

UNIVERSIDAD POLITECNICA DE VALENCIA

ESCUELA POLITECNICA SUPERIOR DE GANDIA

I.T. Telecomunicación (Sonido e Imagen)



UNIVERSIDAD
POLITECNICA
DE VALENCIA



ESCUELA POLITECNICA
SUPERIOR DE GANDIA

“ Caracterización de Phantoms por ultrasonidos”

*TRABAJO FINAL DE
CARRERA*

Autor/es:

Carlos Ortí Inglés

Director/es:

**D. Francisco Camarena
Femenia**

Nuria González Salido

GANDIA, 2012

CARACTERIZACIÓN DE PHANTOMS POR ULTRASONIDOS

Autor: Carlos Ortí Inglés

Director1: Francisco Camarena Femenía

Director2: Nuria González Salido

RESUMEN

Los tejidos humanos son modelados de forma simple como medios elásticos homogéneos con características acústicas tales como impedancia, absorción, velocidad del sonido o dispersión, que dependen del estado fisiológico del tejido. El conocimiento de estas características ha permitido desarrollar materiales análogos, como la gelatina muy útiles a la hora de validar las distintas técnicas ultrasónicas en el laboratorio.

El principal objetivo de la presente tesis es el desarrollo de sistemas ultrasónicos que permitan medir con precisión distribuciones de los principales parámetros acústicos que caracterizan el comportamiento de los “Tejidos Equivalentes” (Phantoms), empleados en laboratorio con el fin de identificar entre tejido sano y enfermo mediante los ultrasonidos.

Tabla de contenido

1	Introducción	6
2	Fundamentos físicos	8
2.1	Impedancia característica	9
2.2	Reflexión y refracción en una superficie plana	9
2.3	Tipos de onda	11
2.4	Atenuación	13
2.5	Elasticidad	14
2.6	Generación de los ultrasonidos (Piezoelectricidad)	18
2.7	Campo sonoro generado por un transductor	19
3	Procedimiento de los ensayos	23
3.1	Conexión y Dispositivo Experimental	23
3.1.1	Técnica de examen	23
3.1.2	Creación de las imágenes acústicas	23
3.1.3	Métodos de ensayo	24
3.2	Instrumentación Utilizada	28
3.2.1	Generador/Receptor de pulsos Olympus 5072PR	28
3.2.2	Transductores:	29
3.2.3	Sistema de adquisición de datos National Instruments NI PXI-1000B	31
3.3	Phantoms	32
4	Resultados	34
4.1	Caracterización de los transductores empleados	34
4.1.1	V320	34
4.1.2	A301S	37
4.1.3	V-392	39
4.2	Extracción de las características de los distintos phantoms: Atenuación y velocidad del sonido	41
	Método 1	42
4.2.1	Velocidad de propagación	42
4.2.2	Atenuación	50
	Método 2	59
4.2.3	Velocidad de propagación	59
4.2.3	Atenuación	63
5	Conclusiones	70
6	Bibliografía	72

1 Introducción

Los tejidos humanos están compuestos fundamentalmente por agua, lo que los convierte en un medio idóneo para la propagación de ultrasonidos, debido a la poca atenuación que presenta frente a éstos. Este hecho ha propiciado el desarrollo de numerosas técnicas ultrasónicas tales como la ecografía, la elastografía etc. que actualmente son muy frecuentemente utilizadas en el campo de la medicina.

Las técnicas médicas utilizadas en ultrasonidos se diferencian en dos: Terapia ultrasónica (alta potencia) e imagen ultrasónica (baja potencia). Con las primeras se pretende afectar al medio donde se propaga la onda, como por ejemplo el aumento de la temperatura en una zona focalizada, y con la segunda no se afecta al medio, se emplean para realizar mapeados de las propiedades acústicas de los tejidos, que proporcionan imágenes acústicas del interior del organismo.

Los ultrasonidos más utilizados en técnicas de medicina son los que se encuentran entre 0,25 y 10 MHz, pudiendo atravesar materiales o tejidos de varios metros.

La velocidad de los ultrasonidos depende del medio en el que se propaguen con lo que se pueden decir que esta variará bastante si el medio es gaseoso, líquido o sólido. Así las ondas sufrirán cambios bruscos de velocidad y dirección al cambiar de medio, lo cual aporta fundamentos para su utilización en técnicas de detección. Los ultrasonidos al encontrarse con un medio distinto al cual se está propagando experimentarán fenómenos como: reflexión, refracción y difusión.

Los ultrasonidos son ondas mecánicas que se propagan por sólidos, gases (sin deformación), y líquidos. Estas deformaciones pueden ser del tipo de compresión o dilatación en la dirección de propagación y se observan en los tres estados básicos de la materia, es decir, en sólidos, líquidos y gases. Existen, en el caso de los sólidos, otras deformaciones que son del tipo cizalladura y cuyas direcciones de vibración y propagación son perpendiculares. Esto aumenta las diferentes formas en que podemos observar el fenómeno de la propagación de las ondas mecánicas. En todas estas deformaciones se puede asumir primeramente que cada punto del medio material se asemeja a un resorte, lo cual no es más que plantearse la hipótesis de un

modelo de elasticidad ideal, donde no existiría el fenómeno de amortiguación. En la práctica no existe un medio perfectamente elástico (o simplemente elástico). Ello nos indica que lo elástico no es más que una idealización para una primera aproximación al fenómeno físico de propagación de ondas. Muchos materiales, como el agua o los metales, pueden ser considerados de esta forma en determinados rangos de frecuencias.

Matemáticamente, la elasticidad se establece a través de constantes elásticas para cada materia que permiten la caracterización de fenómenos estáticos que se dan en diversas estructuras.

La elasticidad determina como responde un medio a la aplicación de una fuerza sobre él.

Será, por tanto, objetivo del siguiente capítulo dar una panorámica general del fenómeno de propagación de ondas en estos medios y de los fenómenos de velocidad y atenuación asociados a la misma.

2 Fundamentos físicos

En esta sección se presenta una descripción acerca de fundamentos de los ultrasonidos, resaltando aquellos aspectos que se encuentran más vinculados a la problemática de este estudio, a fin de ofrecer una panorámica de las magnitudes que son necesarias conocer previamente, para comprender el significado de la distribución espacial de ciertos parámetros acústicos en los tejidos equivalentes.

En un medio elástico se pueden propagar ondas mecánicas a varias frecuencias. Se llaman ultrasonidos aquellas vibraciones mecánicas que están por encima de la banda audible (20.000 Hercios).

Definimos como período el tiempo que tarda la onda en recorrer la distancia que separa dos puntos continuos que se encuentran en igual estado de vibración, le designaremos con la letra T y su unidad fundamental son los segundos (s). La frecuencia, designada por la letra f, es la inversa del período y se mide en hertzios.

$$f = \frac{1}{T}$$

Si el sonido se propaga por un medio con una velocidad c, entonces la longitud de onda se relaciona con el período y la frecuencia a través de la siguiente expresión:

$$\lambda = cT = \frac{c}{f}$$

Con la transmisión de la onda ultrasónica por el medio, se crea una presión acústica. Esta presión acústica está relacionada con la velocidad de las partículas del medio, designada con la letra v, mediante la siguiente fórmula:

$$p = Zv$$

Donde Z es la impedancia acústica específica o característica.

2.1 Impedancia característica

Como en electricidad, se puede establecer una impedancia característica del medio.

Dicha impedancia, es la resistencia que opone un medio a las ondas que se propagan sobre este, es decir una forma de disipación de energía de las ondas que se desplazan en un medio. Se define como el producto entre la presión sonora (p) y la velocidad de las partículas (c) de un medio material.

Así el término ρc es la impedancia característica del medio, puede ser real o complejo.

$$Z = \rho c = R + jX \quad [Ns/m^3]$$

donde ρ es la densidad del medio y c la velocidad de propagación

2.2 Reflexión y refracción en una superficie plana

Cuando una onda incide sobre una interfaz que separa dos medios acústicamente diferentes parte de la energía se transmite al otro medio y parte se refleja. La proporción de energía reflejada dependerá de las impedancia y velocidad del sonido de ambos medios.

La propagación de los ultrasonidos está influenciada por cualquier superficie de contorno. En esta superficie de contorno el eco será reflejado en mayor o menor medida. Si la superficie de incidencia es mucho mayor que la longitud de la onda acústica, entonces es posible aplicar las leyes de reflexión y refracción que se aplican en óptica.

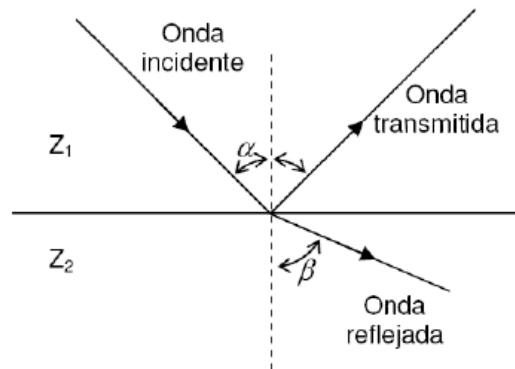


Figura 2.1) ondas reflejadas y transmitidas entre dos medios

El factor de reflexión viene dado por la siguiente fórmula:

$$R_0 = \frac{I_{ref}}{I_{inc}} = \left(\frac{Z_{02} - Z_{01}}{Z_{02} + Z_{01}} \right)^2$$

Donde I_{inc} es la intensidad de la onda incidente y I_{ref} la intensidad de la onda reflejada.

Ambas intensidades se relacionan con la intensidad transmitida (I_{trans}) mediante la siguiente relación:

$$I_{ref} = I_{inc} - I_{trans}$$

En cuanto a la incidencia oblicua de ondas ultrasónicas en dos medios con diferente impedancia, el ángulo de la onda reflejada es igual al ángulo de la onda incidente y la onda transmitida será refractada con un ángulo que depende tanto del ángulo incidente como de la relación entre las velocidades de ambos medios (Ley de Snell)

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2}$$

donde c_1 y c_2 son las velocidades de propagación en los diferentes medios.

2.3.2 Ondas transversales

Al contrario que la onda longitudinal, en la transversal las partículas oscilan en dirección normal a la propagación como se ve en la figura 2.3. Sólo se propaga en sólidos.

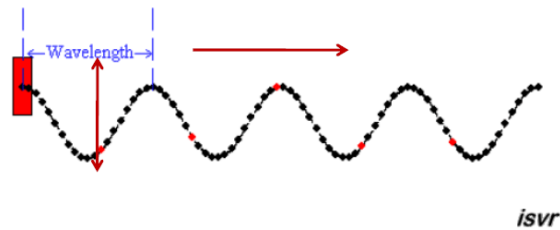


Figura 2.3) Desplazamiento de la onda transversal

Velocidad de propagación:

$$c_L = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$$

Donde:

- G = modulo de cizalla
- ρ = densidad del medio

2.3.3 Ondas Rayleigh

Ahora bien, si pudiéramos sumar los dos tipos de onda que hemos visto, es decir, tener al mismo tiempo una onda longitudinal, acompañada de una onda transversal, entonces estamos consiguiendo la denominada onda Rayleigh.

En la figura 2.4, podemos ver cómo son este tipo de ondas.

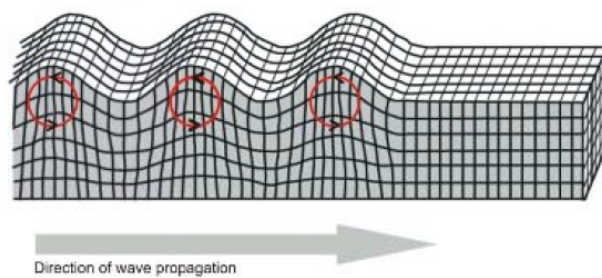


Figura 2.4) Desplazamiento de la onda Rayleigh

2.4 Atenuación

La energía de una onda no es más que la energía de los movimientos de las partículas del medio. En situaciones ideales esta energía se mantiene constante pero en el caso general parte de esa energía se transforma en calor, por lo que la energía inicial de la onda se ve atenuada.

Dicha atenuación se define como la caída en la amplitud de la señal y se expresa mediante un coeficiente cuyo valor depende de la amplitud, la distancia y el material.

Principalmente esta producida por las pérdidas en el medio, y pueden dividirse en tres tipos básicos:

- Pérdidas viscosas : resultan siempre que hay movimientos relativos entre porciones adyacentes del medio, tales como las que acompañan a compresiones y rarefacciones en la transmisión de una onda acústica.
- Pérdidas por conducción del calor : resultan de la conducción de la energía térmica (calor) entre las condensaciones de mayor temperatura y las rarefacciones de mayor temperatura.
- Intercambios moleculares de energía

Además, puede estar afectado experimentalmente por el patrón de radiación de los transductores ultrasónicos, que corresponde a una atenuación geométrica.

La propagación de la onda en los tejidos muestra una atenuación de la energía ultrasónica conforme a una ley exponencial.

$$p(x, t) = \hat{p}_0 e^{j(\omega t - kx)} \quad \text{Onda plana}$$

$$p(x, t) = \hat{p}_0 e^{-\alpha x} e^{j(\omega t - kx)} \quad \text{Onda plana atenuada}$$

Siendo;

$p(x, t) \rightarrow$ presión para una distancia x y un tiempo t

$p_0 \rightarrow$ presión inicial

$\omega \rightarrow 2\pi f$

$\alpha \rightarrow$ coeficiente de atenuación

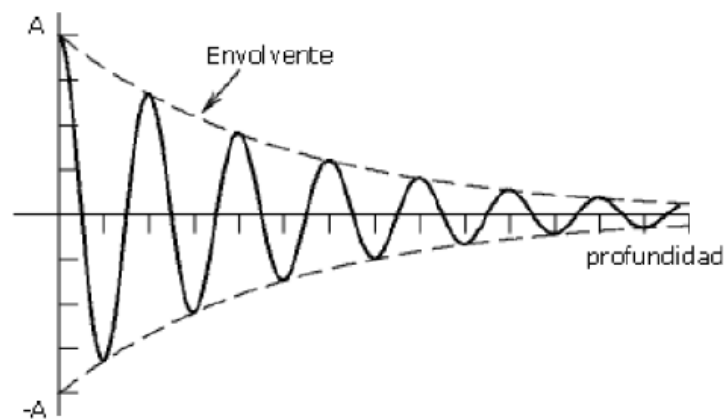


Figura 2.5) señal y su envolvente

$$\text{Atenuación [dB]} = \alpha \left[\frac{\text{dB}}{\text{MHz} * \text{cm}} \right] * l[\text{cm}] * f[\text{MHz}]$$

La absorción y la atenuación son aspectos fundamentales de cara al desarrollo de la modelación de phantoms que simulen el comportamiento de diferentes tejidos.

2.5 Elasticidad

En física e ingeniería, el término elasticidad designa la propiedad mecánica de ciertos materiales de sufrir deformaciones reversibles cuando se encuentran sujetos a la acción de fuerzas exteriores y de recuperar la forma original si estas fuerzas exteriores se eliminan.

2.5.1 Deformación

Se llama deformación al cambio en el tamaño o forma de un cuerpo, al aplicarle una fuerza sobre él mismo.

Para medir la deformación de la manera más sencilla, en ingeniería se utiliza una magnitud llamada deformación axial o deformación unitaria, y se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} = \frac{l' - l}{l}$$

Donde l es la longitud inicial y l' es la longitud final o deformada.

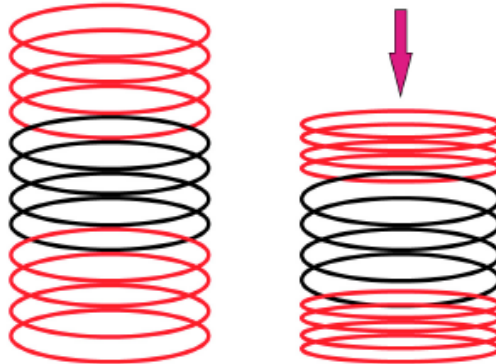


Figura 2.6) deformación de un material heterogéneo

Cuando la deformación puede tener lugar según diversos modos y en diversas direcciones, y puede además provocar distorsiones en la forma del cuerpo, en esas condiciones se dice que el cuerpo es anisotrópico. La deformación de un cuerpo se puede caracterizar por un tensor (más exactamente un campo tensorial) de la forma:

$$[D] = \begin{pmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{21} & \varepsilon_{22} & \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{31} & \varepsilon_{32} & \varepsilon_{33} \end{pmatrix}$$

Cuando la deformación se produce por igual en todas las direcciones se dice que el cuerpo es isotrópico.

2.5.2 Módulos y coeficientes elásticos

Pondría los módulos elásticos que relacionan los distintos esfuerzos y deformaciones que puede sufrir un medio son:

Módulo de Young. Se le designa por la letra E, y describe o relaciona la deformación longitudinal (cambio fraccional en longitud) que se produce en respuesta a un esfuerzo (fuerza por área) longitudinal. También se le conoce como módulo elástico longitudinal.

$$E = \frac{\sigma}{s}$$

donde

σ = esfuerzo

s = deformación unitaria

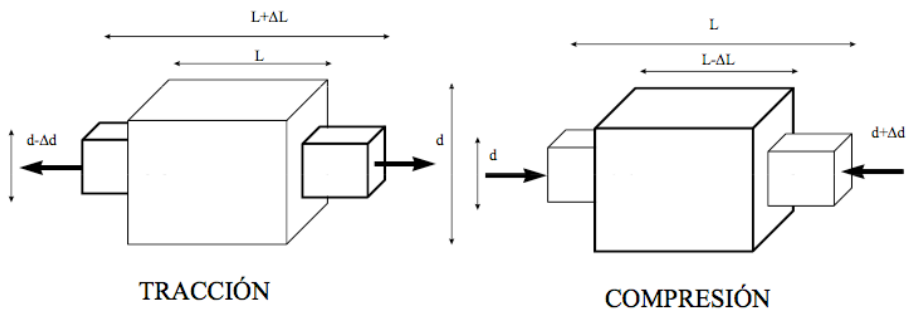


Figura 2.7) Módulo de Young

Módulo de compresibilidad. Se le designa por la letra K. Está asociado a los cambios de volumen que experimenta un cuerpo bajo la acción de las fuerzas (generalmente compresoras) que actúan perpendicularmente a sus superficies. No implica cambio de forma, solamente de volumen.

$$K = -V \frac{\Delta p}{\Delta V}$$

donde

V= volumen

p = presión

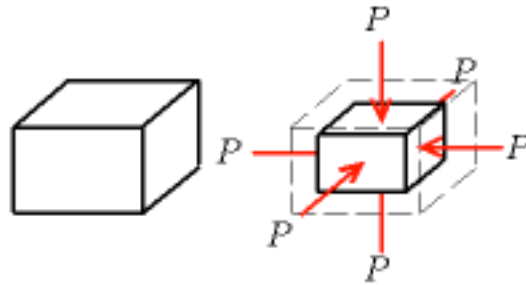


Figura 2.8) Módulo de compresibilidad

Módulo elástico transversal. Se le designa por G , y describe o relaciona la deformación transversal que se produce en respuesta a un esfuerzo (fuerza por área) cortante. Únicamente se produce en sólidos. También se le conoce como módulo de cizalla, módulo elástico tangencial o módulo elástico cortante.

$$G = \frac{\tau}{\alpha}$$

donde:

$\tau =$ *esfuerzo de cizalladura*

$\alpha =$ *deformación angular*

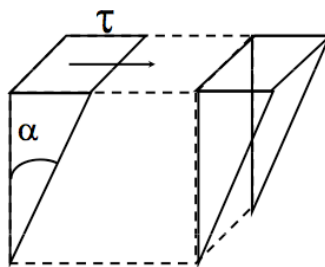


Figura 2.9) Módulo de cizalladura

Coefficiente de Poisson. Es coeficiente del alargamiento longitudinal entre el acortamiento de una longitud situada en un plano perpendicular a la dirección de la fuerza aplicada. Este valor coincide igualmente con el cociente de deformaciones, de hecho la fórmula usual para el coeficiente de Poisson es:

$$\nu = -\frac{\mathcal{E}_{trans}}{\mathcal{E}_{long}}$$

Para un material isótropo elástico perfectamente incompresible, este es igual a 0.5.

En el Sistema Internacional de Unidades, los módulos se expresan en Newton partido metro cuadrado (N/m²) y el coeficiente es adimensional.

2.6 Generación de los ultrasonidos (Piezoelectricidad)

Los dispositivos más habituales para generar un haz ultrasónico se basan en el fenómeno de la piezoelectricidad descubierto por los hermanos Curie. La compresión de determinados materiales (cristales y cerámicas) provoca polarización eléctrica en las caras perpendiculares del material, produciendo una diferencia de potencial o tensión eléctrica, ver figura 2.10.

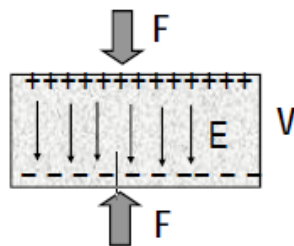


Figura 2.10) Efecto de polarización directo en un material piezoeléctrico

De igual modo, si se aplica una diferencia de potencial se producirá un esfuerzo que deformará el cristal (efecto piezoeléctrico inverso).

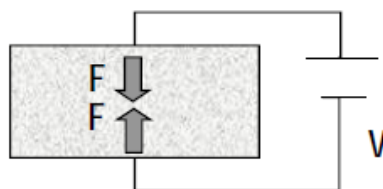


Figura 2.11) Efecto piezoeléctrico inverso inducido por una corriente que atraviesa el material

En las dos figuras anteriores podemos observar que la tensión generada, o recibida, según el caso; se debe a una tensión continua o un esfuerzo continuo.

Si se sustituye tensión continua por alterna, la vibración del material originará sucesivos frentes de ondas.

Por lo tanto la manera en la que se generan los US es a través de materiales piezoeléctricos.

Los materiales piezoeléctricos son cristales naturales o sintéticos que no poseen centro de simetría. El efecto de una compresión o de un cizallamiento consiste en disociar los centros de gravedad de las cargas positivas y de las cargas negativas. Aparecen de este modo dipolos elementales en la masa y, por influencia, cargas de signo opuesto en las superficies enfrentadas.

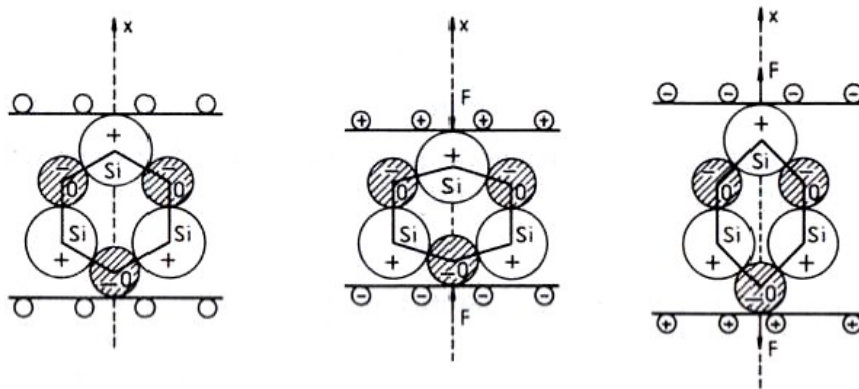


Figura 2.12) Dipolos generados por aplicación de fuerzas sobre materiales piezoeléctricos

2.7 Campo sonoro generado por un transductor

La radiación del pistón plano no responde a los modelos de onda esférica u onda plana, si no que se debe distinguir entre dos zonas diferenciadas, el campo cercano y el lejano.

El campo cercano se caracteriza por fuertes interferencias que producen zonas de máximos y mínimos muy cercanas, lo que es debido a que cerca del transductor un pequeño desplazamiento a lo largo del eje produce un gran cambio de fase, porque la onda proviene de un elemento superficial del transductor y por ello son notables las interferencias entre un elemento y el resto. En el campo lejano, el cambio de fase es gradual y monótono para todos los elementos, por lo que el transductor a grandes distancias actúa como una fuente puntual, siendo la radiación como la de una onda esférica (decrece con la inversa de la distancia) acotada en directividad.

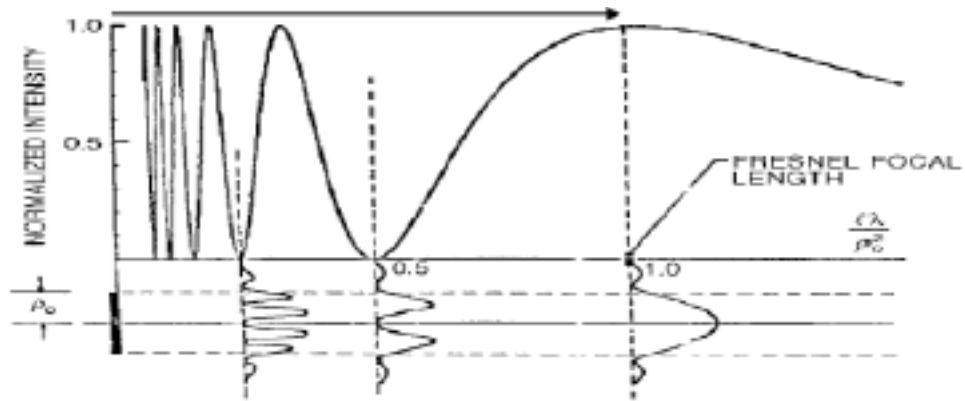


Figura 2.13) variaciones de presión en la onda generada por un transductor plano

En el pistón plano el máximo de presión se encuentra a la distancia de Fresnel, donde la presión es el doble que en la superficie del transductor. En la zona focal, el ancho del haz es aproximadamente igual que el ancho del transductor.

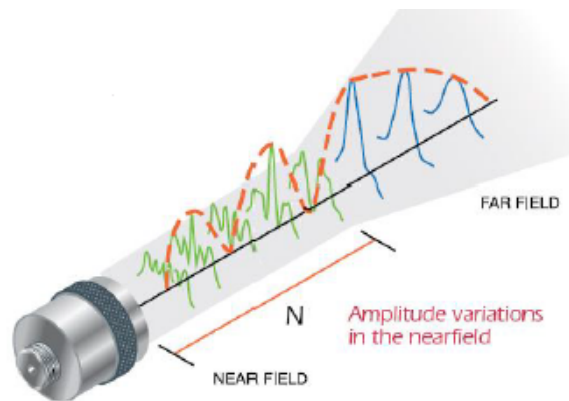


Figura 2.14) campo sonoro generado por un transductor

N es función de la frecuencia del transductor (f), diámetro del transductor (D) y velocidad del sonido en el material bajo test (c).

$$N = \frac{D^2}{4\lambda}$$

Además, se produce una dispersión del haz caracterizada por el **ángulo α** (medido a una caída de 6 dB)

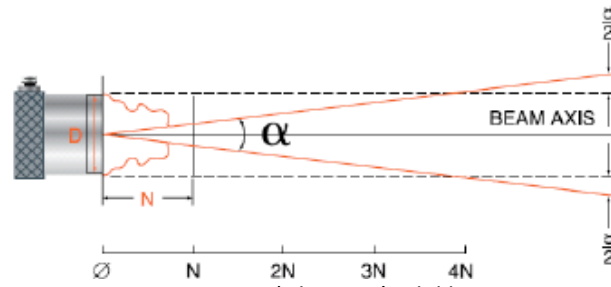


Figura 2.15) dispersión del haz

Hay transductores no enfocados, con enfoque esférico y enfoque cilíndrico. El enfoque se consigue mediante una lente (lo más habitual) o simplemente curvando el transductor.

Un transductor no enfocado se usa en aplicaciones de propósito general para penetrar en materiales de gran espesor. Un transductor con enfoque esférico mejora la sensibilidad a pequeños fallos y uno de foco cilíndrico se usa para inspección de tuberías.

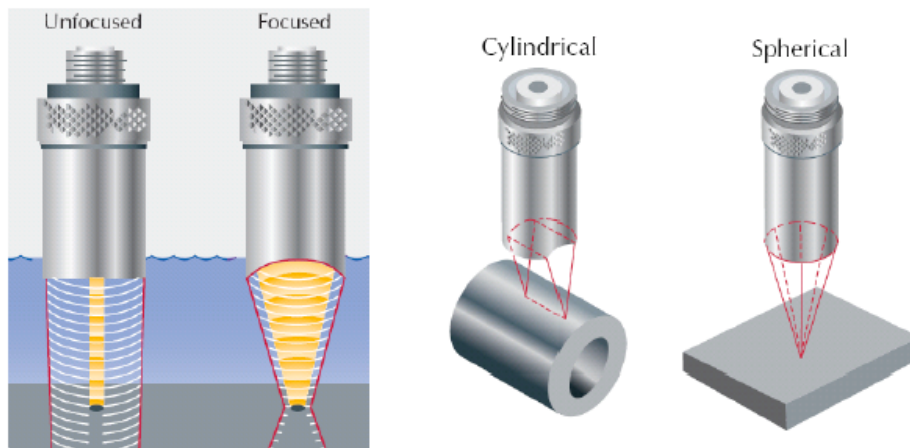


Figura 2.16) transductores enfocados

La longitud focal es la distancia entre la superficie del transductor y el punto del campo sonoro con máxima amplitud de señal. Como la máxima amplitud (no enfocado) se produce a una distancia N , un transductor no se puede enfocar a una distancia mayor.

Para caracterizar el haz generado por el transductor, además de por la distancia N y por el ángulo α , por los siguientes parámetros:

Ancho del haz (BD, beam diameter) La sensibilidad de un transductor depende del ancho del haz en el punto de interés, cuanto menor el ancho, mayor la energía reflejada de vuelta al transductor.

Zona focal (FZ, focal zone): el inicio y el final de la zona focal se definen donde la amplitud de la señal cae 6 dB por debajo de la amplitud en el punto focal.

Z_B, Z_E : principio y fin de la zona focal
 F_Z : zona focal
 F : longitud focal
 D : diámetro del transductor
 S_F : longitud focal normalizada

$$S_F = F/N$$

$$BD(-6 \text{ dB}) = .2568DS_F$$

$$F_Z = N \cdot S_F^2 \cdot [2 / (1 + .5S_F)]$$

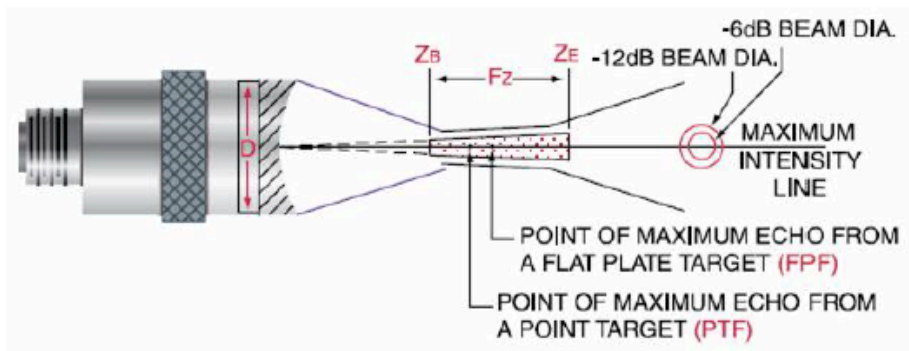


Figura 2.17) parámetros de caracterización del haz de un transductor

En el caso de los transductores focalizados también deberemos tener en cuenta las variaciones de presión generadas por el transductor.

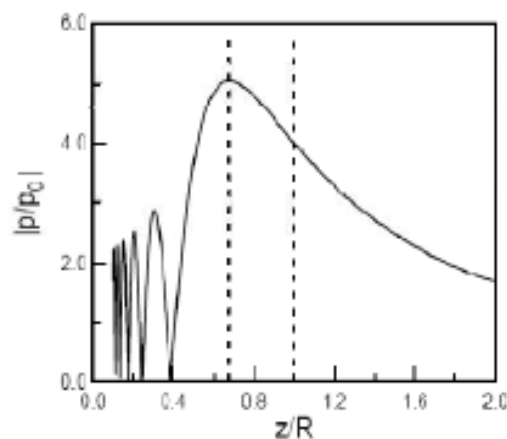


Figura 2.18) variaciones de presión en la onda generada por un transductor focalizado

3 Procedimiento de los ensayos

Las caracterizaciones de tejido son frecuentemente empleadas para diagnosticar anomalías estructurales de tejidos de órganos en partes acústicamente accesibles del cuerpo.

Una amplia variedad de pruebas han sido desarrolladas para conseguir características análogas a los tejidos orgánicos, para así poder testear las distintas técnicas ultrasónicas en el laboratorio.

A continuación se exponen las técnicas empleadas en este proyecto.

3.1 Conexión y Dispositivo Experimental

3.1.1 Técnica de examen

La técnica de examen utilizada en este proyecto ha sido la de contacto directo.

Se denomina así a esta técnica cuando el transductor se coloca directamente sobre la superficie del material sujeto a examen y la transmisión del ultrasonido se logra por medio de una película de acoplante para crear una continuidad, este elemento acoplante a sido el agua.

La información a analizar en un examen por esta técnica es la amplitud del eco recibido, el recorrido de las ondas en el material y la forma del pulso.

3.1.2 Creación de las imágenes acústicas

Para la presentación de las imágenes acústicas se a utilizado en ambos casos la representación A-Scan, o representación clásica.

El A-Scan presenta una señal unidimensional en el dominio del tiempo (Amplitud vs. Tiempo), como se puede ver en la figura 3.1, en la que se representa la señal inicial y 2 ecos provenientes de alguna discontinuidad y del limite del elemento bajo test.

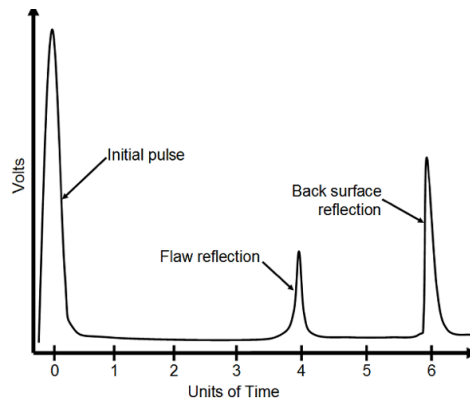


Figura 3.1) representación A-Scan

3.1.3 Métodos de ensayo

Dividiremos este apartado en dos puntos, ya que se el análisis se ha realizado por dos métodos diferentes:

Método Pulso-eco

Se emiten pulsos de ultrasonidos sobre la muestra, que al encontrarse con la superficie o alguna discontinuidad (grietas o irregularidades en la muestra) generan reflexiones, que son captadas por el transductor por el principio piezoeléctrico y quedan registradas en un osciloscopio.

Con este método, es un solo transductor el que realiza la función de emisión del pulso original, y a la vez el encargado de la recepción de los ecos reflejados en la muestra analizada.

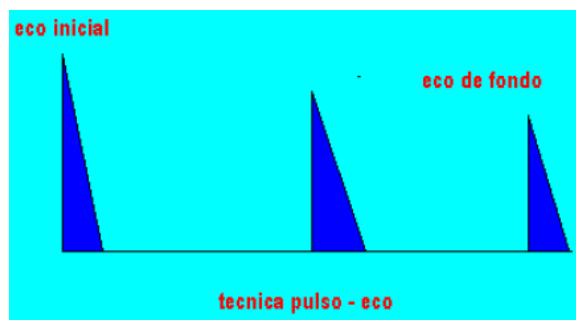


Figura 3.2) pulsos recibidos mediante el método pulso-eco

Añadir también que dicho método se ha realizado tres veces, con transductores diferentes, para poder evaluar los resultados en función de la frecuencia, tamaño etc. suponiendo que esos parámetros afecten a los resultados.

➤ Conexionado

En la figura 3.3 se muestra el esquema gráfico del método, con el seguimiento de las señales que aparecen.

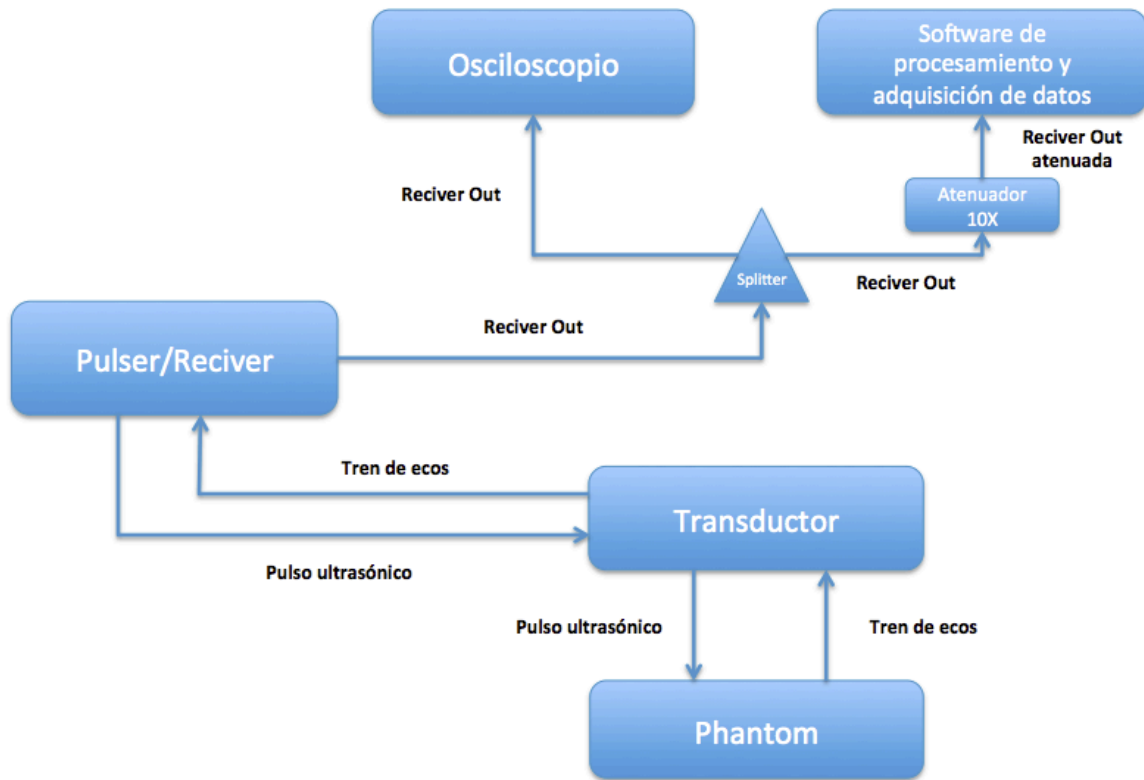


Figura 3.3) Sistema pulso-eco empleado para el método 1

El transductor empleado se conecta a la conexión T/R del generador/receptor de pulsos, puesto que vamos a transmitir una onda y recibir los ecos al mismo tiempo.

El generador/receptor deberá estar configurado en "Mode 1" para poder ser usado en emisión/recepción a la vez.

El sistema de adquisición de datos NI PXI XXX está conectado a un ordenador con el software Labview mediante una conexión PCMCIA.

La salida del generador/receptor transmitirá la información del transductor mediante un cable coaxial hasta una "T" cuyas dos ramificaciones irán a parar, una al osciloscopio, y la otra al sistema de adquisición de datos.

Esta ultima señal será necesario atenuarla, debido a que la señal de salida del generador/receptor excede con creces el nivel limite del módulo de entrada NI PXI. Para ello usamos una sonda, con factor de atenuación 10x.

El conector de salida de trigger del generador/receptor quedara libre debido a la *imposibilidad* de adecuar el software a una señal de trigger externa al PXI.

Método de transmisión

De igual forma que en el caso anterior se emiten pulsos de ultrasonido mediante un transductor pero en este caso no se esperan reflexiones de la superficie posterior, sino que se coloca otro transductor en la superficie opuesta a la de emisión para captar los pulsos emitidos y sus consecuentes ecos.

Para este método se requerirá de dos transductores de características idénticas, o tan parecidas como sea posible.

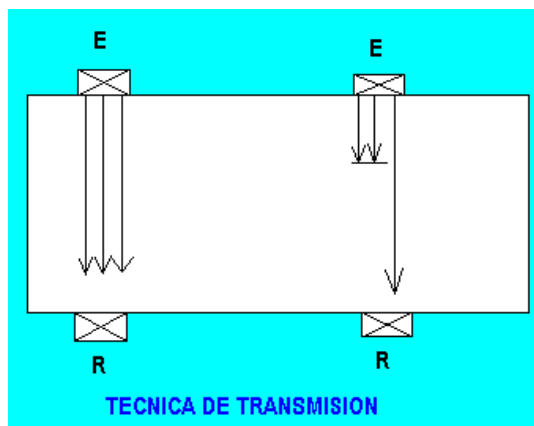


Figura 3.4) Técnica de transmisión

➤ Conexionado

En la figura 3.5 se muestra el esquema gráfico del método, con el seguimiento de las señales que aparecen.

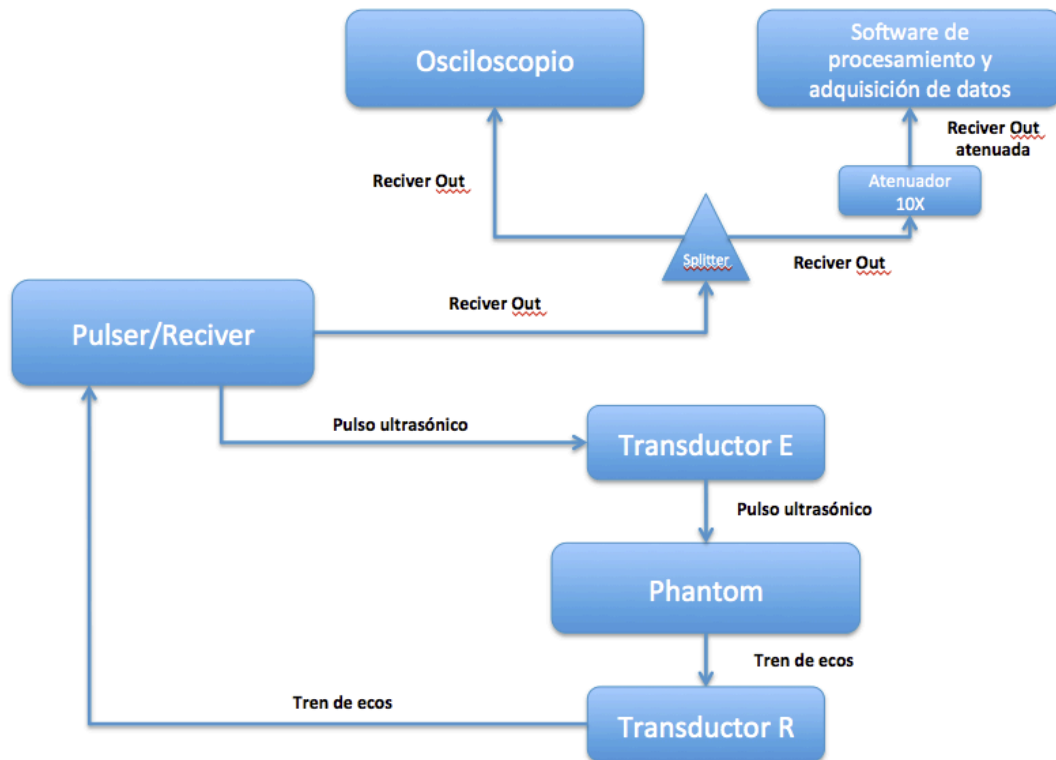


Figura 3.5) Sistema Transmisión empleado para el método 2

Los transductores empleados en este caso han sido dos Panamétrics A301S. El que hará la función de emisor se conecta a la conexión T/R del generador/receptor de pulsos, y el receptor en la conexión R del mismo.

El generador/receptor deberá estar configurado en "Mode 2" para ser usado con un transductor para emisión y otro para recepción.

El sistema de adquisición de datos NI PXI XXX está conectado a un ordenador con el software Labview mediante una conexión PCMCIA.

La salida del generador/receptor transmitirá la información del transductor mediante un cable coaxial hasta una "T" cuyas dos ramificaciones irán a parar, una al osciloscopio, y la otra al sistema de adquisición de datos.

Esta última señal será necesario atenuarla, debido a que la señal de salida del generador/receptor excede con creces el nivel límite del módulo de entrada NI PXI. Para ello usamos una sonda, con factor de atenuación 10x.

El conector de salida de trigger del generador/receptor quedará libre debido a la *imposibilidad* de adecuar el software a una señal de trigger externa al PXI.

3.2 Instrumentación Utilizada

Para la realización de la parte práctica del proyecto nos hemos servido de los siguientes dispositivos y materiales:

- Generador/ Receptor de pulsos Olympus 5072PR.
- Sistema de adquisición de datos (SAD) National Instruments NI PXI-1031
- Transductores V320, V392, y A301S Olympus de Panamétrics.
- PC con software Labview para la adquisición de datos Y MatLab para su procesado.
- Phantoms

3.2.1 Generador/Receptor de pulsos Olympus 5072PR

El 5072PR es un emisor-receptor de ultrasonidos controlado manualmente para aplicaciones convencionales y a alta frecuencia. El ancho de banda de 35 MHz (-3 dB) y su emisor con impulso de pico, lo hacen ideal para las inspecciones generales. La excitación de banda ancha óptima permite una recuperación superior del dominio temporal, especialmente a las mayores frecuencias de trabajo (entre 15 y 30 MHz). Los emisores-receptores, empleados con transductores apropiados y un osciloscopio analógico o digital, constituyen la base de todo sistema de ensayos por ultrasonidos. El emisor genera un impulso eléctrico que excita un transductor, el cual convierte la señal eléctrica en energía mecánica, creando, así, una onda de ultrasonidos. En aplicaciones pulso-eco, estas ondas viajan a través de la pieza bajo ensayo, son reflejadas por la pared de fondo o por irregularidades en el medio y retornan nuevamente al transductor. En aplicaciones de transmisión directa, estas ondas viajan a través de la pieza bajo ensayo hasta un segundo transductor que actúa como receptor. En ambos casos, el receptor vuelve a convertir el impulso mecánico en una señal eléctrica que es amplificada y condicionada por recepto. La onda de radiofrecuencia resultante es, entonces, sometida a análisis. Gracias a las diferentes representaciones y a los diversos modos de digitalización del A-Scan, los métodos y alcances de medición son numerosos.



Figura 3.6) Generador/Receptor de pulsos Olympus 5072PR

Especificaciones:

PULSER	
Pulse type (main bang)	Negative
Rise time (10 % to 90 %)	Typically 5 ns, 10 ns max.
Available pulse voltage (no load)	-360 V
Available pulse energy	13 μ J, 26 μ J, 52 μ J, or 104 μ J
Damping	Select 15 Ω , 17 Ω , 20 Ω , 25 Ω , 36 Ω , 50 Ω , 100 Ω , or 500 Ω _
Pulse width	N/A
Mode	Pulse echo or thru-transmission
Isolation (53 dB min.)	Typically 62 dB at 10 MHz
Pulse repetition rate (internal)	0.1 kHz, 0.2 kHz, 0.5 kHz, 1 kHz, 2 kHz, or 5 kHz
Pulse repetition rate (external)	0 kHz to 6 kHz
Synch output pulse	3 V _{in} to 50 Ω _
External trigger input	2.4 V _{in} to 1000 PF
(in series with 10 k Ω)	200-ns minimum pulse width
RECEIVER	
Bandwidth	1 kHz to 35 MHz
(-3 dB, RL = 50 Ω)	
Voltage gain	0 to 59, 1-dB steps (RL = 50 Ω)
Phase	Inverting or non-inverting (internal switch)
Attenuator range	0 to 59, 1-dB steps (RL = 50 Ω)
High-pass filter	1 kHz (out) or 1 MHz
Low-pass filter	35 MHz (out) or 10 MHz
Noise (referred to input, max. BW)	70 μ V _{peak-to-peak} typical
Max. signal output	\pm 1 V _{peak} , terminated in 50 Ω _
Input resistance	500 Ω _ linear range
(thru-transmission)	100 Ω _ at levels > linear range
Output impedance	50 Ω _
Max. input power	400 mW
UNIT	
Input/Output	External Trigger In, Sync Out, RF Out, T/Rand R: All BNC female connectors
Power requirements	100/120/220/240 V AC, 50/60 Hz
Operating temperature range	0° C to 50° C (32° F to 122° F)
Dimensions (W x H x D); weight	178 mm x 89 mm x 232 mm (7 in. x 3.5 in. x 9.1 in.); 2.3 kg (5 lb)

3.2.2 Transductores:

V320

V320, es un transductor de inmersión de 7,5MHz, este tipo de transductor esta específicamente diseñado para transmitir el ultrasonido en aplicaciones donde la parte de la prueba es parcial o totalmente sumergido.

La técnica de inmersión proporciona un medio de acoplamiento uniforme:

- El transductor es resistente a la corrosión, formado por una estructura de acero inoxidable y latón cromado.
- Protección RF para mejorar la relación señal a ruido.
- Todos los transductores de inmersión se pueden enfocar esférica y puntualmente.
- Los transductores no debe ser sumergido por períodos superiores a 8 horas. Permitir 16 horas de tiempo de secado para asegurar la vida de la unidad.

Frequency Mhz	Nominal element size		Unfocused transducer part numbers		Point target focus (in inches)	
	inches	mm	Accuscan-s	Videoscan	min	max
7.50	0.50	13	A-320-SU	V-320-SU	0.75	6,3



Figura 3.7) Ilustración del transductor V320

V392

El V392 de Panamétrics se trata de un transductor de ultrasonidos de 1 MHz de frecuencia de trabajo diseñado para aplicaciones de imagen ultrasónica, ya que trabaja con baja potencia. Al ser un transductor de gran diámetro, la longitud de campo cercano será mayor, hecho que permite longitudes focales más largas.

Su frecuencia es baja (dentro del rango de los transductores de ultrasonidos) por lo que se pueden utilizar aperturas amplias en las aplicaciones más exigentes.

Frequency MHz	Nominal Element Size	Transducer Part Numbers		
1.0	1.50" 38mm	A392S-SU	A392R-SU	V392-SU
	1.125" 29mm	A394S-SU	A394R-SU	V394-SU
	1.00" 25mm	A302S-SU	A302R-SU	V302-SU
	0.75" 19mm	A314S-SU	A314R-SU	V314-SU



Figura 3.8) Transductor V392

A301S

El A301S de Panamétrics es un transductor de inmersión, de 0,5 MHz de frecuencia de trabajo y 1.00 pulgadas de diámetro del elemento activo.

La técnica de inmersión proporciona un medio de acoplamiento uniforme:

- El transductor es resistente a la corrosión, formado por una estructura de acero inoxidable y latón cromado.
- Protección RF para mejorar la relación señal a ruido.
- Todos los transductores de inmersión se pueden enfocar esférica y puntualmente.
- Los transductores no debe ser sumergido por períodos superiores a 8 horas. Permitir 16 horas de tiempo de secado para asegurar la vida de la unidad.

3.2.3 Sistema de adquisición de datos National Instruments NI PXI-1000B

El chasis NI PXI-1000B combina un plano trasero PXI de 8 ranuras de alto rendimiento con un alto suministro de potencia de salida, enfriamiento integrado y un diseño estructural y compacto optimizado para un máximo uso en una amplia variedad de aplicaciones. El diseño modular asegura el más alto nivel de mantenimiento que resulta en un bajo promedio de reparación (MTTR). El NI PXI-1000B cumple completamente con la Especificación PXI y ofrece características avanzadas de temporización y sincronización.

Puerto de entrada NI PXI-5620

El PXI-5620 es un módulo digitalizador de un solo canal para una amplia variedad de aplicaciones en investigación, diseño y validación de productos y pruebas de manufactura. Su rango dinámico y resolución lo hacen ideal para todos los tipos de análisis en el dominio de frecuencia. Muy adecuados para aplicaciones de ultrasonido

Especificaciones

General

Input channels	1
Resolution	14 bits
Sampling rate range	1 kS/s to 64 MS/s
Onboard memory	16 or 32 MS
Using DDC (complex data)	8 or 16 MS

Input

Signal level	
Nominal	0 dBm ($\pm 0.316 V_p$)
Full scale	+10 dBm ($\pm 1 V_p$)
Maximum with dither enabled.....	+8 dBm
Maximum nonoperating input level.....	+20 dBm ($\pm 3.16 V_p$)
Maximum DC input voltage	± 2 V
Impedance	50 Ω nominal
VSWR	
0.1 to 25 MHz	<1.5:1
25 to 32 MHz	<3:1
Coupling.....	AC
Analog bandwidth (-3dB)	10 kHz to 36 MHz
Frequency response (4-25 MHz)	
Relative (to response at 15 MHz)	$\leq \pm 0.25$ dB
Absolute	$\leq \pm 0.6$ dB
Absolute (using calibration table).....	$\leq \pm 0.5$ dB
Dither frequency range	150 Hz to 4 MHz
Average noise density (4 to 32 MHz).....	<-133 dBm/Hz
Signal-to-noise ratio (9 dBm signal, full bandwidth)	
Excluding dither below 4 MHz	>67 dB
Harmonic distortion (single-tone, 0 dBm signal, includes aliased harmonic distortion)	
4 to 25 MHz, dither enabled	<-80 dBm
0.1 to 32 MHz, dither disabled.....	<-75 dBm
Intermodulation distortion (2-tone, -3 dBm signals)	
4 to 25 MHz, dither enabled	<-85 dBm
0.1 to 32 MHz, dither disabled.....	<-80 dBm
Residual responses (input terminated)	<-85 dBm (<-95 dBfs)

Tabla de especificaciones del módulo de entrada NI PXI-5620

3.3 Phantoms

Los phantoms a crear están pensados para imitar las propiedades acústicas de los tejidos (aproximación a la velocidad del sonido, atenuación media,...).

Para la implementación experimental se ha optado por la realización de dos tipos de Phantoms. Una de ellas elaborada solo a partir de agua y gelatina, y la otra con agua, gelatina y agar.

El agar se utiliza frecuentemente en los casos en que se necesita un agente de suspensión, estabilización, espesamiento o gelificación. Así es posible encontrar

diversas aplicaciones en la industria de alimentos, farmacología, microbiología y distintas ramas de producción.

En nuestro caso será utilizado para aumentar es la consistencia de la muestra, lo que conllevará unos cambios en las propiedades acústicas del phantom. Este echo permitirá caracterizar aun mas las muestras según su utilidad.

Además se ha añadido en ambos casos un conservante “*Nipagin*” que inhibe el crecimiento de hongos, bacterias, levaduras y gérmenes en una porción aproximadamente del 0,0001 % de la mezcla utilizada.

Para la creación de dichas muestras nos basamos en el ejecutable de MatLab “*PhantomCM*”, con el que al introducirle la cantidad de agua y el factor de rigidez deseado, nos devuelve como resultado la cantidad de gelatina y agar a utilizar.

Las Phantoms se crearon con las siguientes proporciones:

	Phantom sin agar	Phantom con agar
Agua	800ml	800ml
Gelatina	50g	50g
Agar	X	15g

➤ *Método de creación de las muestras*

Para crear cada una de las muestras, primero calentamos el nivel deseado de agua hasta la ebullición. Echamos la gelatina en el agua hirviendo y removemos hasta que se disuelvan por completo los grumos de la gelatina. Se añade el Nipagin. A continuación y a la temperatura de 27 °C echamos la cantidad necesaria de agar, y seguimos removiendo asta que este ultimo elemento quede lo mas disuelto y disperso posible dentro de la mezcla. Por último metemos la mezcla en una nevera (a unos 3 o 4 °C) asta que se solidifique por completo.

Para la conservación de la gelatina se deberá elegir una zona seca y oscura para evitar la formación de hongos y microorganismos.

4 Resultados

4.1 Caracterización de los transductores empleados

En este apartado se van a exponer los parámetros necesarios para caracterizar el haz producido por cada uno de los transductores ha utilizar. Estos parámetros son los siguientes:

$F = \text{longitud focal}$

$D = \text{diametro del elemento activo del transductor}$

$N = \text{distancia para el cálculo de campo cercano}$

$F_z = \text{zona focal}$

$S_F = \text{longitud focal normalizada}$

$Z_B, Z_E = \text{principio y fin de la zona focal}$

$BD(-6)dB = \text{Ancho del haz a -6dB}$

$\alpha = \text{ángulo de dispersión del haz}$

4.1.1 V320

Se trata como se ha visto anteriormente en el apartado XXX, de un transductor focalizado, de 1,27 cm de tamaño de elemento activo. A continuación se muestra una tabla con los datos mas significativos.

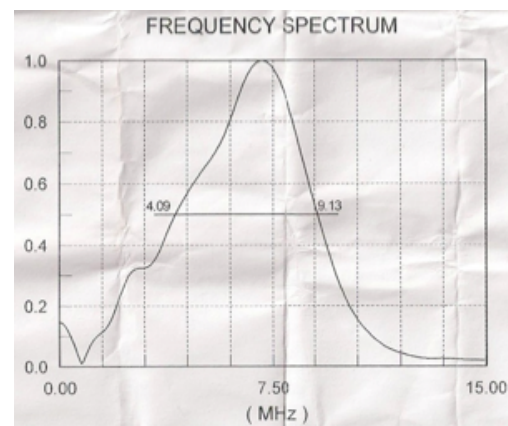
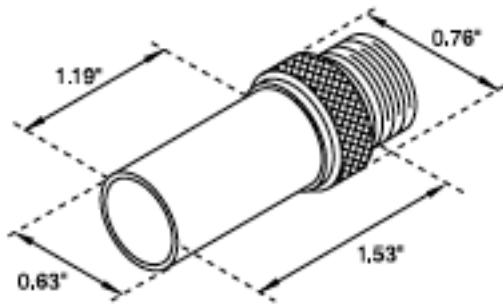
Datos del transductor

Element size 0,5 inches = 1,27 cm

Focal 2,95 inches = 7,493 cm

Frequency 7,50 MHz

Velocidad de propagación de la cerámica



A partir de los datos anteriores se calcularán todos los parámetros necesarios para la completa caracterización del haz emitido.

$$F = \mathbf{0,07493\ m}$$

$$N = \frac{D^2}{4\lambda} = \frac{0,0127^2}{4 * \left(\frac{1535}{7,5e6}\right)} = \mathbf{0,197\ m}$$

$$S_F = \frac{F}{N} = \frac{7,49}{18,28} = \mathbf{0,41\ m}$$

$$F_z = N * S_F^2 \left[\frac{2}{1 + 0,5S_F} \right] = \mathbf{5,11\ cm}$$

$$BD(-6)dB = 0,568DS_F = \mathbf{1,33\ cm}$$

$$\sin\left(\frac{\alpha}{2}\right) = \frac{0,514c}{fD} \Rightarrow \alpha = 2\sin^{-1}\left(\frac{0,514c}{fD}\right) = \mathbf{1,0232^\circ}$$

La figura 4.1 ofrece una visión mas gráfica de los valores obtenidos.

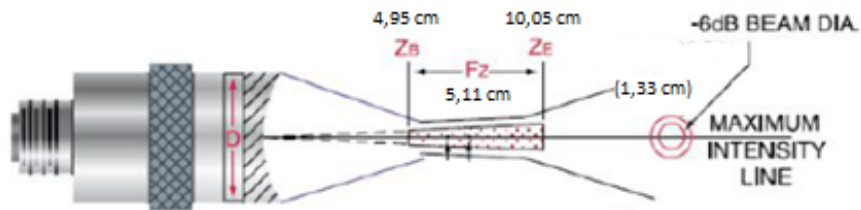


Figura 4.1) representación de la caracterización del transductor

Por último solo nos quedara determinar la distribución de presión en el eje producidos por el transductor. Ello se puede apreciar en la figura 4.2, siendo el resultado a la expresión

$$\frac{p(z, 0)}{p_0} = \frac{2}{1 - z} \text{sen} \left(\pi \frac{N(1 - z)}{2z} \right)$$

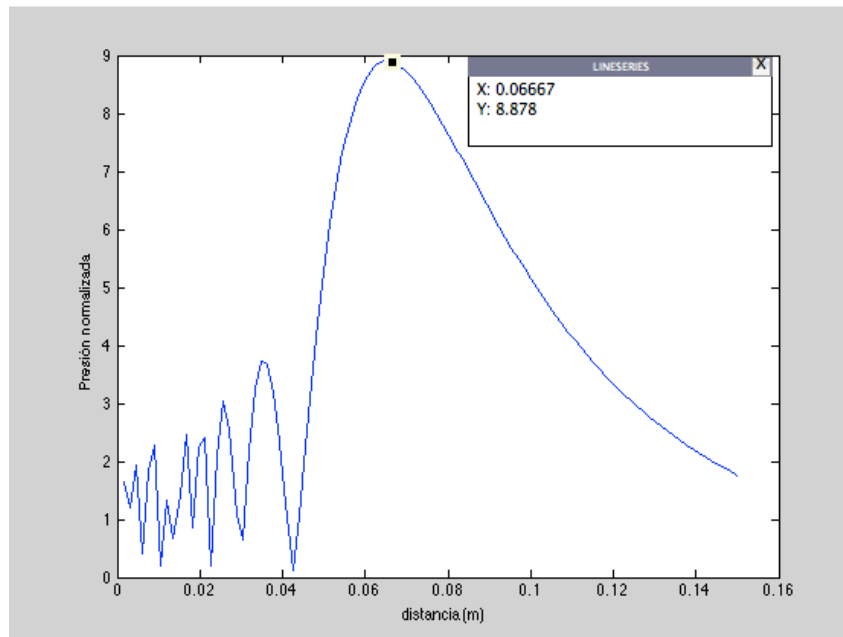


Figura 4.2) distribución de presión en el eje

La figura muestra la representación de presión en el eje Y y la distancia en el eje X. Se puede apreciar claramente el punto de máxima presión que debería coincidir con la distancia a la que se encuentra la focal geométrica. Existe una diferencia de casi 0.8 centímetros con respecto a la distancia focal proporcionada por el fabricante, ello puede ser debido a la inexactitud de la expresión utilizada para el calculo, o al error en los datos del fabricante.

4.1.2 A301S

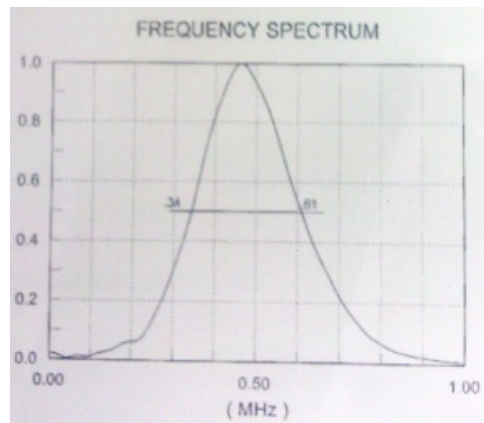
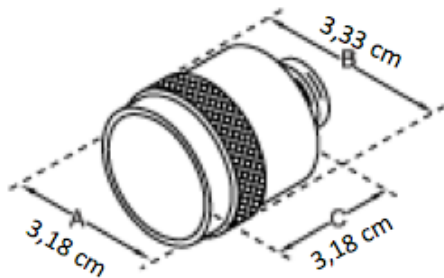
Un transductor plano de 0,5 MHz de frecuencia central.

Dispondremos de dos de ellos, necesarios para el ensayo por el método de emisión-recepción.

Datos del transductor

Element size 1 inches = 2,54cm

Frequency 0,50 MHz



A continuación se muestran los valores obtenidos para caracterizar dicho transductor.

$$N = \frac{D^2 f}{4c} = 0,0254^2 * \frac{500000}{4 * 1535} = 5,25 \text{ cm}$$

$$\sin\left(\frac{\alpha}{2}\right) = \frac{0,514c}{fD} \Rightarrow \alpha = 2\sin^{-1}\left(\frac{0,514 * 1535}{500000 * 0,0254}\right) = 7,12^\circ$$

En la figura 4.3 se muestra el resultado gráfico de la caracterización del haz producido por el transductor.

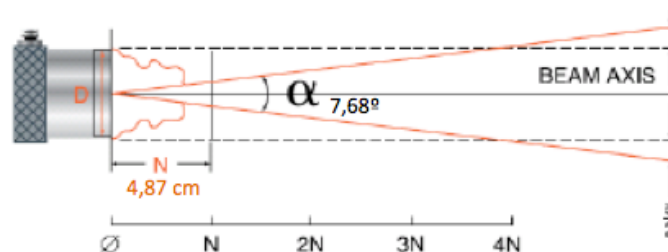


Figura 4.3) caracterización del haz del transductor A301S

Vamos ahora a calcular la distribución de presión en el eje según la expresión

$$\frac{p(z, 0)}{p_0} = \text{sen} \left[\frac{1}{2} kz \left(\sqrt{1 + \left(\frac{a}{z}\right)^2} - 1 \right) \right]$$

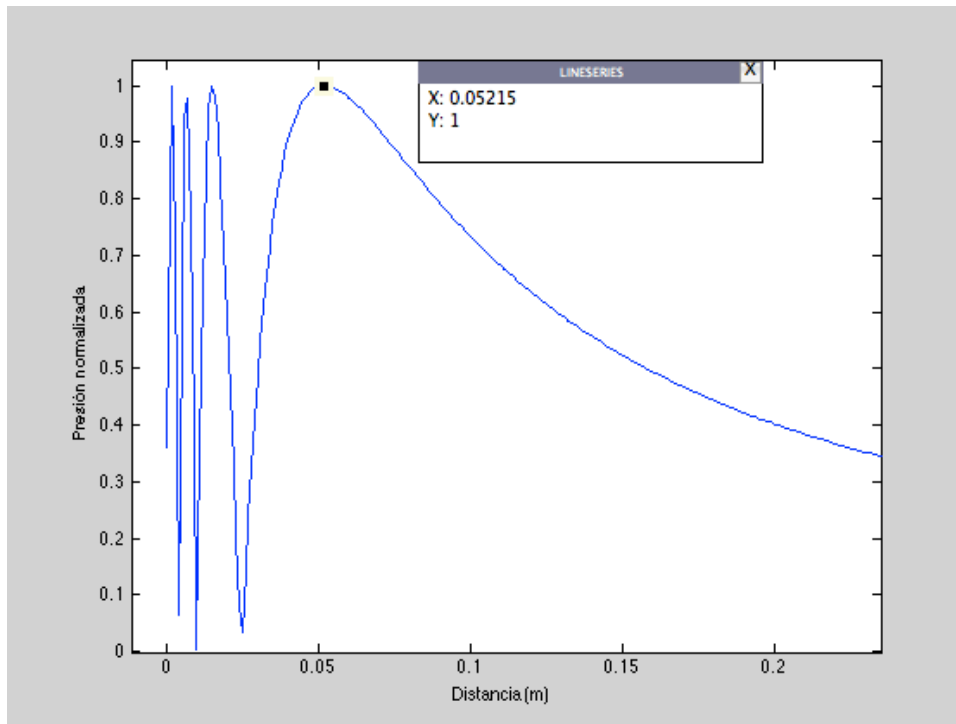


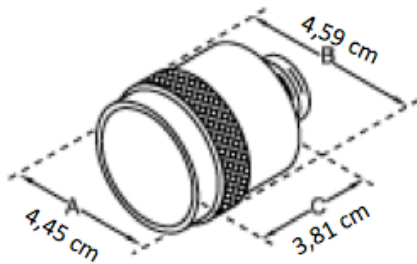
Figura 4.4) distribución de presión en el eje

Como se puede apreciar en este caso si que coincide el último punto de máxima presión con la distancia de Fresnel (N) calculada a partir de los datos del transductor.

4.1.3 V-392

Transductor plano de 1 MHz de frecuencia central. Es de los tres el de mayor tamaño.

Datos del transductor



Element size 1,5 inches = 3,81cm

Frequency 1 MHz

Una vez mas se calculan los valores de campo cercano y ángulo de dispersión.

$$N = \frac{D^2 f}{4c} = 0,0381^2 * \frac{1000000}{4 * 1535} = \mathbf{23,64 \text{ cm}}$$

$$\sin\left(\frac{\alpha}{2}\right) = \frac{0,514c}{fD} \Rightarrow \alpha = 2\sin^{-1}\left(\frac{0,514 * 1535}{1000000 * 0,0381}\right) = \mathbf{2,55^\circ}$$

Los resultados obtenidos se muestran en la figura 4.5

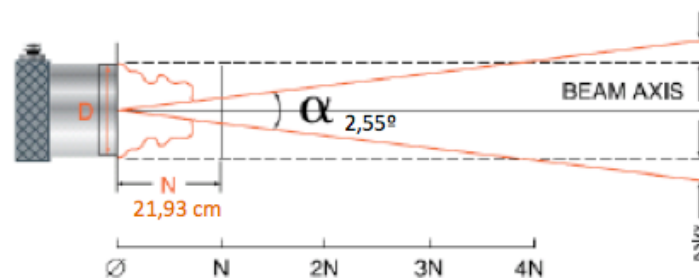


Figura 4.5) caracterización del haz del transductor V-392

Una vez mas será necesario la representación de la presión en el eje del transductor, la cual se muestra en la figura 4.6.

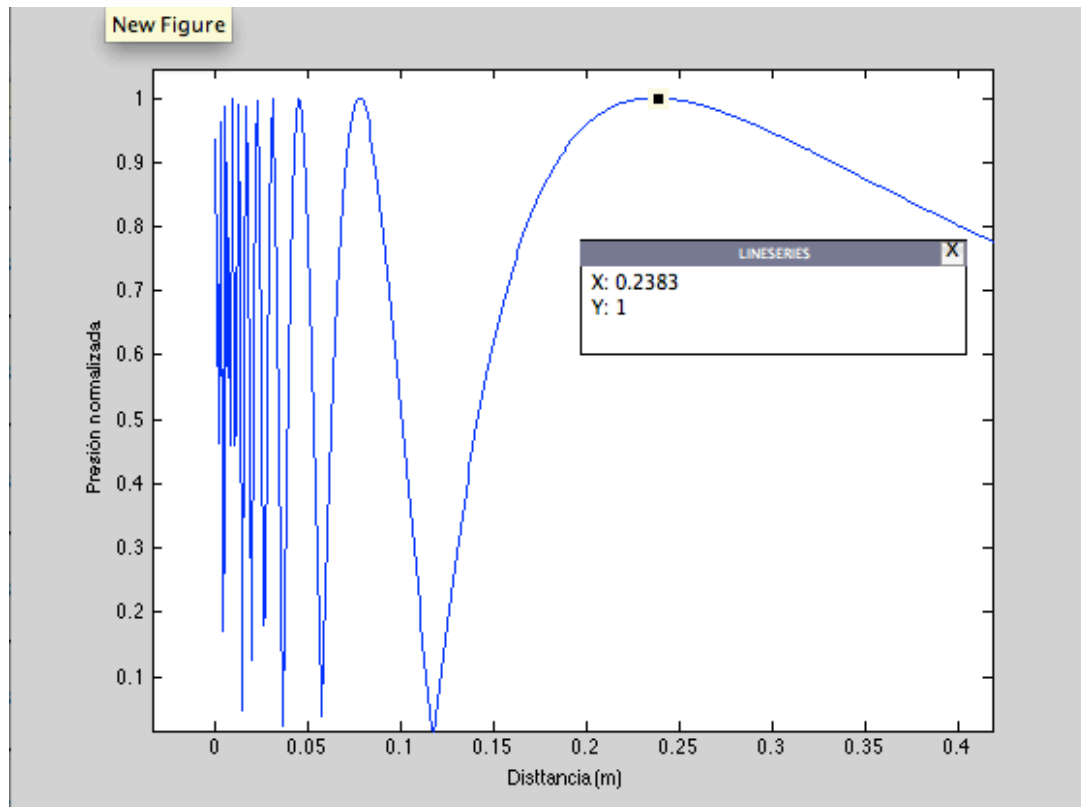


Figura 4.6) distribución de presión en el eje

Como se observa en este caso también se ajusta perfectamente el último máximo con la distancia Fresnel calculada, por lo que podemos verificar ambos cálculos.

4.2 Extracción de las características de los distintos phantoms: Atenuación y velocidad del sonido

En primer lugar y antes de trabajar con alguna de las medidas, será necesario realizar un filtro que elimine la componente continua de la señal, que interfiere en cada una de las medidas tomadas mediante el sistema de adquisición de datos.

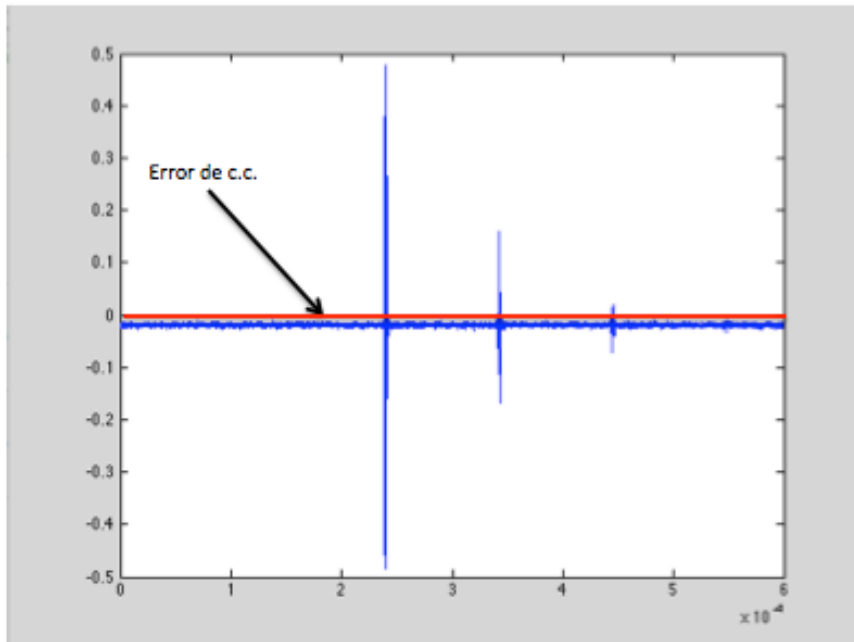


Figura 4.7) efecto de la componente continua

Para ello se diseña el filtro elimina-continua que se muestra a continuación

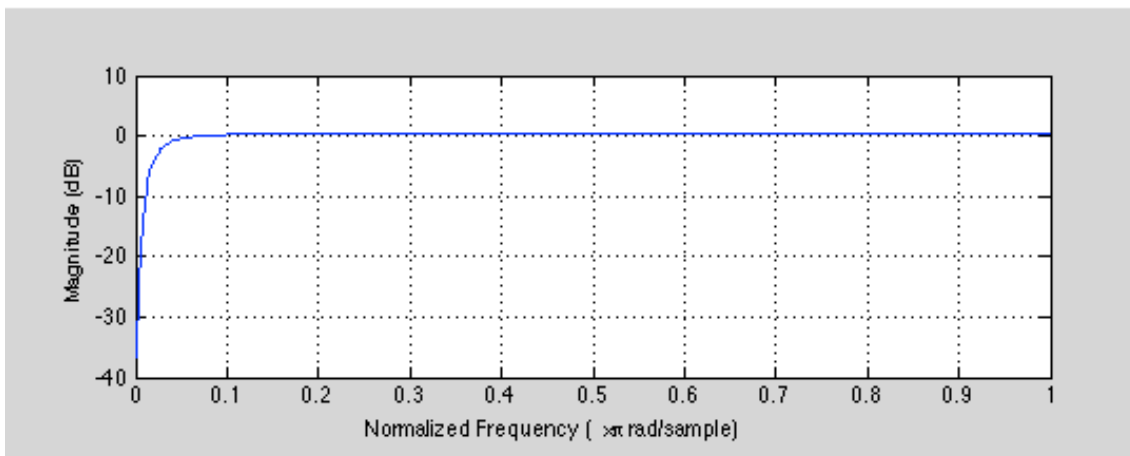


Figura 4.8) filtro elimina-continua

Obteniendo como resultado la señal casi idéntica y sin componente continua como se puede observar en la figura 4.9.

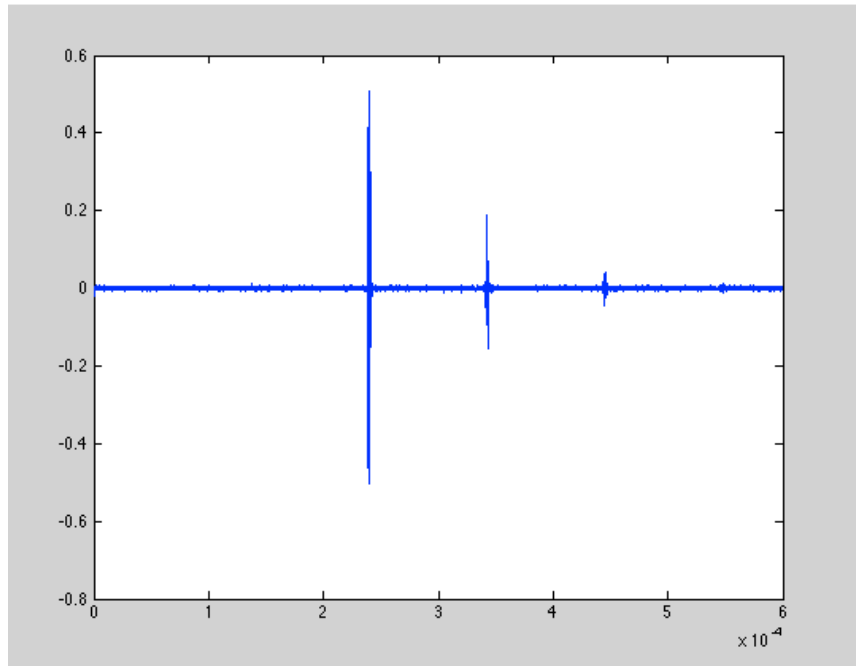


Figura 4.9) señal tras ser filtrada

A continuación se exponen los dos métodos elegidos para el cálculo de la velocidad de propagación y la atenuación de las muestras creadas a partir de la gelatina o de la gelatina y el agar.

Método 1

4.2.1 Velocidad de propagación

Para este primer caso se ha utilizado el transductor V-320, y el V-392, y el método de ensayo del pulso-eco de los que ya se han expuesto sus características anteriormente en los apartados 3.2.2, y 3.1.3 respectivamente.

Empezaremos por la obtención de la velocidad de propagación de los ultrasonidos por ambas muestras (con y sin agar).

Para ello emitiremos un pulso sobre el phantom, y calcularemos el tiempo que tarda en regresar al transductor, sabiendo entonces el tiempo y la distancia recorrida.

A continuación se muestran algunas de las imágenes de captura de las señales necesarias para el cálculo de la velocidad de propagación.

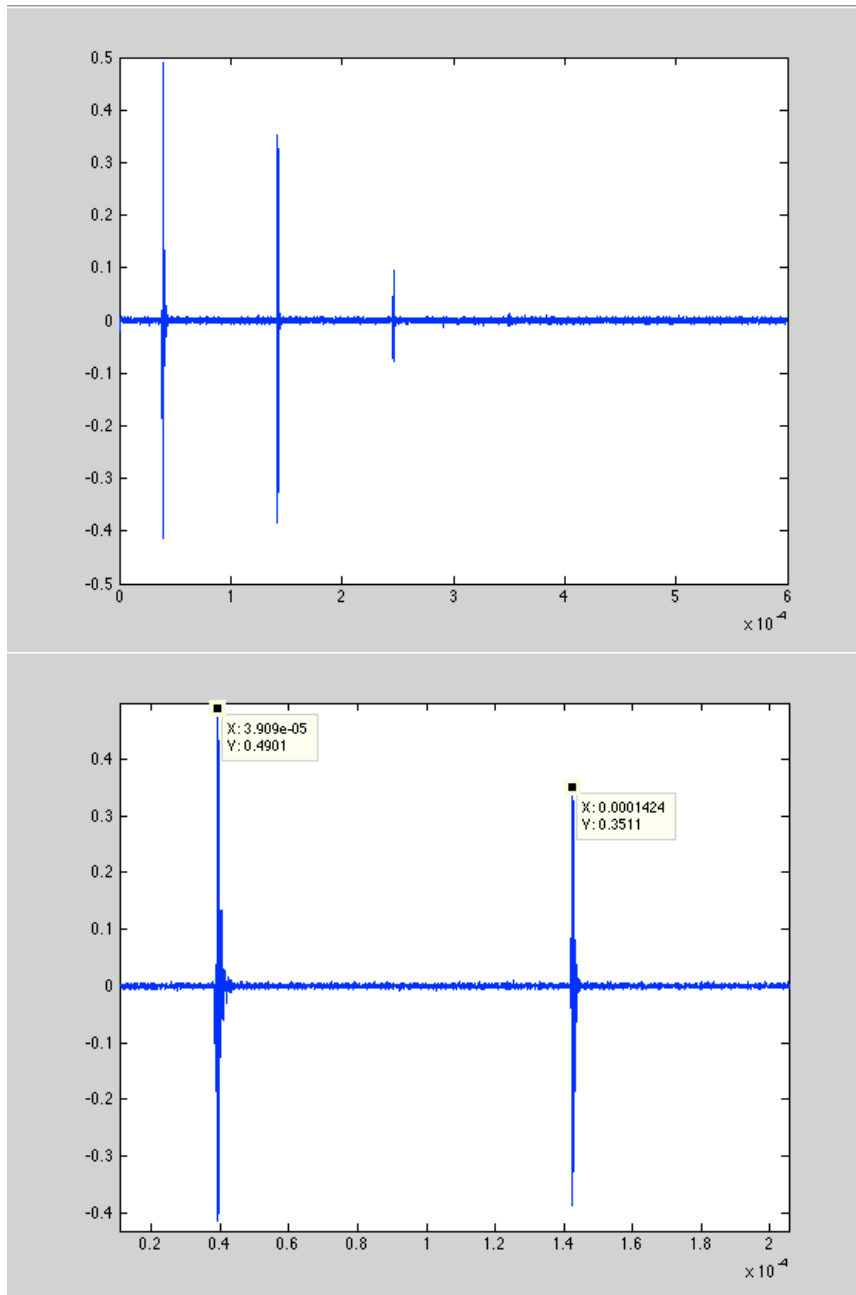


Figura 4.10) Muestra para el calculo de la velocidad (sin agar)

En la primera de las imágenes se puede observar la señal completa capturada por el sistema de adquisición de datos, en la que se aprecia claramente la señal emitida y los dos primeros ecos producidos por la reflexión en las paredes de la gelatina. En la segunda imagen se ha hecho un zoom para poder determinar más claramente la distancia temporal entre el primer y segundo eco, necesaria para el cálculo de la velocidad de propagación.

En la figura 4.11, al igual que en la anterior se muestran las imágenes de la señal completa y la distancia en entre ecos pero en este caso de la muestra con agar.

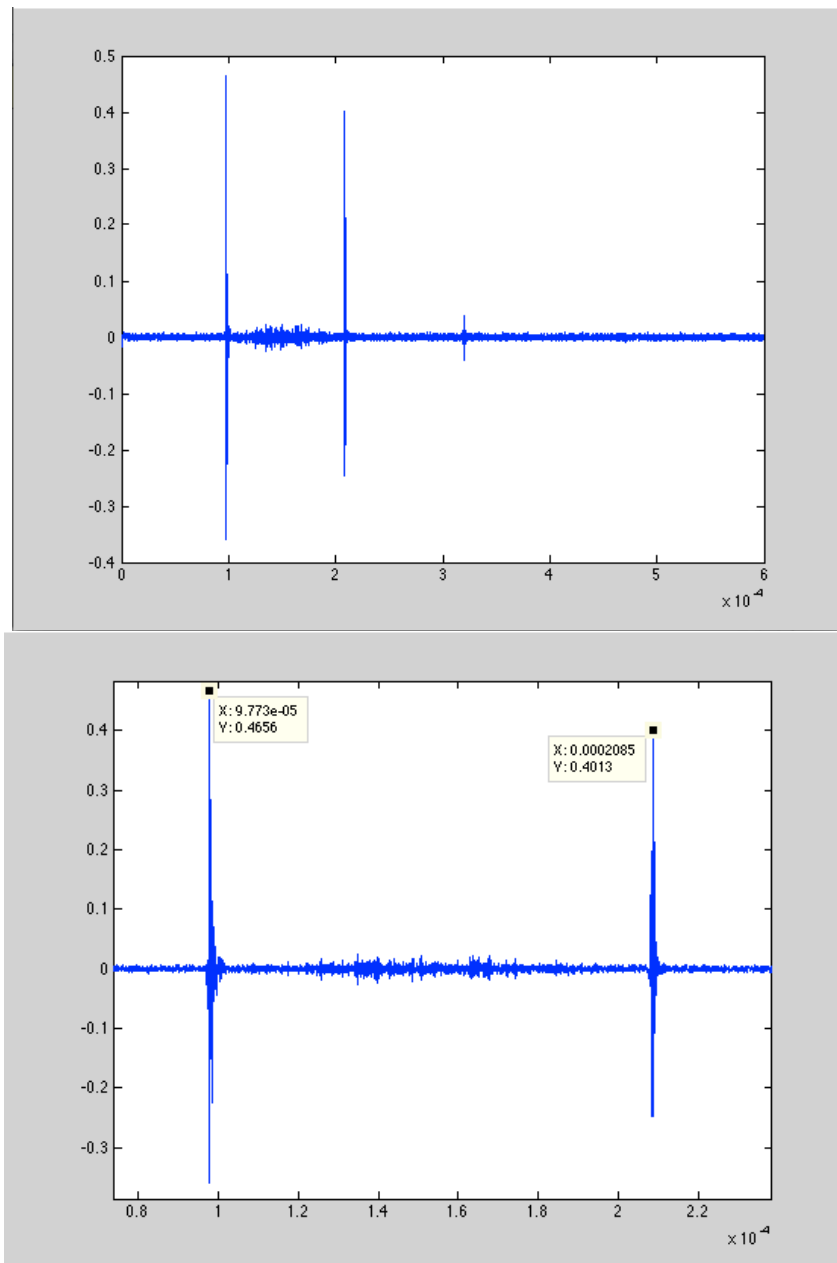


Figura 4.11) Muestra para el calculo de la velocidad (con agar)

Sabiendo el espacio recorrido y el tiempo empleado para ello será fácil el calculo de la velocidad de propagación.

$$c = \frac{e}{t} = \frac{2 * longitud\ de\ la\ muestra}{tiempo\ eco\ 2 - tiempo\ eco\ 1}$$

Siendo :

e -> el espacio recorrido

t -> el tiempo en recorrer dicha distancia

En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos para el tiempo entre dos ecos con el transductor V-320 para ambas muestras.

Diferencia de tiempo entre ecos [s], $f_0 = 7,5\text{MHz}$

	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Promedio
Sin agar	5.16 e-5	5.16 e-5	5.18 e-5	5.22 e-5	5.17 e-5	5.178e-5
Con agar	5.96 e-5	5.98 e-5	5.98 e-5	5.99 e-5	5.98 e-5	5.978e-5

Por lo tanto la velocidad será

Tipo de muestra	Velocidad [m/s]
Sin agar	1535.4
Con agar	1431.9

Para expresar correctamente dicha velocidad, será necesario calcular el error experimental y su propagación .

Calculo de errores

$$\epsilon(c) = \left| \frac{\partial c}{\partial e} \epsilon(e) \right| + \left| \frac{\partial c}{\partial t} \epsilon(t) \right|$$

siendo

$\epsilon(c)$ -> el error de la velocidad

$\epsilon(e)$ -> el error de la medida de la distancia

$\epsilon(t)$ -> el error de la medida del tiempo

$$\epsilon(e) = 1 * 10^{-4} \text{ m (error inherente de la medida)}$$

Para el cálculo del error del tiempo tendremos que recurrir a las siguientes expresiones:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_i - X_m)^2}{N - 1}}$$

$$D = \frac{X_{max} - X_{min}}{X_m} * 100$$

Siendo

σ -> el error

D -> la desviación de las medidas

X_m -> la media aritmética

N -> el numero de medidas

$\epsilon(t) = \sigma_{sin_agar} = 1 \text{ e-}7 \text{ s}$	$D_{sin_agar} = 1.16$
$\epsilon(t) = \sigma_{con_agar} = 1.1 \text{ e-}7 \text{ s}$	$D_{con_agar} = 5 \text{ e-}3$

Debido a que el cálculo de la velocidad es una medida indirecta una vez obtenidos los errores en la medida del tiempo y espacio deberemos propagarlo.

$$\epsilon(c)_{sin\ agar} = \left| \frac{\partial c}{\partial e} \epsilon(e) \right| + \left| \frac{\partial c}{\partial t} \epsilon(t) \right| = 1.93 + 2.96 = 4.89 = 5 \text{ m/s}$$

$$\epsilon(c)_{con\ agar} = \left| \frac{\partial c}{\partial e} \epsilon(e) \right| + \left| \frac{\partial c}{\partial t} \epsilon(t) \right| = 1.67 + 2,63 = 4.3 = 4 \text{ m/s}$$

Por lo que el resultado final será:

Muestra con agar	1535 ± 5 m/s
Muestra sin agar	1432 ± 4 m/s

De igual forma a la que se obtuvieron los resultados en el apartado anterior, se realizará ahora para el transductor V-392.

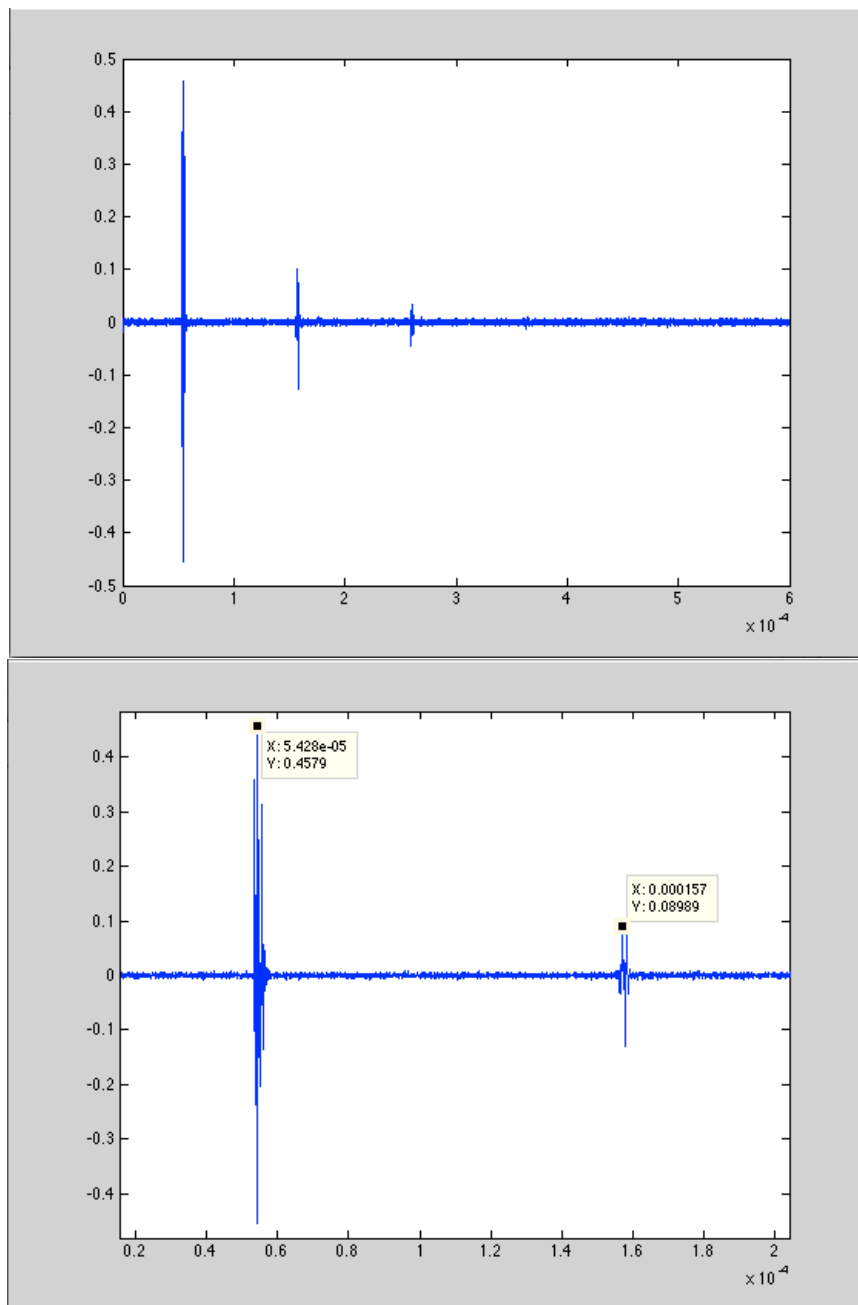


Figura 4.13) Muestra para el calculo de la velocidad (sin agar) 1MHz, 7,95cm

La figura 4.13 muestra las imágenes necesarias para el cálculo de la velocidad de propagación en el phantom sin agar, y la 4.14 la misma variable para la muestra con agar.

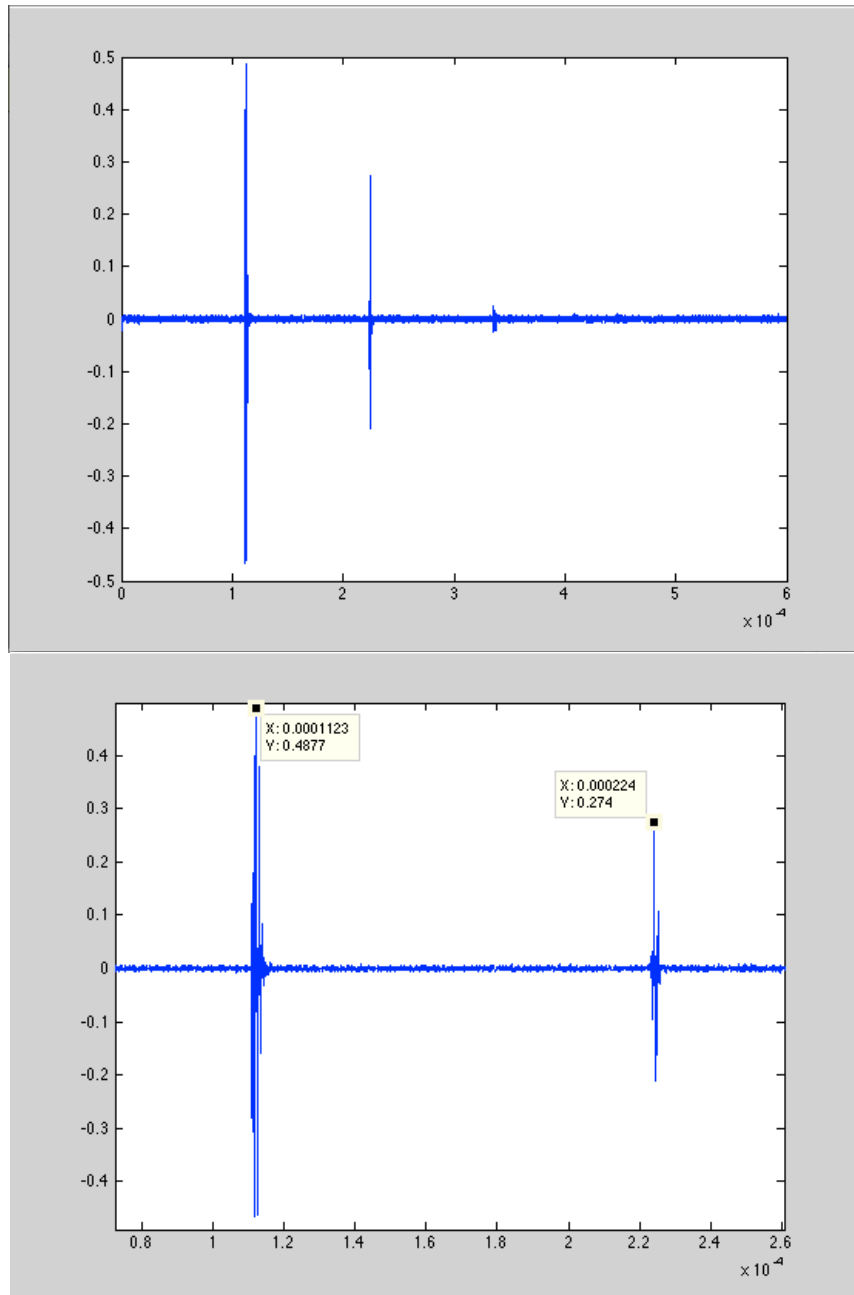


Figura 4.14) Muestra para el calculo de la velocidad (con agar)

Una vez mas en la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos de velocidad de propagación para ambas muestras, esta vez con el transductor V-392 de 1 MHz de frecuencia central.

Diferencia de tiempo entre ecos [s], $f_0 = 1$ MHz

	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Promedio
Sin agar	5.12e-5	5.19 e-5	5.22 e-5	5.21 e-5	5.17 e-5	5.18 e-5
Con agar	6.02 e-5	6.01 e-5	6.03 e-5	6.03 e-5	5.99 e-5	6.01 e-5

Por lo tanto la velocidad será

Tipo de muestra	Velocidad [m/s]
Sin agar	1534.7
Con agar	1424.3

De nuevo para expresar correctamente dicha velocidad, será necesario calcular el error experimental y su propagación .

$$\epsilon(e) = 1 * 10^{-4} m \text{ (error inherente de la medida)}$$

$\epsilon(t) = \sigma_{sin\text{agar}} = 4 e-7 s$	$D_{sin\text{agar}} = 2$
$\epsilon(t) = \sigma_{con\text{agar}} = 1.3e-7 s$	$D_{con\text{agar}} = 6 e-3$

$$\epsilon(c)_{sin\text{ agar}} = \left| \frac{\partial c}{\partial e} \epsilon(e) \right| + \left| \frac{\partial c}{\partial t} \epsilon(t) \right| = 1.93 + 11.85 = 13.78 = 14 m/s$$

$$\epsilon(c)_{con\text{ agar}} = \left| \frac{\partial c}{\partial e} \epsilon(e) \right| + \left| \frac{\partial c}{\partial t} \epsilon(t) \right| = 1.67 + 3.08 = 4.75 = 5 m/s$$

Por lo tanto el resultado bien expresado será

Muestra sin agar	1540 ± 14 m/s
Muestra con agar	1424 ± 5 m/s

Como se puede apreciar en los resultados, y como es lógico el cambio de transductor afecta poco al cálculo de la velocidad. Esto es normal, ya que aunque la velocidad si depende de la frecuencia, la variación entre estas no es lo suficientemente grande como para ser apreciable.

Por otro lado hay que destacar que en el caso del transductor V-320 el error existente es bastante menor al del V-392.

4.2.2 Atenuación

El cálculo del coeficiente de atenuación en este primer método se realizará mediante el ensayo pulso-eco para la obtención de al menos dos ecos de la señal emitida.

Para ello se ha utilizado la ecuación que define el coeficiente de atenuación α :

$$\alpha(f) = -\frac{1}{d} \ln \left(\left| \frac{fft(p_d)}{fft(p_0)} \right| \right)$$

Siendo:

$\alpha(f)$ → el coeficiente de atenuación [Nepers/m]

p_d → presión a una distancia d

p_0 → presión inicial

Nos servimos del programa MatLab para el cálculo y representación de dicho coeficiente.

Para realizar estos procesos será necesario realizar inventanados del primer y segundo eco de la señal. Una vez realizado este paso realizaremos la transformada de Fourier de los dos inventanados, para obtener la información frecuencial. El cociente entre ambos, nos dará el resultado del coeficiente de atenuación α .

A continuación se muestra dicho proceso para las dos muestras.

➤ **Sin agar**

realizamos el primer análisis de la atenuación mediante el transductor de 7,5MHz de frecuencia central.

En la figura 4.16 se muestra en primer lugar la señal con la que nos serviremos para el calculo de la atenuación (figura 4.16a), y los dos eventanados de los ecos sobre los que aplicaremos la transformada de Fourier(figuras 4.16b y 4.16c).

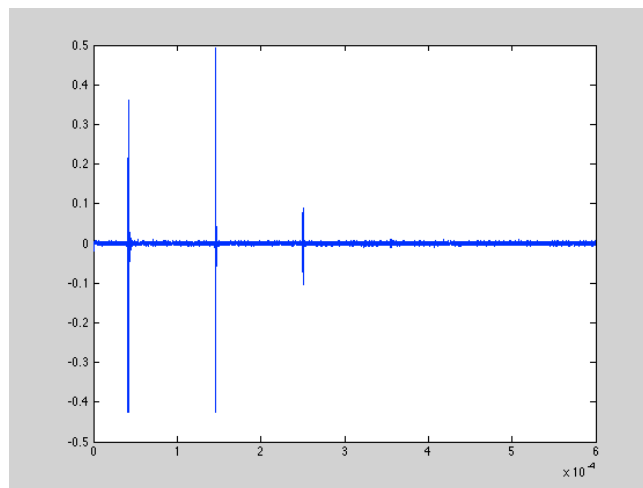


Figura 4.16a) señal para el cálculo de la atenuación

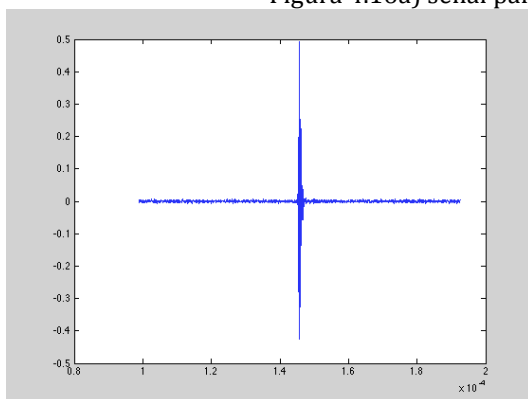


figura 4.16b) eventanado del primer eco

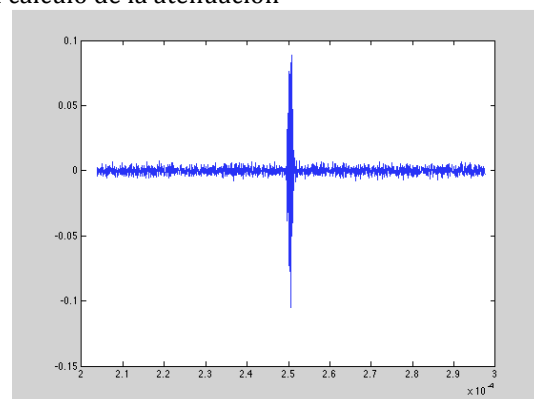


Figura 4.16c) eventanado del segundo eco

Una vez realizado el eventanado, procedemos a realizar la transformada de Fourier, y el cálculo de la atenuación, obteniendo como resultados las imágenes mostradas en la figura 4.17

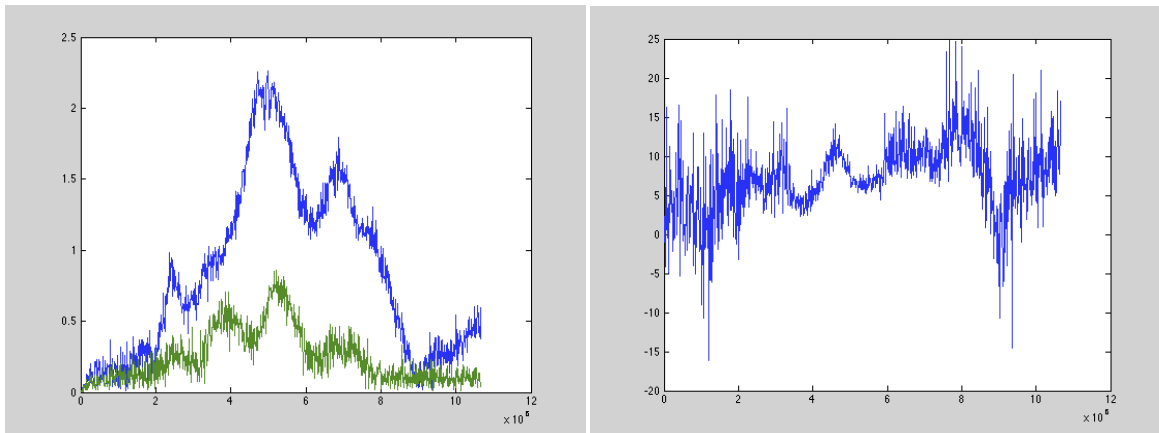


Figura 4.17) transformadas de Fourier (izquierda), atenuación respecto frecuencia (derecha)

Obviamente debemos seleccionar el ancho del espectro correspondiente al ancho de banda del transductor, ya que el resto es información sin significado.

En este caso se puede apreciar claramente en la imagen con las transformadas de Fourier, donde esta situado el ancho de banda del transductor.

En la siguiente figura se muestra el coeficiente de atenuación en ese ancho de banda. Además se le ha realizado un filtro que suavice las variaciones bruscas.

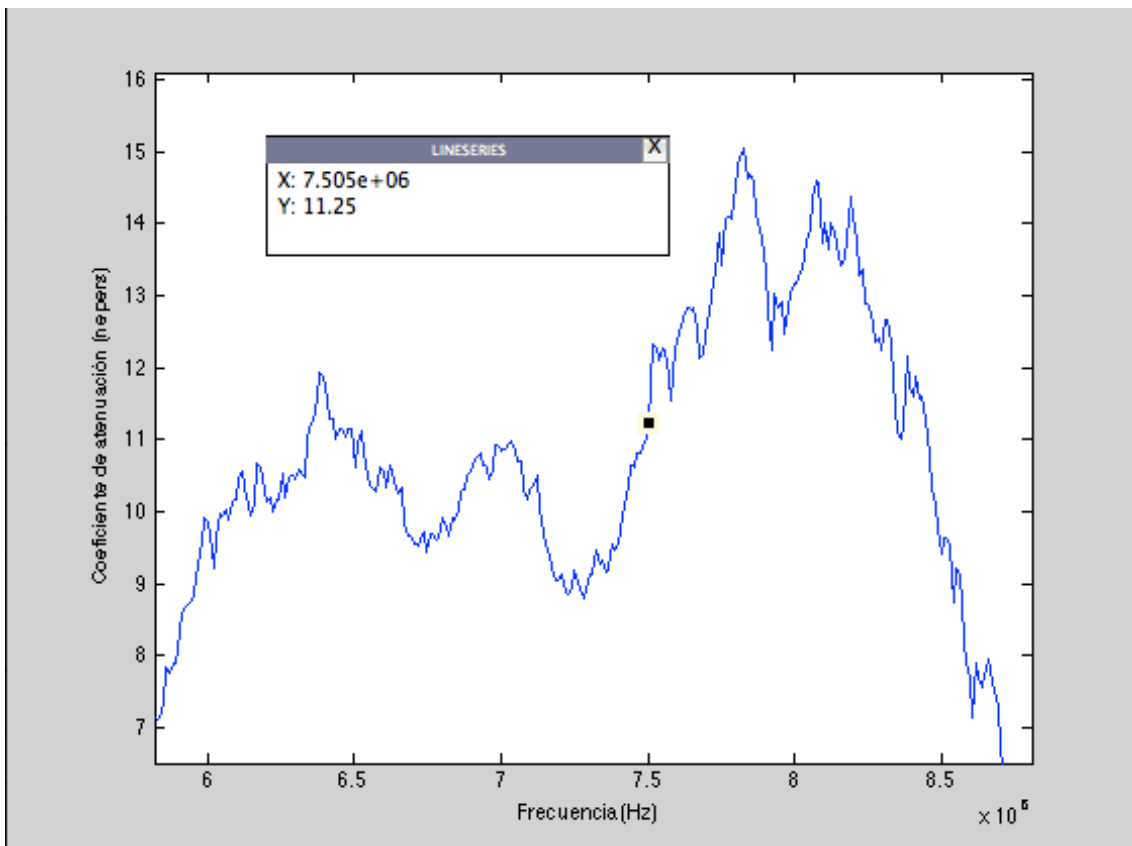


Figura 4.18) atenuación de la muestra respecto la frecuencia

De igual forma realizaremos el mismo proceso pero esta vez con el transductor de 1MHz de frecuencia central.

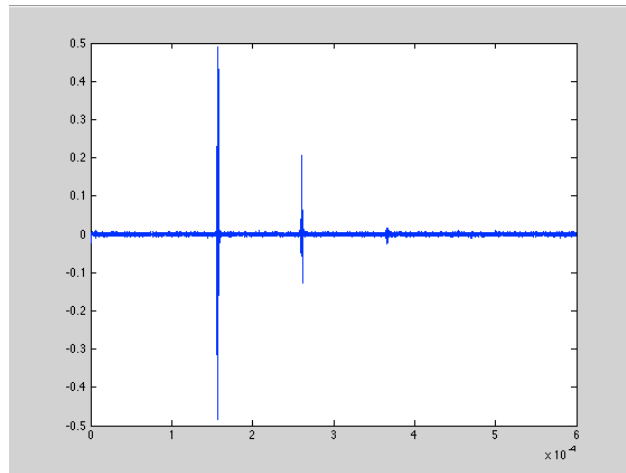


Figura 4.19a) señal para el cálculo de la atenuación

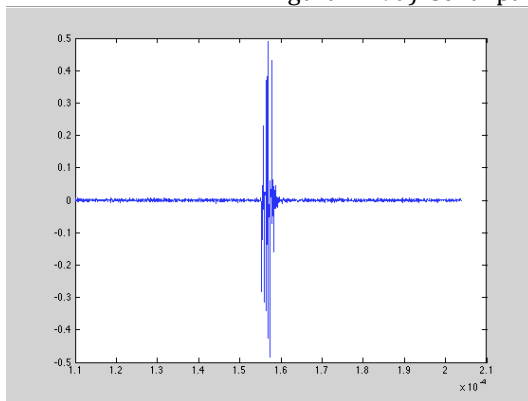


figura 4.19b) inventanado del primer eco

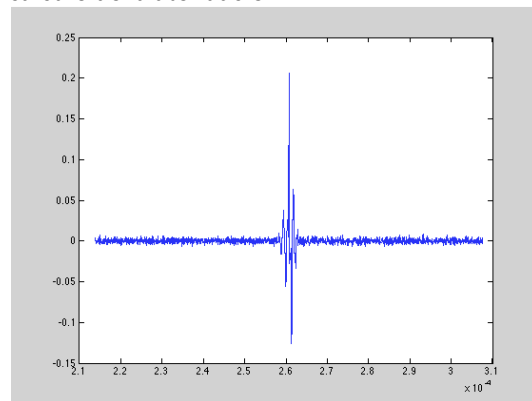


Figura 4.19c) inventanado del segundo eco

Como se puede ver en la figura 4.20, utilizando este transductor no será tan fácil la apreciación del ancho de banda del transductor. Ello es debido a que éste es bastante inferior al del caso anterior.

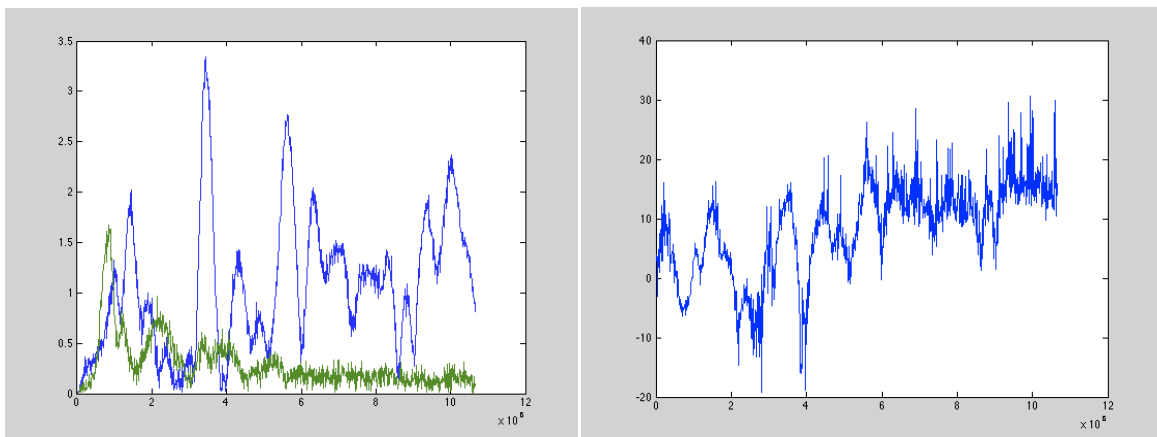


Figura 4.20) transformadas de Fourier (izquierda), atenuación respecto frecuencia (derecha)

Realizando un inventariado mas adecuado a este caso obtenemos la figura 4.21

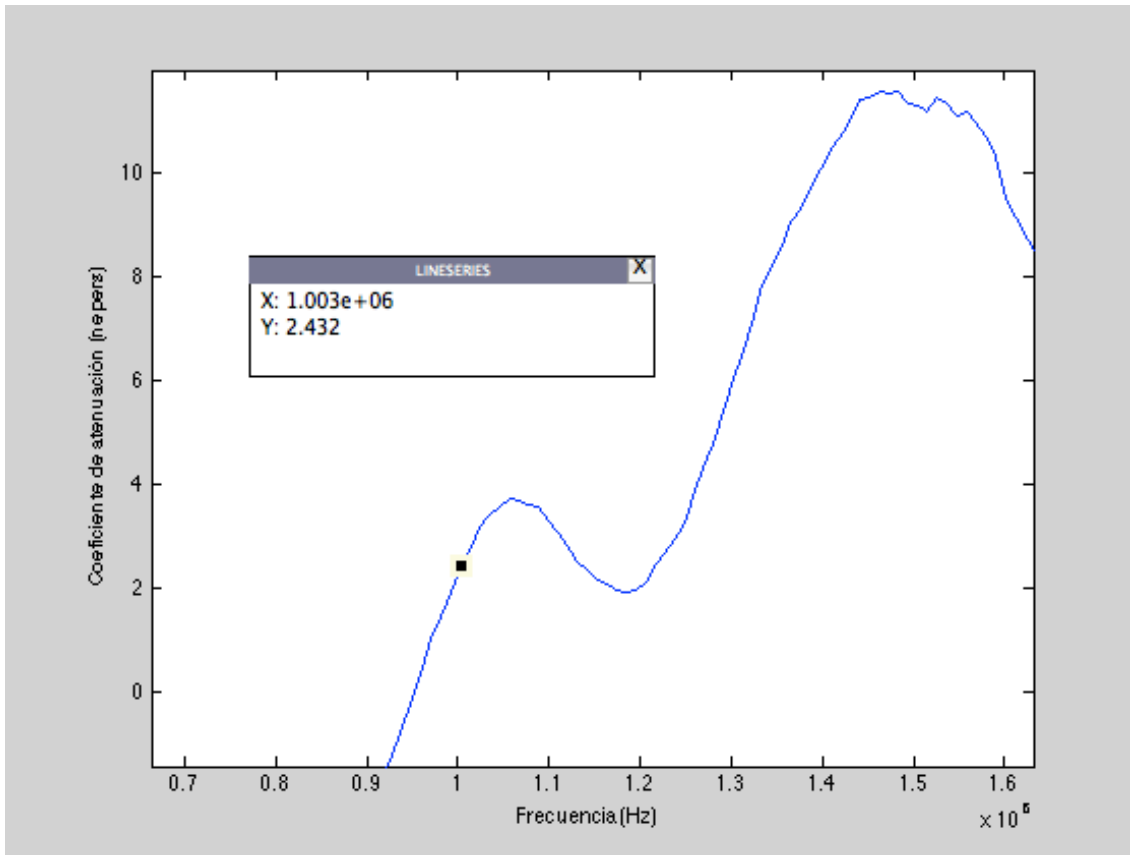


Figura 4.21) atenuación de la muestra respecto la frecuencia

En esta figura observamos que hay bastantes puntos cercanos a la frecuencia central cuyo valor esta por debajo de 0, lo cual es imposible, ya que significaría que en la muestra no hay perdidas, sino que amplifica la señal.

Este echo puede estar producido por unas malas medidas, o por el echo que el transductor tenga un ancho de banda tan estrecho que sea casi solo el punto de la frecuencia central.

➤ **con agar**

En este apartado se realizaran los mismos cálculos que en el apartado de la muestra sin agar, esperando en este caso un aumento de la atenuación.

En primer lugar mostraremos también la señal inicial, y los dos ecos sobre los que realizamos el análisis.

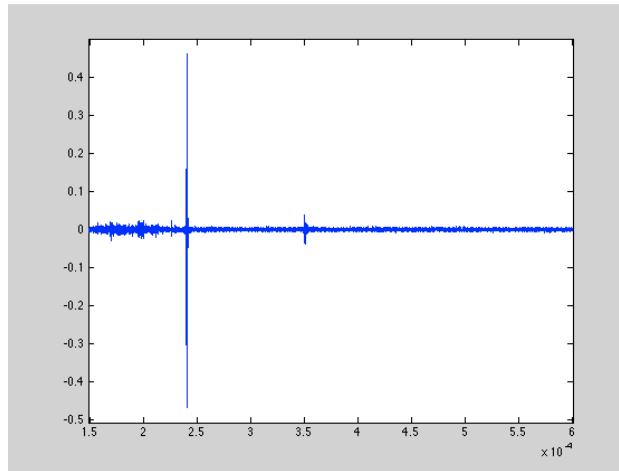


Figura 4.22a) señal para el cálculo de la atenuación

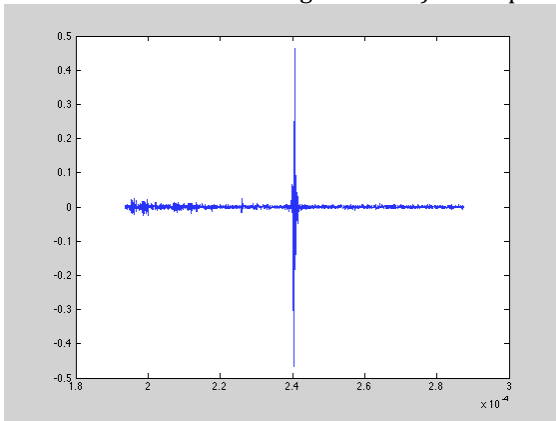


figura 4.22b) eventanado del primer eco

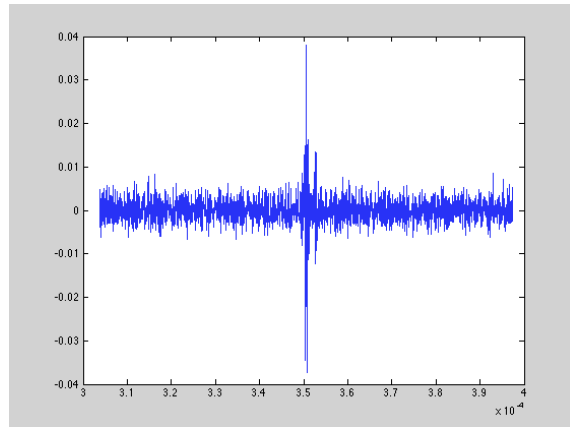


Figura 4.22c) eventanado del segundo eco

Como se puede apreciar, en este caso el segundo eco es mucho mas débil en proporción al primero, con respecto a la muestra sin agar.

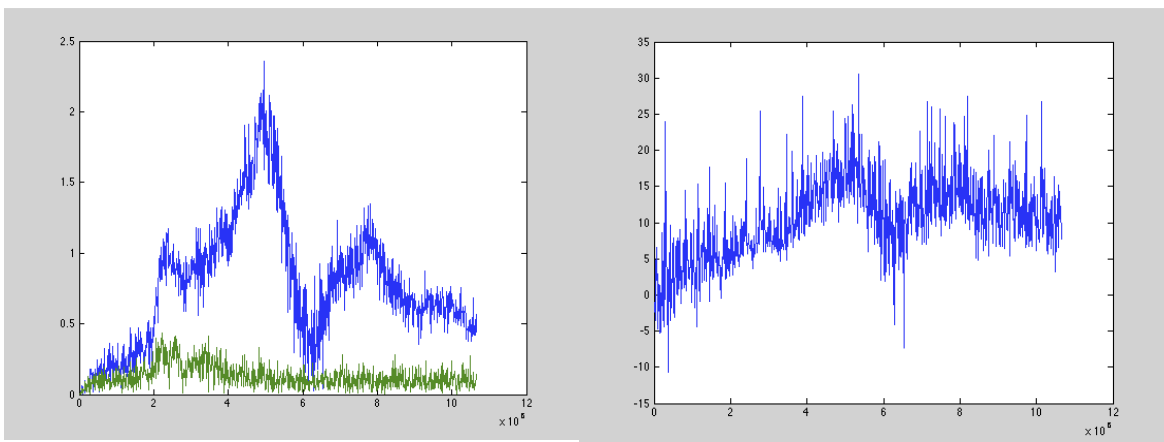


Figura 4.23) transformadas de Fourier (izquierda), atenuación respecto frecuencia (derecha)

Debido a que en la imagen del coeficiente de atenuación la señal varía muy bruscamente, se le aplica también un filtro que suavice esas variaciones, para así tener una visión más intuitiva del resultado obtenido.

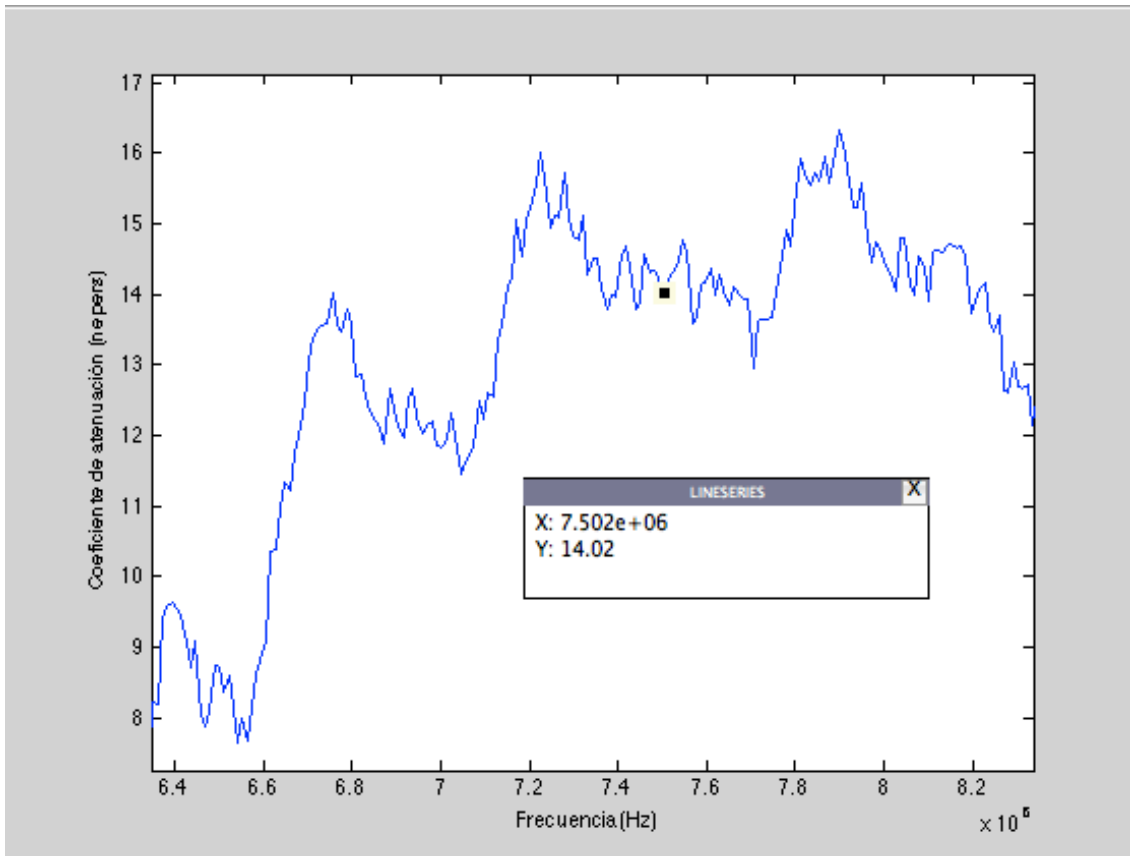


Figura 4.24) atenuación de la muestra respecto la frecuencia

En la figura 4.24 se observa claramente el aumento de la atenuación con este transductor con respecto al caso de la muestra sin agar (figura 4.18).

Por último nos queda evaluar esta muestra con el transductor de 1 MHz frecuencia central

Caracterización de Phantoms por ultrasonidos

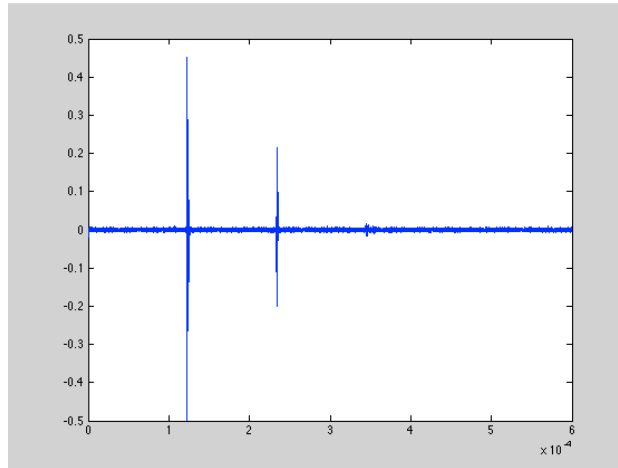


Figura 4.25a) señal para el cálculo de la atenuación

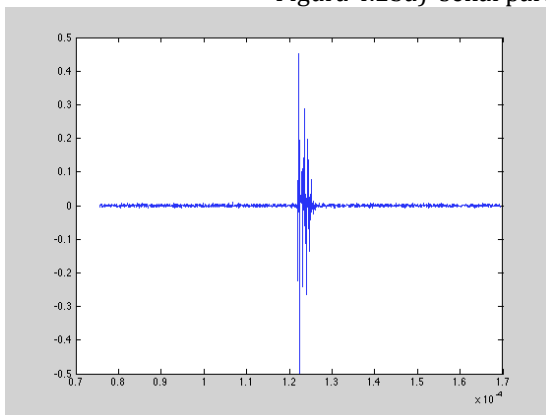


figura 4.25b) inventanado del primer eco

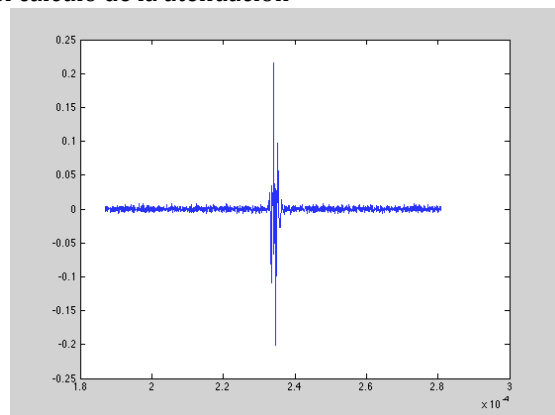


Figura 4.25c) inventanado del segundo eco

En la figura XXX se puede ver una vez mas los resultados obtenidos después de realizar la transformada de Fourier.

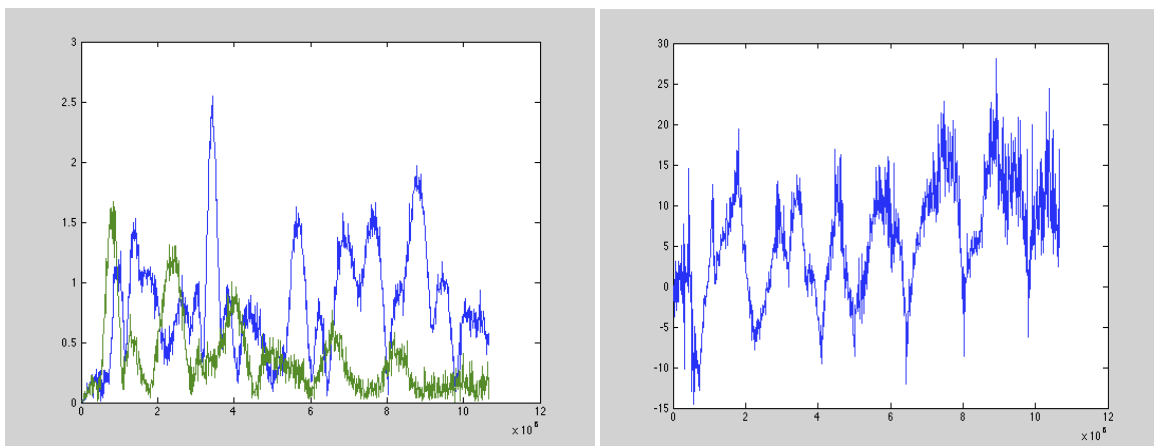


Figura 4.26) transformadas de Fourier (izquierda), atenuación respecto frecuencia (derecha)

Hay que tener en cuenta otra vez que el ancho de banda de este transductor es muy estrecho, por lo que realizamos un inventanado mas preciso.

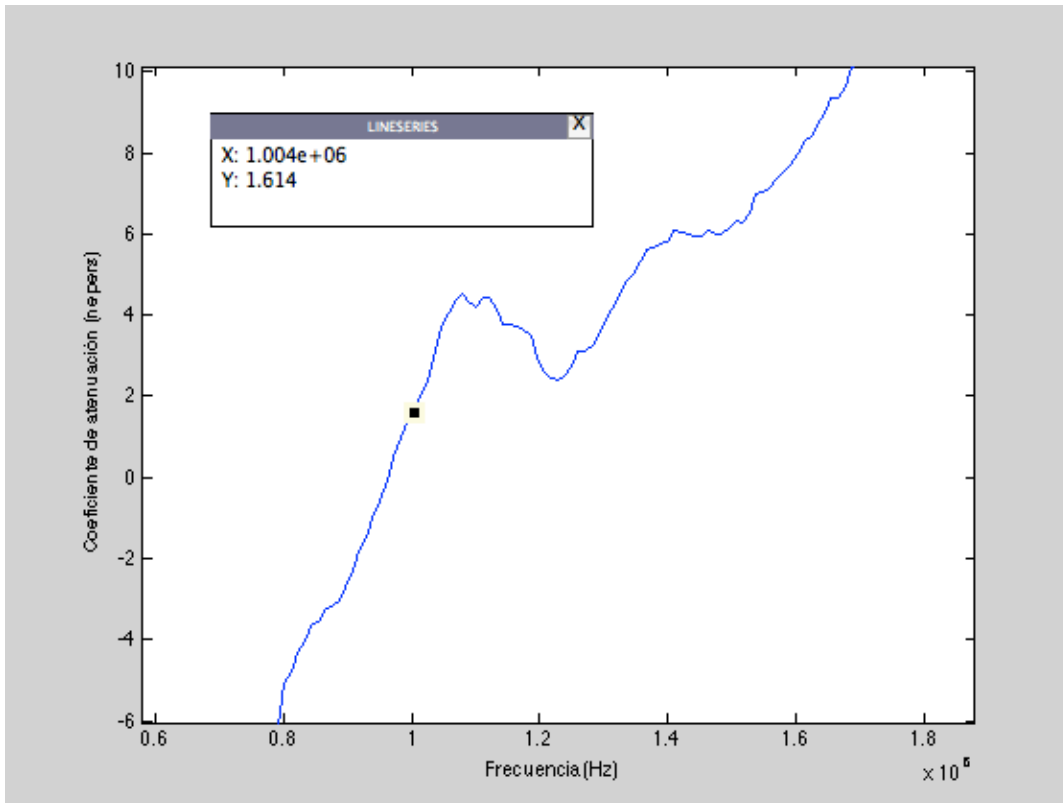


Figura 4.27) atenuación de la muestra respecto la frecuencia

En este caso y al contrario que con el transductor de 7.5 MHz no parece apreciarse el efecto del agar en la atenuación.

En la tabla siguiente se muestran los resultados obtenidos para las frecuencias centrales en los cuatro casos.

Coeficiente de atenuación (dB/cm)	1 MHz	7.5MHz
Sin agar	0.21	0.98
Con agar	0.14	1.22

De estos resultados advertimos, que para el caso del transductor de frecuencia central 7.5 MHz los resultados son mas parecidos a los esperados, ya que el coeficiente de atenuación aumenta al añadir el agar, y se corresponden mejor con los valores obtenidos mediante el segundo método, como se vera mas adelante. Sin embargo con el transductor de 1MHz obtenemos todo lo contrario, disminuye la absorción al añadir el agar.

Método 2

Para este caso se a realizado el montaje por el método de transmisión, tal y como se ha descrito en el apartado 3.1.3 y se han empleado dos transductores del modelo A-301 de 0,5 MHz de frecuencia central.

4.2.3 Velocidad de propagación

Se utiliza un transductor para la emisión, el cual será el encargado de transmitir el pulso a la muestra, y otro para la recepción.

Una vez digitalizada la señal, resulta fácil el calculo de la velocidad de propagación de la señal, ya que conocemos la distancia recorrida y el tiempo empleado para atravesar el phantom.

$$c = \frac{e}{t} = \frac{\textit{longitud de la muestra}}{\textit{tiempo eco 2} - \textit{tiempo eco 1}}$$

A continuación se muestran, como en el caso del método 1, alguna de las imágenes de captura del sistema de adquisición de datos, a partir de las cuales determinaremos el tiempo entre la emisión del pulso y la recepción de dicho eco en la pared opuesta de la emisión, para el phantom creado sin agar.

Caracterización de Phantoms por ultrasonidos

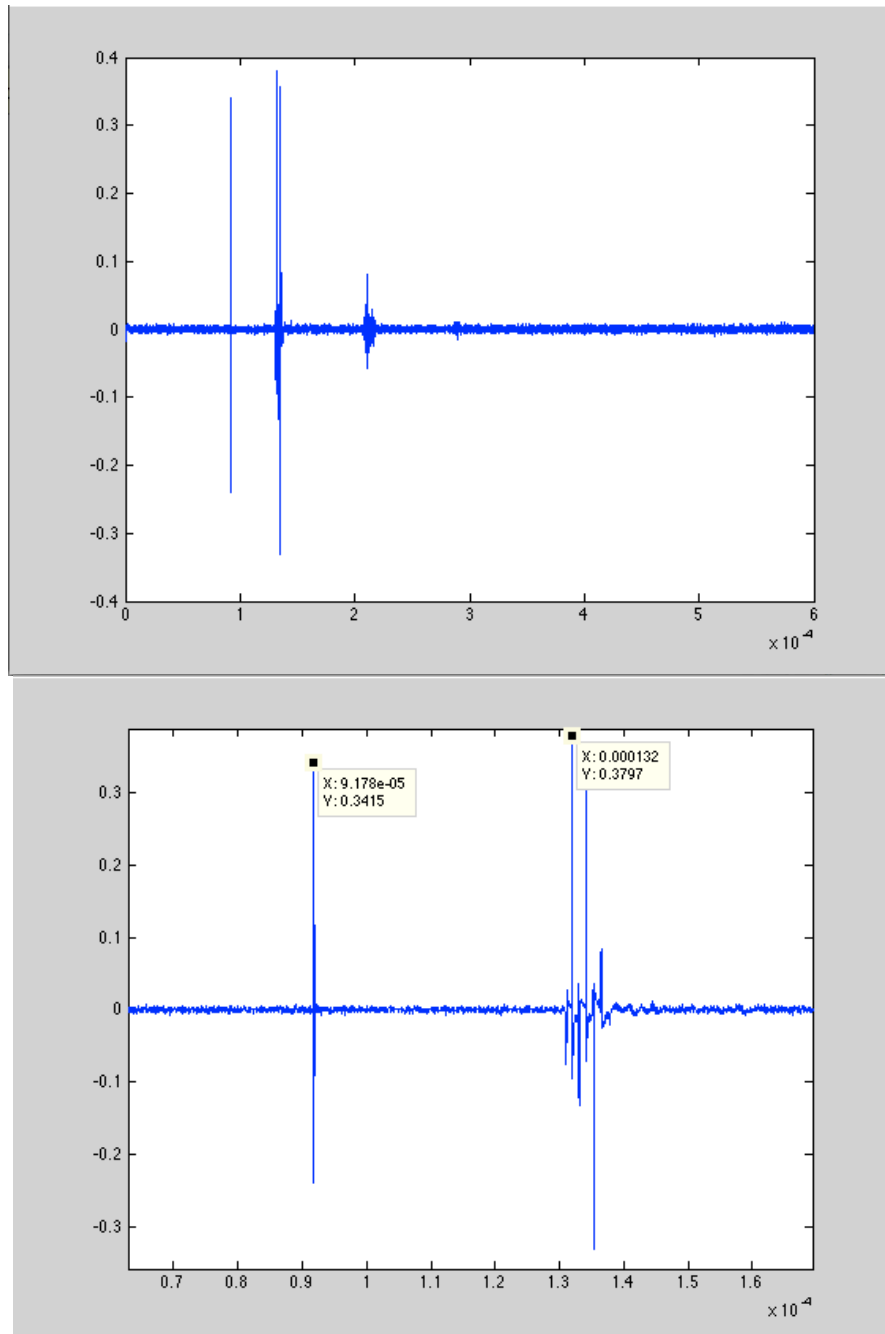


Figura 4.28) Muestra para el calculo de la velocidad (sin agar) 0,5MHz, 6,43 cm

La figura 4.29 muestra también la distancia temporal entre la emisión y la recepción, pero esta vez de la muestra creada con agar.

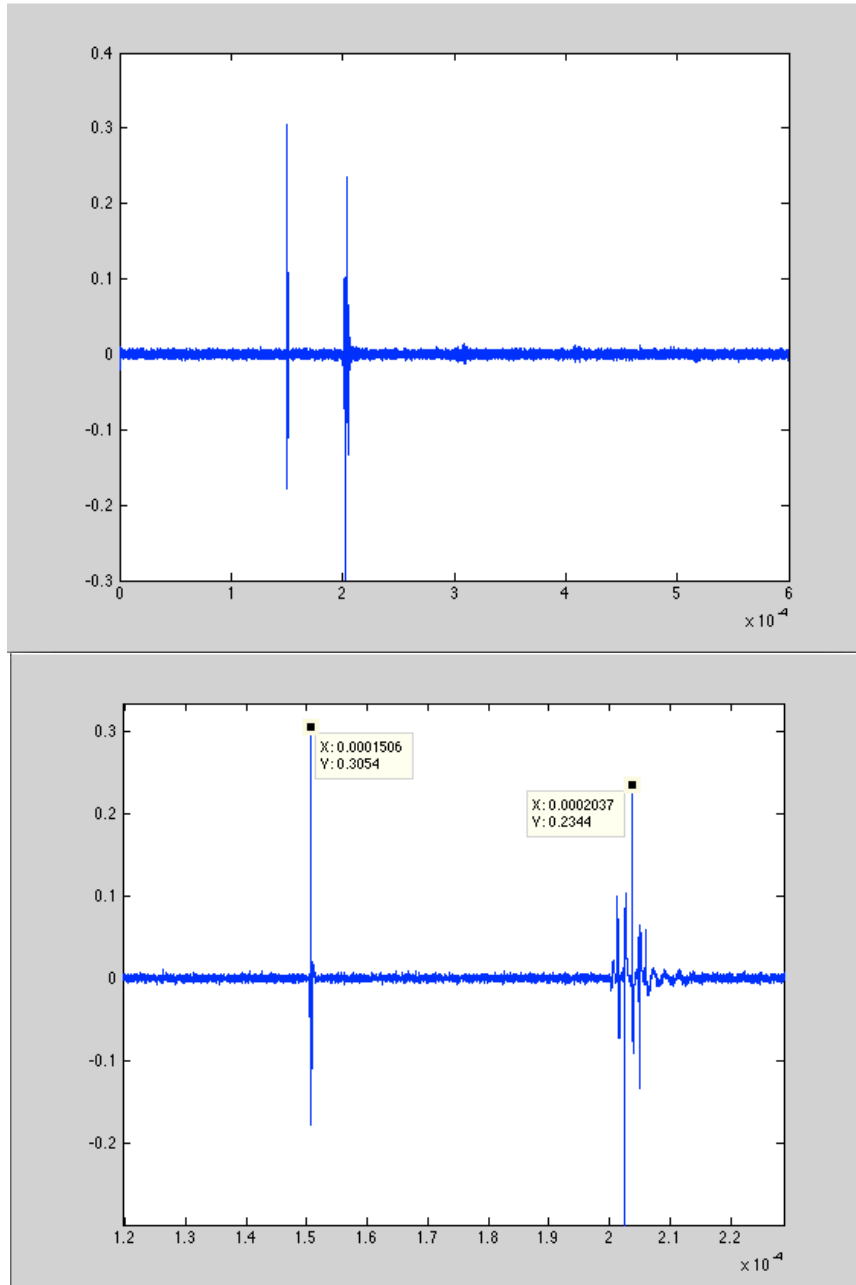


Figura 4.29) Muestra para el calculo de la velocidad (con agar) 0,5MHz, 8,56 cm

En la tabla siguiente se pueden apreciar los resultados de dichas medidas:

Diferencia de tiempo entre ecos [s], $f_0 = 0,5\text{MHz}$

	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Promedio
Sin agar	3.97e-5	4.01 e-5	4.17 e-5	4.04 e-5	4.03 e-5	4.04 e-5
Con agar	5.96 e-5	6 e-5	5.99 e-5	5.99 e-5	5.97 e-5	5.98 e-5

Por lo tanto la velocidad de propagación obtenida es la que se muestra en la siguiente tabla:

Tipo de muestra	Velocidad [m/s]
Sin agar	1591.6
Con agar	1431.4

De nuevo para expresar correctamente dicha velocidad, será necesario calcular el error experimental y su propagación .

$$\epsilon(e) = 1 * 10^{-4} \text{ m (error inherente de la medida)}$$

$\epsilon(t) = \sigma_{\sin_{\text{agar}}} = 7 \text{ e-}7 \text{ s}$	$D_{\sin_{\text{agar}}} = 0.05$
$\epsilon(t) = \sigma_{\text{con}_{\text{agar}}} = 2\text{e-}7 \text{ s}$	$D_{\text{con}_{\text{agar}}} = 7 \text{ e-}3$

$$\epsilon(c)_{\sin \text{ agar}} = \left| \frac{\partial c}{\partial e} \epsilon(e) \right| + \left| \frac{\partial c}{\partial t} \epsilon(t) \right| = 1.93 + 27.58 = 29.5 = 30 \text{ m/s}$$

$$\epsilon(c)_{\text{con agar}} = \left| \frac{\partial c}{\partial e} \epsilon(e) \right| + \left| \frac{\partial c}{\partial t} \epsilon(t) \right| = 1.67 + 4.78 = 6.45 = 6 \text{ m/s}$$

Por lo tanto el resultado bien expresado será

Muestra sin agar	1590 ± 30 m/s
Muestra con agar	1431 ± 6 m/s

4.2.3 Atenuación

El segundo método empleado para el cálculo de la atenuación ha sido el de ajuste por la función exponencial $p = p_0 * e^{-\alpha X}$.

Para realizar dicho ensayo, es necesario modificar la distancia recorrida por la señal a través de la phantom, consiguiendo de esta forma diferentes valores de presión en el receptor en dependencia con la distancia recorrida por la onda, necesarios para realizar el ajuste exponencial.

El modo usado para conseguir cambios en la distancia recorrida, fue el del recorte de la muestra para cada una de las medidas. Con este método hay que tener en cuenta el riesgo que supone el no tener la posibilidad de recuperar la muestra una vez cortada.

A continuación se muestra la tabla con los valores de la distancia recorrida por la onda ultrasónica en las gelatinas.

Distancia recorrida	Phantom sin agar	Phantom con agar
Distancia 1 [cm]	6,43	8,56
Distancia 2 [cm]	5,31	7,58
Distancia 3 [cm]	4,72	7,07
Distancia 4 [cm]	3,91	6,19
Distancia 5 [cm]	2,65	5,41
Distancia 6 [cm]	2,33	3,36

➤ ***Phantom sin agar***

Antes de realizar el ajuste nos percatamos de que en cada una de las medidas disponemos de 3 ecos validos para el calculo de la atenuación, como se pude apreciar en la figura 4.31, por lo que representamos todos ellos.

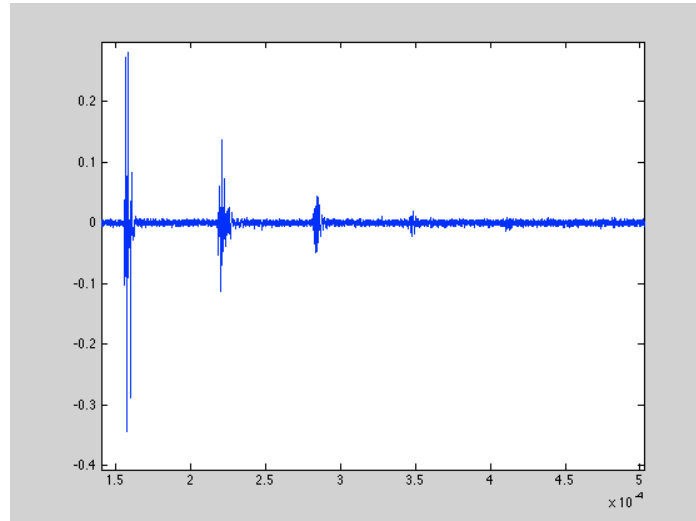


Figura 4.31) señal utilizada para realizar el ajuste

Las figuras 4.32, 4.33 y 4.34 representan los modelos de ajuste a la función

$$y = a * \exp(bx + c)$$

según sea la medida del primer, segundo o tercer eco respectivamente, y en ellas se representa la amplitud del eco (Y) en voltios, en función de la distancia recorrida (X) en metros.

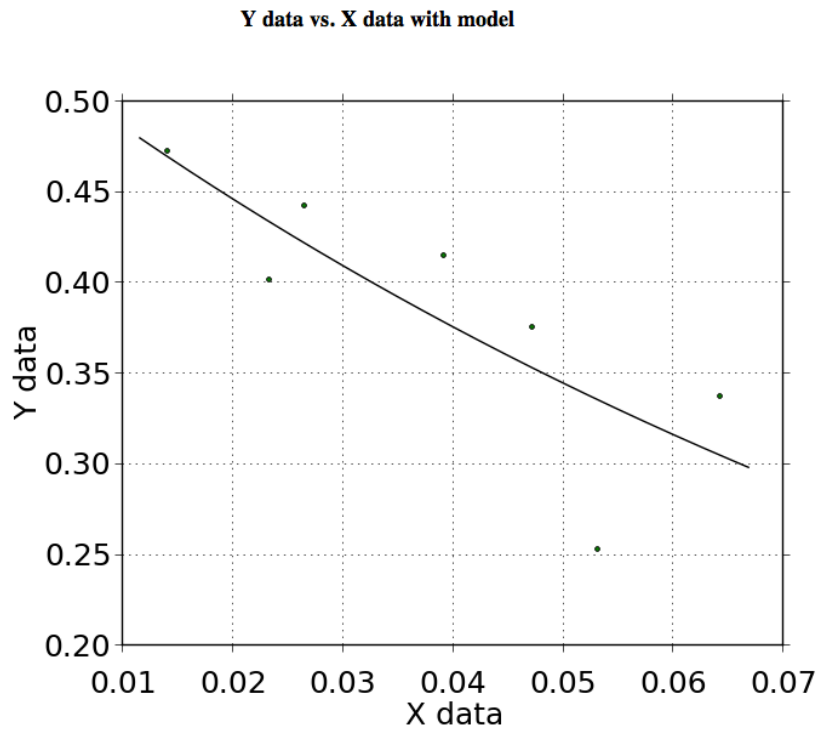


Figura 4.32) Modelo de coeficiente de atenuación, sin agar, 1er eco

Como se puede observar en la figura 4.32, los resultados obtenidos en el primer eco, no se adecuan demasiado al ajuste necesario para el calculo de la atenuación, por lo que ya podemos suponer que el resultado de este ensayo será bastante impreciso.

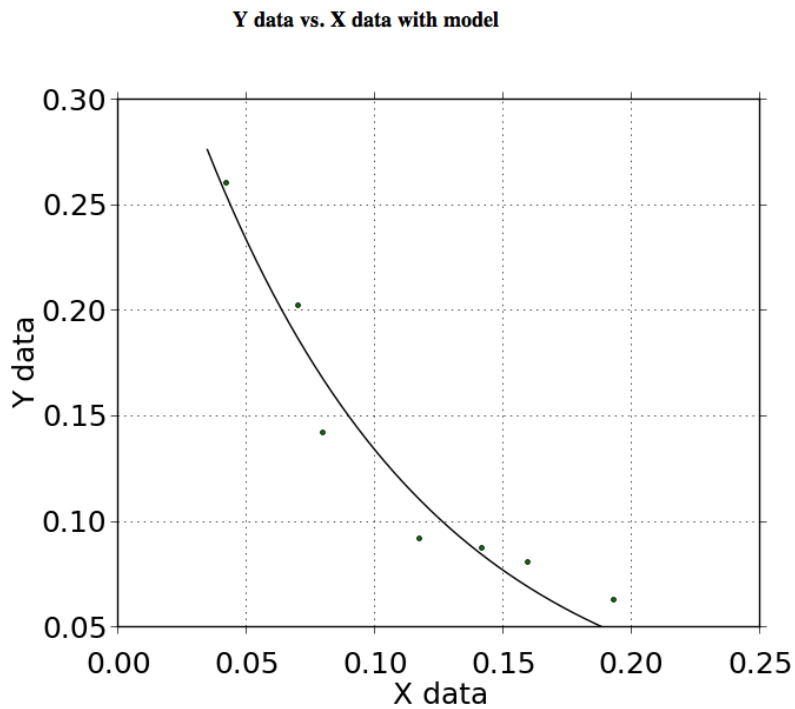


Figura 4.33) Modelo de coeficiente de atenuación, sin agar, 2º eco

Este segundo ajuste, mostrado en la figura 4.33, se adecua mas a la ecuación que estamos evaluando, por lo que podemos esperar un resultado mas coherente.

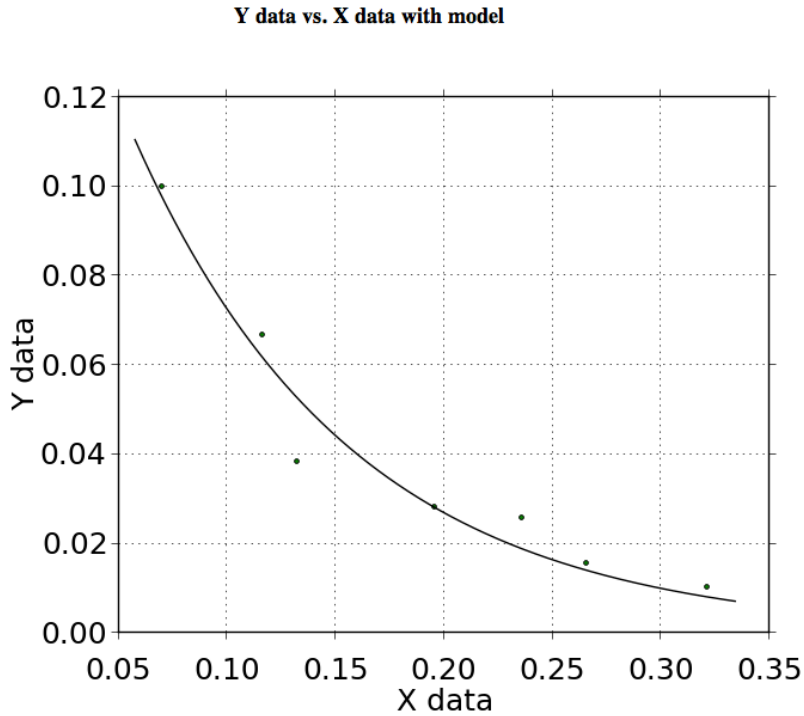


Figura 4.34) Modelo de coeficiente de atenuación, sin agar, 3er eco

Por ultimo en la figura 4.34 podemos observar el resultado de evaluar la señal en el tercer eco de la señal, y como se aprecia es el caso que mejor se adecua a la función a evaluar.

Con el ajuste realizado obtenemos como resultado el valor de las tres variables del ajuste, obteniendo con la variable $-b$ el valor del coeficiente de atenuación α .

	Eco 1	Eco 2	Eco 3
α [Np/m]	8.59	11.07	9.91
α [dB/cm]	0.75	0.96	0.86

Observando los gráficos de los diferentes ecos, advertimos que los resultados que mas se adecuan al ajuste son los del 2º y 3º eco, quedando las medidas del primer eco bastante lejos del ajuste.

➤ **Phantom con agar**

De igual forma a lo realizado en las muestras sin agar, representaremos ahora los modelos obtenidos en las phantoms con agar.

En este caso solo son posibles las representaciones de los dos primeros ecos, debido a que en estas muestras el tercer eco era irreconocible frente al ruido.

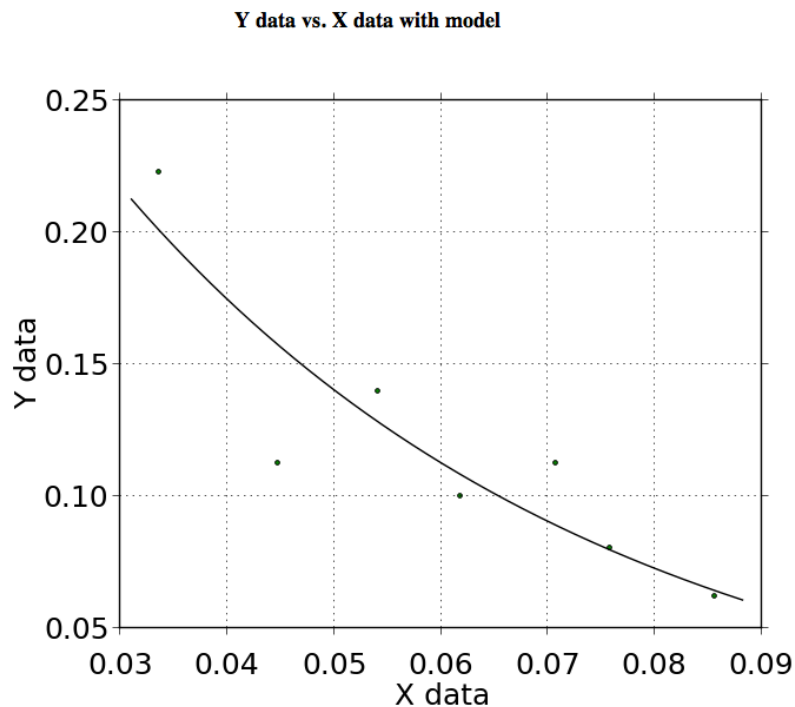


Figura 4.35) Modelo de coeficiente de atenuación, con agar, 1er eco

Por lo que se aprecia en la figura 4.35 podemos decir que existe una dispersión considerable, aunque será la mejor muestra disponible por el pésimo ajuste obtenido en el segundo eco.

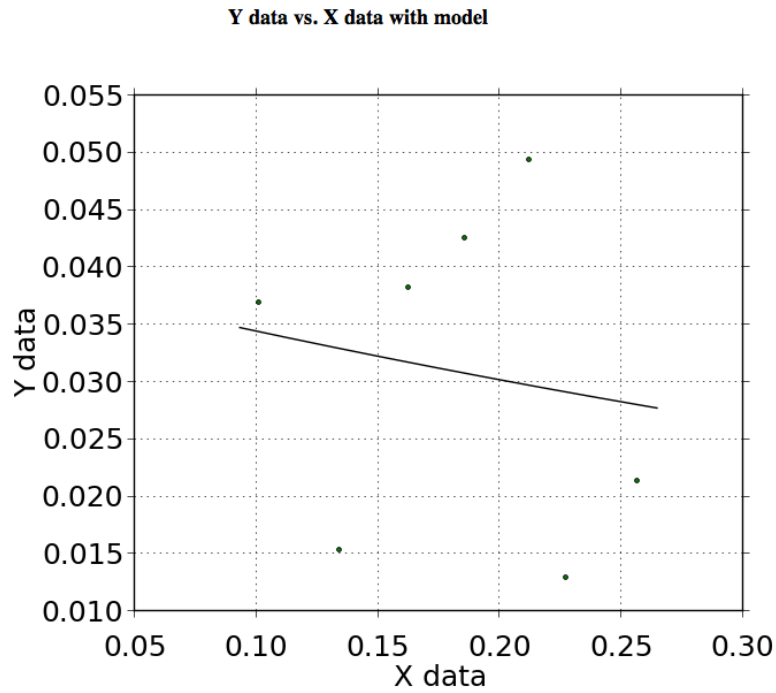


Figura 4.36) Modelo de coeficiente de atenuación, con agar, 2º eco

Como ya aviamos adelantado, el ajuste realizado en el segundo eco se puede despreciar por completo como se puede observar en la gráfica. Al proporcionar unos datos tan incongruentes es de suponer que ha habido algún tipo de error en la medida.

La tabla siguiente muestra los resultados correspondientes a la muestra con agar

	Eco 1	Eco 2
α [Np/m]	21.89	1.31
α [dB/cm]	1.90	0.11

Una vez concluidos todos los ensayos mediante este segundo método, podemos concluir en que como era de esperar las muestras con agar muestran un coeficiente de atenuación considerablemente mas elevado que en la phantom que no lleva este componente.

	Phantom sin agar	Phantom con agar
α [dB/cm]	0.86	1.90

Además podemos afirmar que resultan unos datos bastante ajustados a los resultados esperados con respecto a los tejidos biológicos, ya que se asemejan a los del bazo en el caso de sin agar y a un cerebro en el caso del Phantom con agar, como se puede comprobar en la figura 4.36

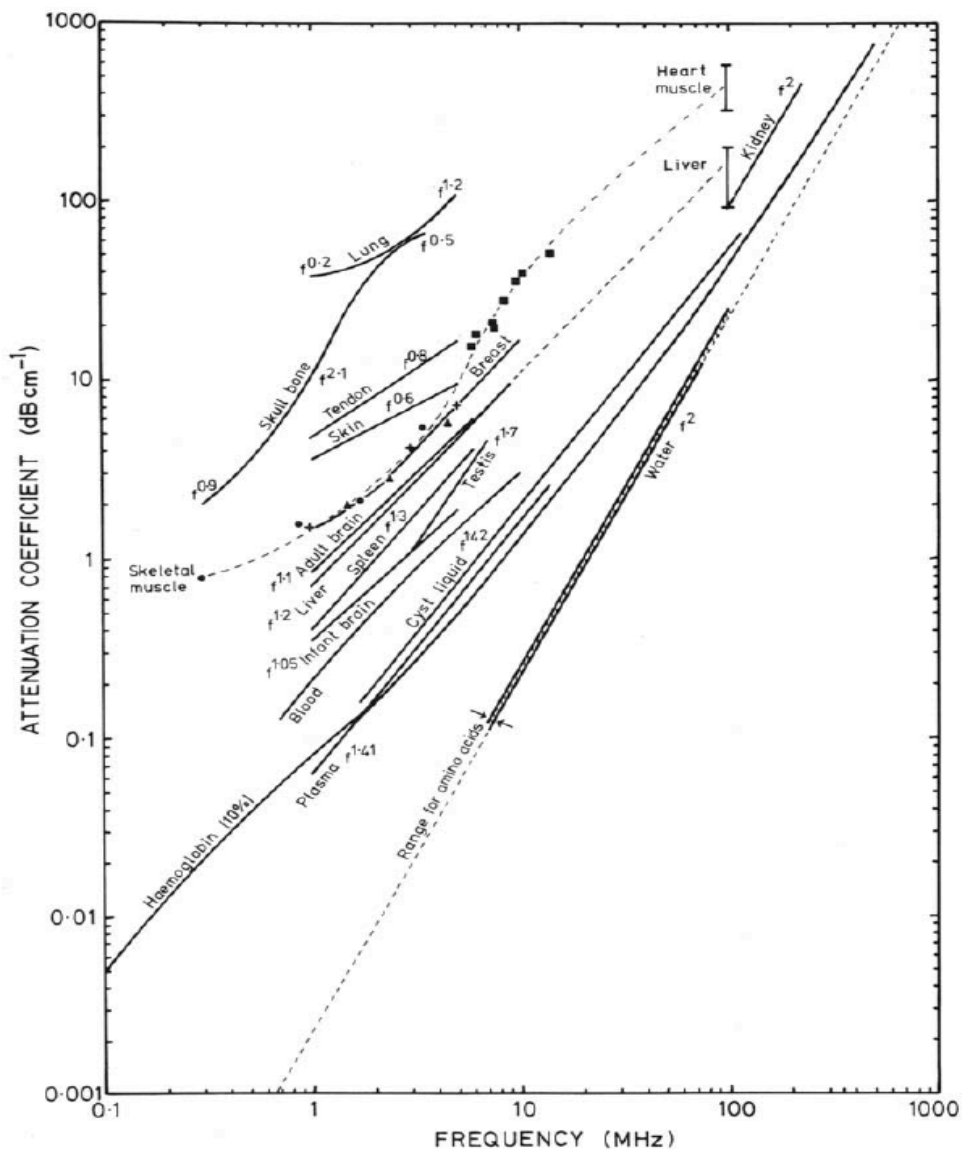


Figura 4.37) Coeficiente de atenuación en tejidos biológicos.

5 Conclusiones

A modo de resumen, se detallan las principales conclusiones alcanzadas en la realización del presente trabajo, donde se ha caracterizado tres transductores, siendo uno de ellos con haz focalizado, y planos los otros dos.

De dicha caracterización concluimos el valor de la distancia de Fresnel y la distribución de la presión en el eje para cada uno de los transductores, obteniendo unos resultados muy parecidos a lo esperado, ya que en los tres casos el valor de la distancia N obtenido en la distribución de la presión en el eje, es muy parecido al valor obtenido de N por el cálculo de los parámetros que determinan el campo sonoro generado por el transductor.

Además se han caracterizado también las características acústicas de atenuación y velocidad de propagación de dos Phantoms en función de si se ha utilizado o no agar en su elaboración, y por dos métodos de cálculo distintos.

Si comparamos ambos métodos obtenemos la siguiente tabla de valores.

	Phantom sin agar		Phantom con agar	
	Método 1	Método 2	Método 1	Método 2
Velocidad de prop. [m/s]	1535±5	1590±30	1432±4	1431±6
Coefficiente de att. [dB/cm]	0.98	0.86	1.22	1.90

Para el caso de la velocidad de propagación, los valores obtenidos son coherentes y se asemejan bastante en los resultados obtenidos por ambos métodos, lo cual era previsible ya que en los dos casos lo único en que difieren es en la técnica de medición. Por deducción del cálculo de los errores y dispersión en las medidas, parece que el método 1 es más idóneo, además de adecuarse más a los valores esperados.

En cuanto a la absorción, en el método 1 advertimos que los resultados obtenidos en la representación de las transformadas de Fourier y el coeficiente α , aparece el factor ruido, el cual afecta en deterioro de unos resultados mas claros. Para subsanar este deterioro se aplica un filtro que suaviza el efecto del ruido, lo cual nos lleva a cometer un nuevo error en la medida, por el echo de modificar la señal inicial. Por otro lado en el caso del método 2, la validez del los resultados dependerá directamente de la adecuación de los valores obtenidos en el ajuste por la función utilizada.

6 Bibliografía

- Aplicación de métodos por ultrasonidos en los ensayos de materiales metálicos.
José Ors Matrínez
- Physical Principles of Medical Ultrasonics.
C.R. Hill
J. C. Bamber
G.R. ter Haar
- Tesis - Análisis numérico mediante elementos finitos de la dispersión acústica producida por cuerpos elásticos de dimensiones finitas.
Nuria González Salido
- Tesis - Sistema para la Caracterización Ultrasónica de Phantoms en Aplicaciones de Terapia.
Mónica Vázquez Hernández
- Tesis - Desarrollo experimental de un dispositivo de imagen elastográfica en una dimensión.
Diego Míguez Abad

Páginas web:

<http://www.olympus-ims.com>

<http://www.cdvni.net>

<http://zunzun.com>