las funciones de simulación calculan la evolución del tiempo de un campo de ondas acústicas dentro de un medio homogéneo o heterogéneo en una, dos o tres dimensiones. Los cálculos se basan en una solución k-space a ecuaciones acústicas acopladas. Estas funciones sirven también para la reconstrucción de imágenes por regresión temporal. Las otras funciones de reconstrucción permiten estimar la presión foto acústica inicial a partir de datos adquiridos a través de sensores con superficies lineales(2D) o planos(3D).

Las funciones de definición de formas geométricas permiten definirlas en base a un sistema de coordenadas cartesianas o en base a la malla computacional formada para realizar la simulación y pueden ser círculos, arcos, discos, esferas, armazones o sólidos. Las funciones basadas en el sistema Cartesiano tienen como salida las coordenadas geométricas de la forma

particular y en cuanto a las que se basan en la malla computacional tienen como salida una matriz binaria cuyas dimensiones son iguales a la de la malla pero en el lugar que ocupa la forma geométrica, esta ocupada con 1's.

Las funciones de utilidad general son las que permiten realizar tareas complementarias como por ejemplo: crear la malla computacional, interpolar las matrices, cargar archivos entre otras.

A.5 Simulación de campos de ondas en el dominio del tiempo

Las funciones de simulación se basan en las ecuaciones acústicas acopladas de primer orden (Ecuación 1) y se utilizan dependiendo si la simulación será en 1, 2 ó 3 dimensiones. Estas funciones necesitan de información sobre la discretización del medio de propagación, sus propiedades acústicas, la distribución inicial de presión o variable en el tiempo y la posición y características de la superficie de sensado que detectará el campo de ondas acústicas. Estas propiedades se asignan como campos dentro de 4 estructuras de entrada : kgrid(malla), medium(medio o medios de propagación), source(fuente) y sensor(elemento(s) de sensado). La propagación del campo de ondas a través del medio es calculada paso a paso con los valores de presión en cada elemento del sensor almacenados en cada iteración. En la Ilustración 2 se observa que para realizar una simulación es necesario tener listas las cuatro estructuras con los datos correspondientes contenidos en cada estructura, por ejemplo, la estructura kgrid es una matriz que representa el espacio(área, superficie o volumen) que contendrá los elementos de la simulación y cuyas dimensiones deben ser 1,2 ó 3 ésta matriz kgrid sirve de plantilla para crear las siguientes. Con respecto a la matriz "medium" que representa el medio o los medios de propagación se define almacenando los valores correspondientes ya sea de velocidad de propagación del sonido o de densidad del medio en la posición correspondiente dentro del espacio kgrid, de esta manera es posible definir diferentes materiales en la simulación. Para la fuente (source) y sensor se definen diferentes formas geométricas, pero solo en el caso del medio de propagación se definen mas elementos dentro de la matriz, ya que los demás deben estar en una sola.

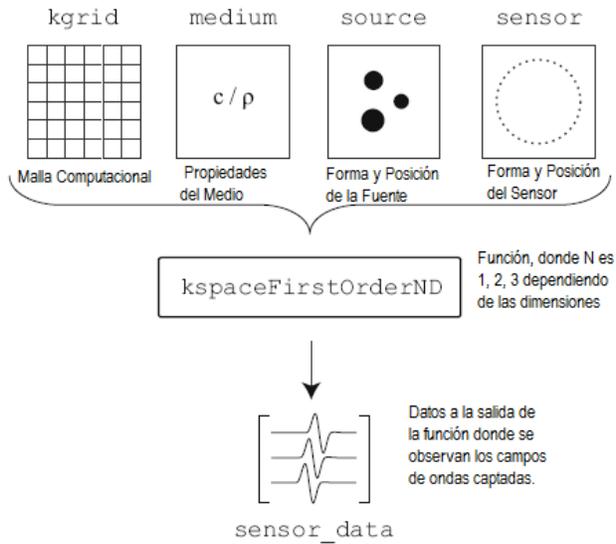


Ilustración 2. Esquema de la estructura de la simulación en el paquete “k-Wave”.

La discretización del medio se realiza por medio de la función `makegrid` que requiere como variables de entrada el tamaño del pixel (dx, dz) y el número de pixeles (N_x, N_z) en cada dirección Cartesiana y se utilizan para crear las discretizaciones Cartesianas y k -space, la salida de esta función es la estructura llamada `kgrid`. Estas discretizaciones se calculan de manera que satisfagan los requisitos de las derivadas espaciales basadas en la FFT. Esta estructura se usa por la simulación y por otras funciones dentro del paquete. Los pasos temporales utilizados en la simulación son definidos por la función `kgrid.t_array`, que se establece en automático al crear la malla `kgrid`, en este caso el arreglo de tiempo es calculado dentro de la simulación por medio de la función `makeTime` en base al tamaño y las propiedades de la malla k -space y el criterio de estabilidad (Courant -Friedrichs-Lewy) $CFL = 0.3$ [34].

Para un medio homogéneo, las variables `medium.sound_speed` y `medium_density` se definen simplemente como valores escalares. Para medios heterogéneos, deben declararse como matrices de $N_z \times N_x$ con valores numéricos arbitrarios. La superficie de sensado `sensor.mask` se define como una matriz binaria (por ejemplo una matriz de $N_z \times N_x$ de 1's y 0's) que representa los pixeles dentro de la malla computacional que recogen los datos, o también como una matriz de $2 \times N$ de coordenadas Cartesianas donde los valores de presión se calculan a cada paso temporal utilizando interpolación.

La visualización de la propagación del campo se actualiza cada 10 pasos temporales durante el procesamiento de la simulación. Cuando se concluye la simulación la función regresa como salida una matriz llamada `sensor_data` que contiene las series de tiempo guardadas en las

posiciones de sensado definidas en la máscara de sensado, dependiendo si las entradas eran coordenadas Cartesianas o matrices binarias es como se define la salida sensor_data.

En el caso de una matriz binaria es necesario utilizar la función unmaskSensorData para transformar la matriz en una que contenga los datos en la misma posición en la que fueron registrados (posición_sensado, tiempo). Propiedades adicionales del medio, de la fuente, y del sensor se asignan utilizando los campos adicionales en las estructuras de entrada de la simulación como por ejemplo: medium.alpha_power, medium.alpha_coeff, sensor.directivity_angle [28].

Apéndice B. Programas

En este apéndice se encuentran los códigos fuente para MATLAB® de los diferentes programas realizados para describir cada una de las matrices tridimensionales binarias requeridas para la realización de las simulaciones y al final para el tratamiento de los datos adquiridos, tanto en las simulaciones como en los experimentos.

B.1 Malla o Matriz computacional kgrid

archivo: [parte del archivo Sim3D_Acrylic_18_0.m](#)

código:

```
% crea malla 3D
x=0.05; % distancia en [m]
y=x;
z = 0.08; %distancia en [m]
dx=0.0005; % pixel en [m]
dy=dx;
dz=dy;
%Convierte longitudes a pixeles
Nx =floor(x/dx);
% numero de pixeles en direccion X
Ny =floor(y/dy);
% numero de pixeles en direccion Y
Nz =floor(z/dz);
% numero de pixeles en direccion Z
kgrid = makeGrid(Nx, dx, Ny, dy, Nz, dz);
```

B.2 Transductor

archivo: *Tx_mask.m*

Crea una sección esférica de radio 1.65[cm] extraída de una esfera con radio 5 [cm]

código:

```
function [source_p_mask] = Tx_mask(kgrid,sphere_curv_radius,
Tx_rad,focus_z,focal_distance)
%Esta función crea la máscara del transductor,con las entradas:
%kgrid (matriz binaria) ,sphere_curv_radius (número de pixeles),
%Tx_rad (número de pixeles), focus_center (número de pixeles)
%crear la matriz vacía, mismo tamaño que kgrid
Nz=kgrid.Nz;
Nx=kgrid.Nx;
Ny=kgrid.Ny;
source_p_mask = zeros(Nz,Nx,Ny);
%centrar el foco del transductor en el centro del plano XY.
focus_x=Nx/2;
focus_y=Ny/2;
%Posicionar el primer punto del transductor en el eje z.
z=focus_z-focal_distance;
%Posicionar el transductor dentro de la matriz dependiendo de (focus_x,focus_y,focus_z)
source_p_mask(z,focus_x,focus_y)=1;
rad_pix=1;
i=1;
while (rad_pix<=Tx_rad)
z_index=z+i;
rad_pix=sphere_section_rad(i,sphere_curv_radius);
source_p_mask(z_index,:)=makeDisc
(Nx,Ny,focus_x,focus_y,rad_pix);
i=i+1;
end
for j=z_index:-1:z
source_p_mask(j,:)=source_p_mask(j,:)-
source_p_mask(j-1,:);
end
end
```

B.3 Medio de propagación.

archivo: *Plastics_Mask.m*

Crea dos matrices binarias del tamaño de *kgrid* y dentro de cada una, en el lugar que ocupa el agua y en el lugar que ocupa el material a simularse se encuentran los valores de velocidad del sonido y de densidad del medio en la matriz respectiva. Se elige entre los diferentes materiales y grosores.

código:

```
function [medium,sensor_z_pos,sound_speed]=Plastics_Mask
(Plastic,focus_z,hydro_pos,Nz,Nx,Ny,dz,c_water)
%entradas:
%Plastico_XX
%(ej:Polyethylene_18,Acrylic_14,etc.)
%focus_z, se define que entre el transductor y el material solo haya una distancia
focal de separación dz: valor de un pixel en metros.
material = Plastic;
medium.sound_speed = c_water*ones(Nz, Nx, Ny); % [m/s]
medium.density =1000*ones(Nz, Nx, Ny); % [kg/m^3]
switch Plastic
case {'Polyethylene_18','Polyethylene_14',
'Polyethylene_38'}
Polye=[3.16e-3 6.28e-3 9.30e-3];
density=960; % [kg/m^3]
sound_speed=2431;%[m/s]
thicks=strncmpi(Plastic(14:15),{'18','14','38'});
thicks=thicks.*Polye;
thicks=thicks(1,find(thicks));
thickness_pix=round(thicks/dz);
case {'Polycarbonate_18',
'Polycarbonate_14','Polycarbonate_38'}
Polyc=[3.12e-3 5.65e-3 9.27e-3];
density=1220; % [kg/m^3]
sound_speed=2300;%[m/s]
thicks=strncmpi(Plastic(15:16),{'18','14','38'});
thicks=thicks.*Polyc;
thicks=thicks(1,find(thicks));
thickness_pix=round(thicks/dz);
```

```

disp('**Polycarbonate**')
case {'Acrylic_18','Acrylic_14','Acrylic_38'}
Acryl=[2.88e-3 5.71e-3 9.12e-3];
density=1200; % [kg/m^3]1180
sound_speed=2810;%[m/s]2700
thicks=strcmpi(Plastic(9:10),{'18','14','38'});
thicks=thicks.*Acryl;
thicks=thicks(1,find(thicks));
thickness_pix=round(thicks/dz);
otherwise
disp('**Plastic not Specified****')
end
sensor_z_pos=focus_z+thickness_pix+hydro_pos;
medium.sound_speed(focus_z:focus_z+
thickness_pix, :, :) = sound_speed;% [m/s]
medium.density(focus_z:focus_z+
thickness_pix, :, :) = density; % [kg/m^3]
end
end

```

B.4 Sensor

Esta función se hizo para definir los pixeles sensores, de tal manera que podamos tener datos de las mismas áreas que en el modelo experimental ($XY= 2.8 \text{ cm}^2$ y $XZ= 5.4 \text{ cm}^2$).

código:

```
DistanceToIgnoreXY = floor(0.014/dx);
DistanceToIgnoreXZ = floor(0.0252/dz);
sensor.mask=zeros(Nz,Nx,Ny);
switchscan_type
case'XY'
sensor.mask(sensor_z_pos,Nx/2-
DistanceToIgnoreXY:Nx/2+
DistanceToIgnoreXY,Ny/2-
DistanceToIgnoreXY:Ny/2+
DistanceToIgnoreXY)=1;
case'XZ'
sensor.mask(sensor_z_pos-
DistanceToIgnoreXZ:sensor_z_pos+
DistanceToIgnoreXZ,Nx/2-
DistanceToIgnoreXZ:Nx/2+
DistanceToIgnoreXZ,Ny/2)=1;
case 'Full_XY'
sensor.mask(sensor_z_pos,,:)=1;
case 'Full_XZ'
sensor.mask(sensor_z_pos:end,,:,Ny/2)=1;
otherwise
sensor.mask(sensor_z_pos,Nx/2,Ny/2)=1;
end
```

B.5 Transformación de los datos de la simulación

Como resultado de la simulación se obtiene una matriz pero para realizar el análisis necesitamos almacenar todos los datos y extraer el arreglo de tiempo para almacenarlos en una estructura matricial en la que en cada elemento de la matriz contenga el vector correspondiente a la señal que se adquirió en cada elemento respetando su posición, este código realiza esa tarea.

Código:

```
[Np, Nt] = size(sensor_data);
sensor_data_sim= reshape(sensor_data,
sqrt(Np), sqrt(Np), Nt);
%time
time=kgrid.t_array;
%wave
Readings=cell(size(sensor_data_sim,1),
size(sensor_data_sim,2));
for j=1:size(sensor_data_sim,2)
for i=1:size(sensor_data_sim,1)
wave=squeeze(sensor_data_sim(i,j,:));
s = struct('time',time,'wave',wave);
Readings{i,j}=s;
end
end
material_save=strcat(scan_type,'_',material,
'_',angle,'_SIM.mat');
save(material_save,'Readings');
```

B.6 Crear mapa con valores RMS a partir de los datos de la simulación

archivo: `rms_map_sim.m`

Al realizar la simulación y ya contar con los datos en una estructura, debemos obtener este mapa RMS.

código:

```
function [rms_map] = rms_map_sim(filtered)
clf
%First sweep rows then change column and sweep rows
rms_map=zeros(size(filtered));
cut_Readings = cell(size(filtered));
% cut noise before signal
index_cut=850;
for j=1:size(filtered,2) % columns
for i=1:size(filtered,1) %Rows
wave=filtered{i,j}.wave';
time=filtered{i,j}.time;
wave=[zeros(1,index_cut-1)
wave(index_cut:length(wave))];
s = struct('time',time,'wave',wave);
cut_Readings{i,j}=s;
end
end
for j=1:size(filtered,2) % columns
for i=1:size(filtered,1) %Rows
wave=cut_Readings{i,j}.wave;
wave=double(wave);
[pks,locs] = findpeaks(wave,'MINPEAKDISTANCE'
,15,'MINPEAKHEIGHT',
max(wave)/120,'NPEAKS',30);
plot(wave); hold on;
plot(locs,pks,'k^','markerfacecolor',
[1 1 0]); hold off;
pause(0.01);
index_min_wave=min(locs);
index_max_wave=max(locs);
wave=wave(index_min_wave:index_max_wave);
```

```

n=length(wave);
rms=norm(wave)/sqrt(n);
rms_map(i,j)=rms;
s = struct('wave',wave);
cut_Readings{i,j}=s;
end
end
max_value=max(rms_map(:));
for j=1:size(filtered,2) % columns
for i=1:size(filtered,1) %Rows
rms_map(i,j)=rms_map(i,j)/max_value;
%Normalize values
end
end
figure(10)
imagesc(rms_map);grid on;
% title(['The maximum is in (',num2str(i),
', ',num2str(j), ')'],
'Color','k','fontsize',11,'FontWeight','bold')
% subplot(2,1,2)
% plotReads(filtered,i,j)
end

```

B.7 Interpolar mapas RMS

archivo: *RMSMap_Interp2_RMSMap_SIM.m*

Para realizar la interpolación de los valores de tal forma que podamos obtener un mapa cuyas dimensiones y número de elementos sean iguales a los obtenidos en las mediciones experimentales. Esto nos permite comparar los datos experimentales y los simulados.

código:

```
%Interpolate in 2D
%the Simulated RMSMap
%to get same size RMSMap_SIM
load('XY_Acrylic_18_0.mat')
min_X=min(X);
max_X=max(X);
inc_X=Param.StepForScan;
[X1,Y1]=meshgrid(min_X:inc_X:max_X);
%Measures_Grid_Area
load('RMS_map_SIM_XY_Acr_18_0.mat')
step_sim=0.5; %units in [mm]
max_x=((size(rms_map,1)-1)/2)*step_sim;
min_x=-max_x;
[X1,Y1]=meshgrid(min_x:step_sim:max_x);
RMSMap_SIM=interp2(X1,Y1,rms_map,X1,Y1);
figure(1)
imagesc(X,Y,RMSMap);grid on;
title('Measured','fontsize'
,14,'FontWeight','bold')
figure(2)
imagesc(X,Y,RMSMap_SIM);grid on;
title('Simulated','fontsize',14,
'FontWeight','bold')
```

B.8 Interpolating two signals

archivo: [interpolate2signals.m](#)

Esta función es útil para preparar las señales al cálculo de la velocidad de propagación del sonido tanto en las simulaciones como en las mediciones.

código:

```
function [wave_1, wave_2, time_step, xi] =
interpolate_2signals
(filt_Readings1, h, i, filt_Readings2, j, k)
%needs filtered readings and position indexes:
%filt_File1 ---> wave1(h,i)
%filt_File2 ---> wave2(j,k)
% returns wave_1, wave_2 ready to
%apply correlation
%**** For Signal 1****
w1_time=filt_Readings1{i,h}.time;
% Extract time and wave arrays and rename
w1_wave=filt_Readings1{i,h}.wave;
w1_min_t=min(w1_time);
%min & max for w1_time vector
w1_max_t=max(w1_time);
time_step=mean(diff(w1_time));
%get the time step in readings
%** For Signal 2*****
w2_time=filt_Readings2{k,j}.time;
% Extract time and wave arrays and rename
w2_wave=filt_Readings2{k,j}.wave;
w2_min_t=min(w2_time);
%min & max for w2_time vector
w2_max_t=max(w2_time);
%* Get Min & Max time of both signals**
min_max_t=[w1_min_t w2_min_t w1_max_t w2_max_t];
min_time=min(min_max_t);
max_time=max(min_max_t);
%*****
xi=(min_time:time_step:max_time)';
%new time vector
```

```

%*****
%***Interpolate w1***
x = w1_time';
y = w1_wave';
wave_1=interp1(x,y,xi);
wave_1=wave_1';
%***Interpolate w2***
x = w2_time';
y = w2_wave';
wave_2=interp1(x,y,xi);
wave_2 = wave_2';
xi=xi';
%*Change NaNs for zeros***
for m=1:length(wave_1)
if isnan(wave_1(m))==1
wave_1(m)=0;
end
end
for m=1:length(wave_2)
if isnan(wave_2(m))==1
wave_2(m)=0;
end
end
%*****
end

```

B.9 Extraer la señal de mayor amplitud

[archivo:pickbigsignal.m](#)

Es necesario tomar la señal de mayor amplitud en el archivo de datos de la adquisición o simulación que se realiza en agua y después la señal adquirida en esa misma posición o elemento sensor pero en la adquisición con el material y agua. Esta función permite extraer los índices de dichas señales por medio del cálculo del valor RMS.

código:

```
function [i j] = pickbigsignal(filtered)
%First sweep rows then
%change column and sweep rows
for j=1:size(filtered,2) % columns
for i=1:size(filtered,1) %Rows
time=filtered{i,j}.time;
wave=filtered{i,j}.wave;
n=length(wave);
rms=norm(wave)/sqrt(n);
maxamp(i,j)=rms;
end
end
[i j] =find(maxamp==max(maxamp(:)));
figure(1)
subplot(2,2,1)
imagesc(maxamp);grid on;
title(['The maximum is in
',num2str(i),' ',num2str(j),']),
'Color','k','fontsize',11,'FontWeight','bold')
subplot(2,2,3)
plotReads(filtered,i,j)
end
```

B.10 Calcular la velocidad de propagación del sonido

archivo: `c_Acrylic =SOS_acrylic_18_0().m`

Esta función nos permite obtener un valor numérico de la velocidad de propagación del sonido a través de un material, al tomar dos señales (una de solo agua y una de agua y material) de los datos ya sea simulados o medidos y se les aplica a estas señales la correlación cruzada para obtener el retraso temporal entre las mismas y así obtener el valor. El siguiente programa muestra el caso para la lámina de acrílico de 1/8.

```
function c_Acrylic =SOS_acrylic_18_0()
%SOS_acrylic_18_0.m
%
%needs files: XY_Acrylic_Water_18_0.mat
% XY_Acrylic_18_0.mat
% pickbigsignal.m
% interpolate2signals.m
clear all
clf
load('XY_Acrylic_Water_18_0.mat')
[i j] = pickbigsignal(Readings);
water_time=Readings{i,j}.time;
% Extract time and wave arrays and rename
water_wave=Readings{i,j}.wave;
% load(Material_Data)
load('XY_Acrylic_18_0.mat')
material_time=Readings{i,j}.time;
% Extract time and wave arrays and rename
material_wave=Readings{i,j}.wave;
[water,material,time_step,time_new] =
interpolate2signals(water_time,water_wave,
material_time,material_wave);
%Plot signals
%-Find Peaks in Water and Cut the Signal--
water=double(water);
%change to double to use findpeaks
[pks_water,locs_water] =
findpeaks(water,'MINPEAKDISTANCE',190,
```

```

'MINPEAKHEIGHT',max(water)/10,'NPEAKS',30);
index_min_water=min(locs_water);
index_max_water=max(locs_water);
%create new water wave
water1=horzcat(zeros(1,index_min_water-1),
water(index_min_water:index_max_water),
zeros(1,length(water)-index_max_water));

%*****Material*****
material=double(material);
[pks_mat,locs_mat] = findpeaks(material,
'MINPEAKDISTANCE',190,'MINPEAKHEIGHT',
max(material)/4);
locs_step_mat=floor(mean(diff(locs_mat)))
index_min_mat=min(locs_mat)-2*locs_step_mat;
material1=horzcat(zeros(1,index_min_mat-1),
material(index_min_mat:length(material)));
[pks_mat,locs_mat] = findpeaks(material1,'MINPEAKDISTANCE',
190,'MINPEAKHEIGHT',max(material)/10,'NPEAKS',30);
index_min_mater=min(locs_mat);
index_max_mater=max(locs_mat);
material=horzcat(zeros(1,index_min_mater-1),
material1(index_min_mater:index_max_mater),
zeros(1,length(material1)-index_max_mater));
maxlags=200;
xc=xcorr(water1,material,maxlags,'coeff');
[a,delay]=max(xc);
dela=time_step*delay;
c_water=speedSoundWater(17.1);
thickness=2.88e-3;
%Speed of Sound
c_Acrylic_18_0_with_xcorr=1/((1/c_water)+
(-dela/thickness))
%graphic_delay_between_signals=
%(index_min_water-index_min_mater)*time_step;
%c_Acrylic_18_0_graphic=1/((1/c_water)+
%(-graphic_delay_between_signals/2.88e-3))

```

```

figure(20)
plot(time_new,material,'g','LineWidth',2); hold on;
plot(time_new,water1,'--b','LineWidth',1); hold on;
title(['XY-Acr-1/8-0°', c_{Acr}=',
int2str(c_Acrylic_18_0_with_xcorr),'[m/s]'],
'fontsize',14,'FontWeight','bold')
hleg1 = legend('Acrylic','Water');
set(hleg1,'Location','NorthWest')
set(gca,'XTickLabel',[0:10:150])
xlabel('Time [us]','fontsize',10,'FontWeight','bold')
ylabel('Amplitude[V]','fontsize',10,'FontWeight','bold')
axis([0 100e-6 -0.3 0.3]);grid on;
end

```

B.11 Calcular la atenuación del material

Archivo: Att_XY_Polycarbonate.m

Código:

```
clear all
clf
load('XY_Polycarbonate_38_0_Water_SIM.mat')
[i j] = pickbigsignal(Readings); % i=29; % j=29;
water_time=Readings{i,j}.time; % Extract time and
wave arrays and rename
water_wave=Readings{i,j}.wave';

load('XY_Polycarbonate_38_0_SIM.mat')
material_time=Readings{i,j}.time;%Extract time and
wave arrays and rename material_wave=Readings{i,j}.wave';
[water,material,time_step,time_new] = interpolate2signals
(water_time,water_wave,material_time,material_wave);
[pks,locs] = findpeaks(water,'MINPEAKDISTANCE',14,
'MINPEAKHEIGHT',0.002,'NPEAKS',30);
figure(1) plot(water,'b'); hold on;
hleg1 = legend('Water'); set(hleg1,'Location','NorthWest');
plot(locs,pks,'k^','markerfacecolor',[1 1 0]);
hold off;
pause(.05)
% locs_step_water=ceil(mean(diff(locs)))
index_min_water=min(locs);
%-locs_step_water;
index_max_water=max(locs);
water1=horzcat(zeros(1,index_min_water-1),
water(index_min_water:index_max_water),
zeros(1,length(water)-index_max_water));
% water1=[zeros(1,index_min_water)
water(index_min_water+1:length(water))];
[pks,locs] = findpeaks(material,'MINPEAKDISTANCE',13,
'MINPEAKHEIGHT',max(material)/150,'NPEAKS',29);
figure(2)
plot(material,'g');
```

```

hold on;
plot(locs,pks,'k^','markerfacecolor',[1 0 0]);
locs_step_material=ceil(mean(diff(locs)))
index_min_material=min(locs);
%-2*locs_step_material
index_max_material=max(locs);
% plot(locs,pks,'k^','markerfacecolor',[1 0 0]);

material1=[zeros(1,index_min_material-1)
material(index_min_material:index_max_material)
zeros(1,length(material)-index_max_material) ];
#####
%rms del pixel max del agua
n=length(water1);
val_rms_water=norm(water1)/sqrt(n);
%convertir volts a MPa_
Pres_water=val_rms_water/27.22; %/27.22
Pres_water=Pres_water/0.103; %/0.103
%rms pixel max del material
n=length(material1);
val_rms_material=norm(material1)/sqrt(n);
Pres_mat=val_rms_material/27.22;
Pres_mat=Pres_mat/0.103;
att_dB=abs(20*log10(Pres_mat/Pres_water))%en dB
Att_dB_cm=att_dB/thickness/100
att_Np_m=att_dB/8.685889638/thickness

```