



Unidad Ejecutora:

Departamento de Ingeniería e Investigaciones Tecnológicas

Título del proyecto de investigación:

Obtención de imágenes mediante ultrasonido utilizando arreglos de transductores piezoeléctricos de película gruesa

Código del proyecto: C-195

Programa de acreditación: PROINCE

Director del proyecto: Dr. Sergio N. Gwirc

Co-Director del proyecto: Ing. Marcelo A. Márquez

Integrantes del equipo:

Ing. Néstor R. Mariño

Fecha de inicio: 1/01/2016

Fecha de finalización: 31/12/2017

Informe de avance

Sumario:

| | |
|----------------------------------|---------|
| 1. Resumen y palabras clave..... | p. n°2 |
| 2. Memoria descriptiva..... | p. n°3 |
| 3. Introducción..... | p. n°3 |
| 4. Material y Métodos..... | p. n°8 |
| 5. Película gruesa..... | p. n°8 |
| 6. Resultados..... | p. n°10 |
| 7. Conclusiones..... | p. n°12 |

1. Resumen

La reconstrucción de imágenes del interior de un cuerpo opaco utilizando el ultrasonido como herramienta de exploración es una técnica ampliamente aceptada y utilizada en multitud de aplicaciones, que amplía su gama de empleo con el avance en la mejora y calidad de los sistemas de generación y recepción de ultrasonido, los algoritmos de procesamiento de señal, la investigación en el campo de la propagación del ultrasonido así como la calidad y precisión de los transductores utilizados. El objetivo de este proyecto es mejorar las herramientas a disposición del laboratorio en esta área, desarrollando en la primer etapa un transductor de ultrasonido de tipo pulsado que junto con la electrónica de emisión y recepción posibilite la investigación tanto en sistemas electrónicos de generación de imágenes por barrido mecánico con ultrasonido del interior de un ser vivo como en el desarrollo de los algoritmos apropiados para ser aplicados en la señal de cada barrido para procesar y mejorar las imágenes obtenidas. En esta segunda etapa se utilizó un arreglo lineal para establecer sus características de funcionamiento, verificar las particularidades de emisión, determinar los parámetros de los algoritmos de filtrado necesarios teniendo en cuenta las características de los transductores.

Palabras clave: barrido mecánico, ultrasonido, reconstrucción imágenes, piezoeléctricos

Memoria descriptiva

El desarrollo de las actividades descritas en el diagrama de planificación ha sido implementado con un cierto atraso debido a la demora en la aprobación de los fondos para conseguir los elementos necesarios y a la dificultad en conseguir un equipo de 16 canales que pueda controlar los elementos transductores que componen el arreglo.

Se estudiaron las características de propagación de las ondas generadas por un único transductor, así como el comportamiento de un arreglo lineal de transductores, excitando todos los elementos del arreglo al mismo tiempo, visualizando el campo acústico que se genera. En particular no se pudo avanzar en los temas que proponían un esquema de armado de señales e imágenes a partir de un sistema multielemento ya que no se tuvo acceso al sistema electrónico que se necesita para realizar estas experiencias. En su lugar se avanzó en las etapas de procesamiento de las señales, en forma conceptual y en los algoritmos para su realización. Asimismo se estudió un arreglo de transductores PZT caracterizando cada elemento en particular en forma eléctrica y analizando la emisión acústica de todos los elementos en forma conjunta.

Introducción

Los sistemas de imágenes por ultrasonido se vienen utilizando rutinariamente desde hace varias décadas como una potente ayuda para el diagnóstico en múltiples especialidades médicas y en problemas industriales. Son denominados de "Barrido por Ultrasonido" ya que componen la imagen a partir de la medición de un conjunto de líneas medidas en secuencia y generalizando para equipos electro-médicos se denominan ecógrafos. Los ecos recibidos modulan en intensidad la línea correspondiente al ángulo de reflexión del haz emitido, sobre un dispositivo de visualización. Aunque el principio es sencillo, hay numerosos aspectos que deben considerarse para alcanzar los elevados estándares de calidad de imagen exigidos actualmente y que sólo pueden conseguirse con sistemas que procesan digitalmente las diferentes trazas.

Apertura Sintética: La imagen de apertura sintética (SAI –synthetic aperture imaging) consiste en registrar los datos de una secuencia de pulsos de una única apertura real en movimiento y, posteriormente, con un cálculo adecuado combinar las señales para que la salida se pueda tratar como una apertura mucho más grande. Aquí analizaremos el SAI ultrasónico basado en el retardo y la suma (RyS) tradicional. Este proceso se realiza como etapa inicial para familiarizarnos con las características de la técnica. En particular, nos enfocaremos en la SAI de banda ancha y la eficiencia de la reconstrucción con respecto al muestreo espacial y el tamaño del transductor físico.

SAI se refiere a un proceso en el que se sintetizan las propiedades focales de un transductor enfocado de gran abertura procesando datos grabados secuencialmente, a menudo usando un transductor de abertura pequeña que se ha escaneado sobre un área grande. La mayoría de los algoritmos utilizados en SAI ultrasónico se han desarrollado para aplicaciones RyS que se caracterizan por transmisiones de banda estrecha y velocidades de propagación muy altas, es decir, la velocidad de la luz como en el radar. Debido a la alta velocidad de propagación en RyS, rara vez es un problema adquirir datos a una frecuencia suficiente para evitar el 'aliasing' espacial (efecto que ocasiona que señales continuas distintas se tornen indistinguibles cuando se muestrean digitalmente). Sin embargo, en ultrasonido donde la velocidad del sonido varía desde 340 m/s (aire) hasta aproximadamente 6000 m/s (metales), la baja velocidad de propagación produce un tiempo de ida y vuelta largo de los ecos que resulta en una baja velocidad de barrido. Esto está en conflicto con la necesidad de escanear lo más rápido posible para maximizar la velocidad de presentación de cuadros. Esto resulta en un problema de submuestreo de apertura que limita el uso generalizado de SAI ultrasónica. Otras diferencias entre RyS y ultrasonido SAI son que, en ultrasonido, los pulsos son a menudo de banda ancha y el tamaño finito del transductor de exploración puede causar un haz de directividad significativa. Este último problema es especialmente pronunciado en NDT y aplicaciones médicas donde las

mediciones a menudo se realizan en el campo cercano y donde los efectos del tamaño del transductor pueden ser significativos. Se han tomado diferentes medidas para mejorar el rendimiento de los métodos basados en RyS para las condiciones que se encuentran en los ultrasonidos. Típicamente se usan diferentes métodos de correlación o compresión de pulso para mejorar la resolución temporal. En aplicaciones médicas, los requisitos relativos a la velocidad de fotogramas han conducido a soluciones en las que se utiliza una combinación de un enfoque de matriz electrónica convencional e imágenes SAI [61]. Limitaremos la discusión al caso monoestático donde un solo transductor sin enfoque adicional (sólo el natural) escanea linealmente a lo largo del eje horizontal. El método SAFT tiene implementaciones en el dominio del tiempo y en el dominio de la frecuencia, pero aquí enfocaremos nuestro interés en el algoritmo del dominio del tiempo.

Algoritmo SAFT: El algoritmo SAFT convencional (Sintetic Aperture Focusing Technique) de dominio de tiempo realiza enfoque sintético por medio de sumas coherentes de respuestas de dispersores puntuales, a lo largo de hipérbolas (asumiendo escaneo lineal del transductor). Estas hipérbolas simplemente expresan las distancias, o demoras de tiempo, desde posiciones del transductor en la apertura sintética, a los puntos de observación (ver la Fig. 1).

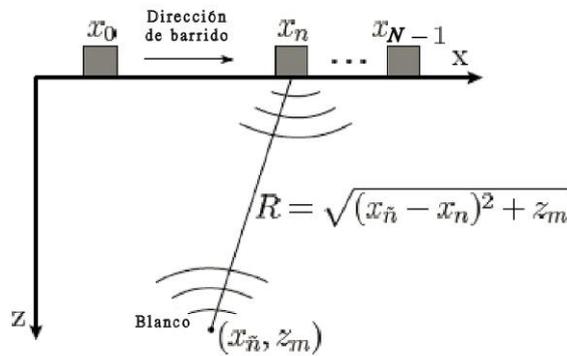


Figura 1: configuración de medición típica para un experimento SAFT. El transductor se mueve mecánicamente a lo largo del eje-x y en cada posición de muestreo, $x_n = nd$, $n = 0, 1, \dots, N-1$, se registra un vector de datos (A-scan) de longitud K . La distancia entre el transductor, en $(x_n; z=0)$, y el punto de observación, (x_n, z_m) , viene dada por R .

Más específicamente, para lograr el enfoque en un punto de observación (x_n, z_m) , el algoritmo SAFT cambia el tiempo y realiza una suma de las señales recibidas $u_o(x_n; t)$ medidas en las posiciones del transductor x_n para todo valor n en la apertura sintética. Los cambios de tiempo que apuntan a compensar las diferencias en el tiempo de viaje del pulso se calculan simplemente usando el teorema de Pitágoras y la operación se expresa comúnmente en la forma de tiempo continuo.

$$o(x_n, z_m) = \sum_n \omega_n u_o \left(x_n, \frac{2}{c_p} \sqrt{(x_n - x_n)^2 + z_m^2} \right) \quad (1)$$

Donde $o(x_n, z_m)$ es la imagen formada por el haz.

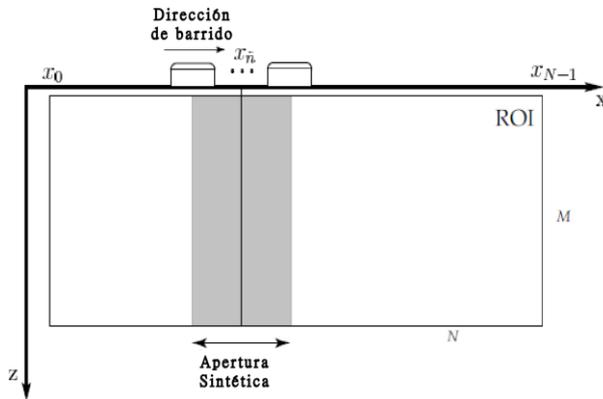


Figura 2: Ilustración del muestreo espacial de la región de interés. Los datos de ultrasonidos barrido-B, Y , se registran para $x \in [x_0; x_{N-1}]$, que se muestra como el rectángulo de línea sólida. La imagen reconstruida, \hat{O} , se calcula para cada punto de la figura. La parte sombreada del ROI (región de interés) es el área que se usa para la reconstrucción de los puntos de imagen a lo largo de la línea vertical definida por $x = x_n$.

Los coeficientes de apodización, ω_n , pueden introducirse para reducir los niveles de los lóbulos laterales, pero a costa de un lóbulo principal más amplio. Si los pesos de apodización, ω_n , son igual a 1, entonces el patrón de haz de campo lejano se convierte en una función tipo *sinc* [$\text{seno}(x)/x$] para la excitación armónica. Normalmente, las señales recibidas se digitalizan y se puede obtener una versión discreta de (1) de la siguiente manera: Primero, d denota la distancia entre las posiciones consecutivas del transductor a lo largo de la dirección de exploración, es decir, el paso de la matriz sintética. Luego, se adquiere un vector de datos ultrasónicos (barrido-A) de longitud K en cada posición del transductor, $x_n = n \cdot d$, $n = 0, 1, \dots, N-1$. Esto da como resultado una matriz de medición Y de $K \times N$, de barrido B. Además, permite que la apertura sintética consista en \tilde{N} términos, produciendo un ancho de la apertura sintética de $(\tilde{N} - 1) d$. En segundo lugar, permite que la región de interés (ROI) discretizada esté representada por una matriz de observación de $M \times N$ que llamamos O que se ilustra en la Fig. 2.

El algoritmo SAFT discreto (1) ahora se puede expresar como

$$\left(\hat{O}\right)_{m,\tilde{n}} = \sum_{n=\tilde{n}-\tilde{N}/2}^{\tilde{n}+\tilde{N}/2} \omega_n (Y)_{k,n} \quad (2)$$

El índice de vector de tiempo discreto, k , es una función de la distancia entre la posición del transductor, x_n , y el punto de observación, (x_n, z_m) , que viene dado por

$$k \square \left(\frac{2}{c_p} \sqrt{(x_n - x_n)^2 + z_m^2} \right) \frac{1}{T_s} \quad (3)$$

Tenga en cuenta que dado que la señal es discreta, los cambios de tiempo en (3) deben redondearse hacia la instancia de muestreo más cercana, lo cual introduce algunos errores. El operador \square denota que k se redondea hacia el entero más cercano.

Técnica de enfoque por apertura sintética: En experimentos SAFT, el transductor de exploración normalmente es pequeño con el propósito de crear un patrón de haz casi esférico. Sin embargo, en situaciones reales se debe usar un transductor de tamaño finito para obtener suficiente potencia acústica. Los efectos de difracción debido a una apertura finita reducirán el rendimiento, especialmente en el campo cercano. El muestreo insuficiente también puede causar problemas con los lóbulos de las rejillas, en particular

para los sistemas de banda estrecha. Algunos parámetros importantes para el rendimiento de SAFT son:

- El ancho de banda del transductor.
- El tamaño del área activa del transductor.
- El paso del arreglo sintetizado.
- El número F ($F = z/D$)
- La relación señal / ruido (SNR).

A continuación se discuten algunos de estos temas.

Datos de banda ancha submuestreados espaciales: Los resultados del análisis de patrón de haz de campo lejano convencional de una matriz submuestreada predicen lóbulos por aliasing con la misma amplitud que el lóbulo principal. Sin embargo, para imágenes de banda ancha, el aliasing espacial será, en general, menos severo. Para una señal de excitación armónica y un paso de matriz, d , que es más grande que la mitad de la longitud de onda, $\lambda/2$, habrá lóbulos intensos, llamados de rejilla, en el intervalo de ángulos -90 a 90 grados, aparte del lóbulo principal. Los lóbulos de rejilla pueden deteriorar severamente la imagen procesada ya que la energía de un blanco dentro del lóbulo de rejilla se filtrará al lóbulo principal dando como resultado respuestas espurias. El patrón de haz de campo lejano

$$|H(x, z)| = \left| \frac{\sin\left(\tilde{N}d \frac{\pi x}{\lambda z}\right)}{\sin\left(d \frac{\pi x}{\lambda z}\right)} \right|, \quad (4)$$

tiene un máximo en $x = 0$ pero también para aquellos puntos donde los cambios de fase de las señales armónicas recibidas es un múltiplo de la longitud de onda para todas las posiciones del transductor. Es decir, todas las señales recibidas llegan en fase para esos puntos. Si $d < \lambda/2$, entonces esto no ocurrirá. En la Fig. 3 se muestran dos patrones de haz de ejemplo calculados utilizando (4), para un blanco puntual a una profundidad $z = 44$ mm. El paso del arreglo de matriz sintética, d , es de 1 mm y $\lambda = 0.5$ mm. Debido al submuestreo, se pueden encontrar lóbulos de rejilla alrededor de ± 14 y ± 28 mm. El patrón de haz en la Fig. 3 es válido también para la excitación de tono en ráfaga, siempre que la longitud del pulso sea suficientemente larga. Es decir, si la señal sinusoidal es demasiado corta, entonces no todas las posiciones del transductor contribuirán a la salida total. Si este es el caso, entonces la amplitud en el lóbulo de rejilla se reducirá y los efectos de submuestreo en SAFT son, por lo tanto, menos graves en comparación con la excitación armónica.

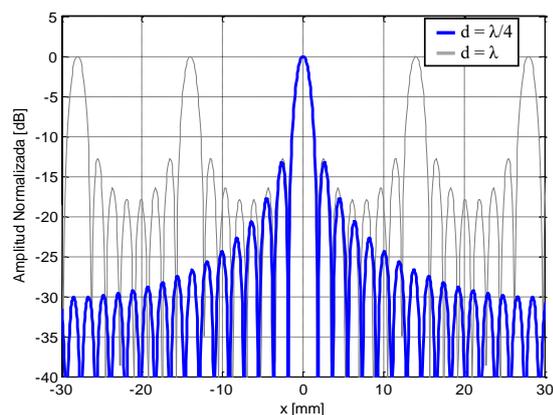


Figura 3: Patrón de haz para una abertura sintética de 4 mm) con un paso del "array", para un objetivo en $z = 44$ mm y la longitud de onda, $\lambda = 0,5$ mm.

Tamaño finito y resolución lateral: Como se mencionó anteriormente, se supone que el transductor es una fuente puntual y un receptor en el algoritmo SAFT. La validez de esta suposición depende del tamaño del transductor en relación con la distancia al punto focal, así como la frecuencia central y el ancho de banda del transductor. Como ejemplo de

Comentario [S1]:

El criterio de Rayleigh, que es una medida aproximada de la resolución lateral alcanzable mediante una lente física o una formación de imágenes de matriz clásica, establece que la resolución está determinada por el producto de la longitud de onda y el número F.

rendimiento SAFT típico para transductores de tamaño finito, se realizó una simulación utilizando la herramienta de Matlab[®] gratuita el k-Wave, para un pulso corto y una apertura sintética de 50 mm, con un blanco en $z = 50$ mm. El perfil del haz y el ancho del lóbulo a 3 dB de los datos procesados SAFT se muestran en la Figura 4 para un radio del transductor que varía de 0.005 a 5 mm. El transductor de 0.005 mm puede considerarse muy pequeño y el transductor de 5 mm como grande. Es decir, el transductor de 5 mm es lo suficientemente grande como para manifestar fuertes efectos de directividad del haz. Como se puede ver en la Figura 4, la resolución se deteriora claramente a medida que aumenta el tamaño del transductor. Existe una relación casi lineal entre el ancho del haz y el tamaño del transductor. En este ejemplo, se debe tener en cuenta que si el transductor es más grande que aproximadamente 3,5 mm, la resolución lateral se vuelve aún peor que en los datos no procesados.

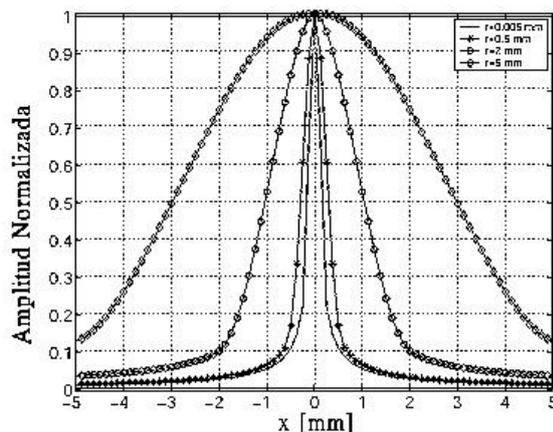


Figura 4: Variación del ancho del lóbulo de emisión para distintos radios del transductor

A pesar de que este algoritmo es muy útil ya que puede aplicarse en forma sencilla y es el que hemos aplicado hasta ahora, suele ser bastante lento para una gran cantidad de aplicaciones en tiempo real puesto que se debe procesar línea por línea de barrido. Por otra parte, también hemos considerado hasta el momento que la propagación de las ondas se realiza casi en línea recta, es decir hemos considerado sólo ondas planas, lo cual no es correcto en el campo de los transductores y medios utilizados en ultrasonido. Un procesamiento más eficiente considera la obtención de imágenes en un proceso de propagación de ondas con difracción, la que además contempla la falta de homogeneidad del medio en que se propaga la onda, conocida como tomografía con fuentes difractivas o difractantes. Esto requiere un enfoque totalmente diferente al que utiliza ondas planas. Las ondas acústicas no viajan a lo largo de rayos rectos y las proyecciones no son integrales de línea, por lo que se define el flujo de energía con una ecuación de onda. No hay métodos directos para resolver el problema de la propagación de la onda en un medio no homogéneo. En la práctica, se utilizan formalismos aproximados que permite la teoría de la propagación de las ondas en medio homogéneo, los que se utilizan para generar soluciones en presencia de inhomogeneidades débiles. Una forma útil, que permite agilizar los cálculos mediante sistemas computarizados para trabajar en tiempo real es el que tiene como base al Teorema de Difracción de Fourier.

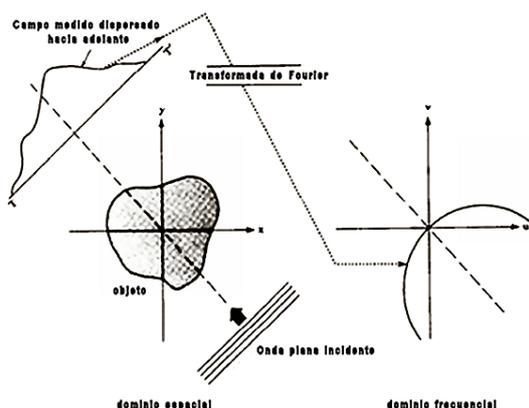
El *Teorema de Difracción de Fourier* es fundamental para la tomografía de difracción y relaciona la transformada de Fourier de los datos medidos, dispersados hacia adelante, con la transformada de Fourier del objeto. El teorema es válido cuando las faltas de homogeneidad en el objeto son sólo dispersores débiles. La dispersión débil tiene que ver con que las inhomogeneidades dispersen poco, pero también con el modelo de

propagación en el medio: ambos debe ser dispersores débiles. La declaración del teorema es como sigue:

Cuando un objeto, $o(x, y)$, se ilumina con una onda plana, como se muestra en la Figura. 6.2, la transformada de Fourier del campo dispersado hacia adelante medido en la línea TT' , da los valores de la transformada de Fourier 2-D del objeto, $O(\omega_1, \omega_2)$, a lo largo de un arco semicircular en el dominio de la frecuencia, como se muestra en la mitad derecha de la figura.

La importancia del teorema se hace evidente al observar que si un objeto está iluminado por ondas planas desde muchas direcciones en los 360° , los arcos circulares resultantes en el plano (ω_1, ω_2) llenarán el dominio de la frecuencia. La función $o(x, y)$ puede entonces ser recuperada por inversión de Fourier.

Figura 5: El teorema de Difracción de Fourier relaciona la transformada de Fourier de una proyección difractada con la transformada de Fourier del objeto a lo largo de un arco semicircular.



A pesar de las muchas exposiciones del teorema sobre un objeto bidimensional, lo que expresa en realidad es que se trata de un objeto que no varía en la dirección z . En otras palabras, el teorema trata de cualquier objeto cilíndrico cuya distribución de la sección transversal está dado por la función $O(x, y)$. Los campos dispersados hacia adelante se miden en una línea de detectores a lo largo de TT' en la Fig. 5. Esta línea de detectores se implementa en la práctica mediante un arreglo lineal de múltiples detectores que realizan la función de digitalizar la amplitud de presión en una línea cercana al objeto. Si un objeto verdaderamente tridimensional fuera iluminado por la onda plana, el campo dispersado hacia adelante ahora tendría que ser medido por una matriz plana de detectores. Este enfoque, aunque mucho más laborioso matemáticamente, es mucho más rápido en el procesamiento computacional ya que tiene dos ventajas iniciales: primero habilita un rápido procesamiento utilizando los algoritmos de la transformada rápida de Fourier y en segundo lugar este mismo procesamiento se puede aplicar al bloque completo de datos que se genera en la línea de detectores mencionada anteriormente para medir la amplitud de presión dispersada por el objeto.

Materiales y métodos

Película gruesa (diseño): El transductor de película gruesa está formado por una capa de PZT depositada en forma de pasta por medio de serigrafía sobre un sustrato de alúmina, el cual puede considerarse como un respaldo que en cierta medida atenúa la señal que genera. La otra cara del PZT que está en contacto con el agua se la considera su cara frontal y es la que debe generar una señal. Esta última se produce con varios rebotes sucesivos en la respuesta eléctrica y acústica debido al componente mecánico de poco amortiguamiento para las ondas que se generan en la cara trasera. Comparado con un disco cerámico de PZT compacto cuya impedancia acústica específica es de 32-34 MRayl,

los rebotes son menores en cantidad y su atenuación más rápida debido a la menor diferencia de impedancia acústica entre transductor y agua (1,5 MRayl) para la película gruesa, cuya impedancia acústica es de aproximadamente 16 MRayl. Al mismo tiempo la impedancia eléctrica en la frecuencia de resonancia de este transductor es muy cercana al generador, lo que contribuye a la rápida atenuación del componente eléctrico de los rebotes.

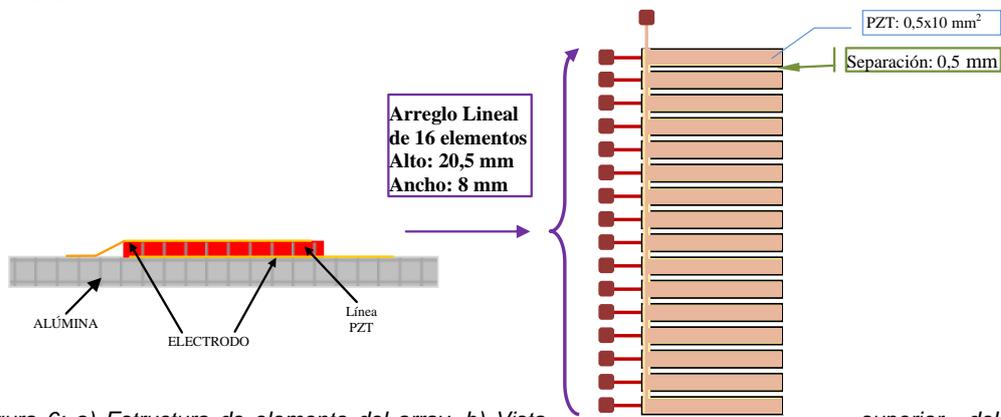


Figura 6: a) Estructura de elemento del array. b) Vista array y sus dimensiones.

Caracterización eléctrica: La medición de *impedancia* eléctrica del transductor ya polarizado es un parámetro que, restringido a un entorno de la resonancia, da la posibilidad de encontrar los valores de resonancia y antiresonancia de la frecuencia y a partir de estas frecuencias algunos otros parámetros que caracterizan el material piezoeléctrico como el factor de acoplamiento electromecánico. Por otra parte también está relacionada con las propiedades eléctricas y geométricas de la película, pero también depende de parámetros mecánicos y aún del material que encuentra en las caras externas. En la Fig. 7 se muestra el arreglo de 16 elementos transductores con los contactos sobre una placa de circuito impreso para realizar la polarización y posteriormente el resto de las mediciones.

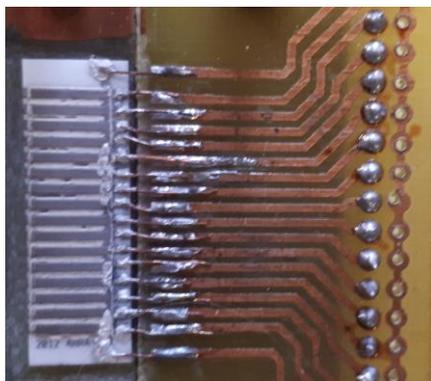


Figura 7: Arreglo de 16 transductores montado para su medición sobre una placa PCB.

En el relevamiento de la curva de impedancia se utilizó un analizador de impedancia Agilent 4395A. En la Fig. 8 se muestra las curvas para los 16 elementos que componen el arreglo lineal implementado. Se puede observar que la impedancia general tiene un comportamiento netamente capacitivo, lo cual se desprende del modelo clásico de un elemento piezoeléctrico, más una región señalada dentro del círculo donde se ven variaciones bruscas con mínimos y máximos locales que indican la resonancia eléctrica y por lo tanto su estado de polarización. El efecto de la estructura de doble capa

(PZT+sustrato), que forma el conjunto del transductor, permite obtener la resonancia principal a una dada frecuencia con un espesor de PZT menor que para una cerámica sólida del mismo material y similar frecuencia de resonancia. Esta característica logra una menor impedancia eléctrica, que es importante para adaptar al generador elementos de poca área, con una geometría similar a los arreglos tradicionales y también contribuye que la velocidad de propagación es más baja en el PZT poroso. Los modos laterales de la tira de PZT están fuertemente amortiguados por la adhesión de la película al sustrato y la impedancia eléctrica en la resonancia más baja es casi tres veces menor que la de un elemento equivalente no poroso, con el mismo material base y para la misma frecuencia, lo que obviamente facilita la adaptación de impedancia con el generador eléctrico haciendo más eficiente su funcionamiento. La segunda resonancia no es un armónico impar de la anterior como ocurre en las cerámicas PZT tradicionales sino que la encontramos al doble de frecuencia fundamental aproximadamente y está relacionada con la compliancia del sustrato en la estructura de doble capa.

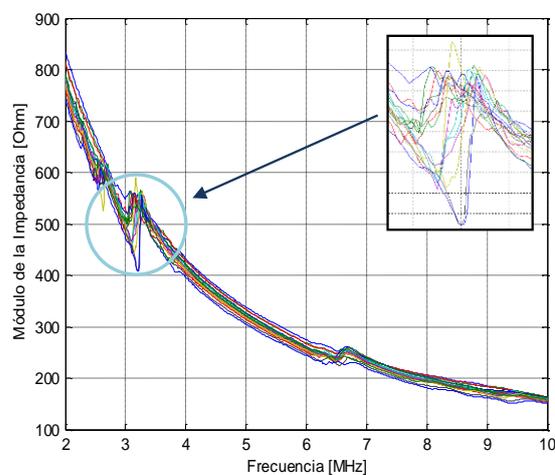


Figura 8: Curvas de impedancia para los 16 elementos del arreglo. Arriba a la derecha, ampliación de la zona de resonancia donde se detallan los mínimos de la curva.

Al analizar con más detalle el comportamiento de las curvas en la zona de resonancia, se observa que los elementos centrales del arreglo tienen curvas típicas bien definidas mientras que en los extremos las curvas aparecen con muchas oscilaciones de menor tamaño. Esto se interpreta como que el proceso de polarización no ha sido totalmente exitoso en los extremos por lo que estos elementos pueden haber quedado con una polarización débil, probablemente debido a problemas en los contactos durante el proceso de polarización. La dispersión en los valores de la frecuencia de resonancia es menor al 6% lo cual es aceptable teniendo en cuenta que el ancho de banda de los transductores sin un respaldo atenuador es del orden del 16%, por lo que se pueden excitar todos los elementos usando una frecuencia media con la que es factible obtener respuesta en todos los elementos del arreglo. No obstante sería importante mejorar las condiciones de polarización con lo que se espera disminuir la dispersión en las frecuencias de emisión de los elementos del arreglo.

Resultados

Emisión de ondas acústicas: La medida del campo acústico es importante para lograr una representación del comportamiento del campo con el transductor en régimen pulsado como convertidor mecano eléctrico, como se mostró en la primer parte de este proyecto,

pero esta medición cuenta con un número limitado de puntos que no alcanza para dar una idea del comportamiento general del haz de ultrasonido continuo y tampoco ofrece una visión de la forma y evolución temporal del frente de onda de un haz o un pulso emitido por el mismo.

Una forma de visualizar el comportamiento del haz emitido por un transductor en ausencia de la electrónica multicanal adecuada para trabajar con "arrays" es utilizar un método de formación de imágenes que recolecta de una vez toda la luz perturbada en fase por el haz de ultrasonido en la región que se desea analizar. El método consiste esencialmente en utilizar el patrón de difracción de Fraunhofer del campo óptico cuya variación de fase se desea observar. Una configuración experimental para la implementación del método se esquematiza en la Fig. 9a, donde un haz de luz monocromático es ensanchado y colimado a partir de un láser. El haz atraviesa una cuba de agua donde el haz de ultrasonido se propaga en dirección perpendicular al haz luminoso. Un filtro elimina el orden cero de difracción en el foco de la segunda lente convergente y una cámara transforma el resultado en una imagen en el plano del CCD de la misma. Si la modulación de fase es pequeña, es decir que $\varphi(x,y) \ll 1$, la intensidad de la luz en el plano imagen (en este caso el CCD) es proporcional a φ^2 . Debido al efecto acusto-óptico, la fase φ es proporcional a la presión sonora en el medio de propagación. Este procedimiento de medición es usualmente conocido como "*schlieren*". Una descripción más detallada del mismo está fuera del alcance de este informe (referencia).

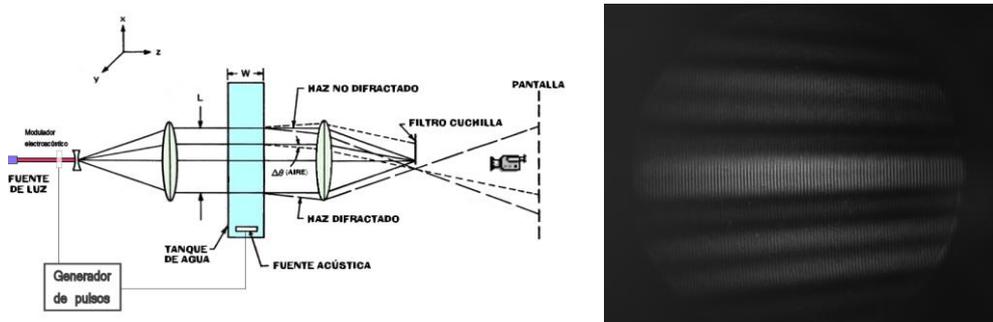


Figura 9: a) Esquema del dispositivo para *schlieren*. b) Imagen de la emisión del "array"

Esta disposición cuenta además con la ventaja de que el simple agregado de un modulador acusto-óptico, en el trayecto del haz del láser, que se habilite en forma sincrónica con el generador de pulsos al mismo tiempo que excita el transductor en régimen pulsado, permite visualizar el comportamiento de las ondas emitidas, pudiendo fijar un momento determinado de su propagación si se agrega un factor de fase fijo adecuado. En la Fig.9b vemos la emisión de una parte del arreglo donde se nota que no todos los elementos del arreglo emiten con la misma intensidad. Parte de esta diferencia puede deberse al posicionamiento angular del arreglo que es difícil de hacer correctamente, pero seguramente también influye las diferencias en la polarización que comentamos en el análisis de la impedancia. Esto es un tema a corregir para igualar la emisión de los distintos elementos. En este caso se pudo obtener imágenes más claras utilizando pulsos sinusoidales largos, de entre 30 y 100 ciclos, que ofrecen una imagen del campo completo para una excitación equivalente a la continua en la región observada.

Para estudiar el comportamiento del arreglo en modo pulsado se utilizó una línea de un transductor bidimensional de película gruesa, ya que se determinó que podían obtenerse imágenes un poco más claras de esta forma. En la Fig. 10.a se observa el transductor bidimensional el cual tiene sólo un par de líneas cableadas para evitar interferencias no deseadas tanto por acoples capacitivos como en la emisión propiamente dicha. En la Fig. 10.b a la derecha se observa la imagen *schlieren* con la emisión de una línea del arreglo, varios segundos después de la excitación, en la que se va reconstruyendo el frente de

onda plano aunque todavía pueden observarse varias zonas de menor intensidad que denotan la separación entre los elementos de la línea de emisión.



Figura 10: a) Matriz bidimensional de transductores PZT. b) Frente de onda emitido por una línea del transductor bidimensional.

Conclusiones

Se realizó un estudio exhaustivo de un arreglo de 16 elementos, probando su funcionamiento en diversos estudios para estipular su capacidad de producir imágenes formando parte de un sistema adecuado. La información de la impedancia concluye que la dispersión en frecuencia de los distintos elementos del arreglo es suficientemente baja como para poder excitar todos los elementos con el mismo pulso. La emisión real fue analizada mediante un dispositivo *schlieren* que permitió ver su comportamiento en forma conjunta. Este análisis muestra que el arreglo fabricado con tecnología de película gruesa emite un campo de radiación similar al que genera un arreglo con PZT tradicional. Sin embargo, se considera conveniente mejorar el proceso de polarización para obtener una emisión más homogénea en amplitud.

Del estudio de las características geométricas del arreglo resulta que en el funcionamiento completo pueden aparecer lóbulos de rejilla que son generadores de falsos ecos en el régimen pulzado, ya que la longitud de onda es algo superior a $\lambda/2$, considerando entonces modificar el paso del arreglo en futuros diseños.

Como objetivo futuro se considera apropiado obtener un sistema de disparo y recepción multielemento para continuar con los estudios tanto del arreglo de película gruesa como del proceso de obtención de imágenes ultrasónicas.

Bibliografía

- Jensen *et al.*: "SARUS: A Synthetic Aperture Real-Time Ultrasound System", *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq., Contr.*, vol. 60, no. 9, pp. 1838, Sep. 2013.
- Sergio N. Gwirc; Juan Carlos Gómez; Federico Dos Reis Copello; Néstor R. Mariño. Dual frequency transducer for Images using thick film. Simposio. 2013 Joint UFFC, EFTF and PFM Symposium. IEEE. Praga. República Checa.
- Webb's Physics of Medical Imaging, Second Edition. *Series in Medical Physics and Biomedical Engineering*, 2012, Taylor & Francis Group
- Sergio N. Gwirc; Carlos A. Negreira; Néstor R. Mariño. Ultrasonic Array of Thick Film Transducers for Biological Tissue Characterization. Conferencia. 2010 Annual International Conference of the IEEE. IEEE - EMBC
- S. N. Gwirc and C. A. Negreira, "Evaluation of the effect of porosity and substrate on the piezoelectric behaviour of thick-film PZT elements", *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 39, (2006) 4215-4221.

- Diagnostic Ultrasound, Imaging and Blood Flow Measurements, K. Kirk Shung, CRC Press Taylor & Francis Group, 2006
- S. N. Gwirc and C. A. Negreira, "Characterization of Porous Thick Film PZT Composite for Bilayer Ultrasonic Transducers", *Ferroelectrics*, vol. 321, (2005) 41-52.
- C. Kak and M. Slaney, *Computerized Tomographic Imaging*, IEEE Press, The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., New York, 1999.
- A New System for Real-Time Synthetic Aperture Ultrasonic Imaging, Yoshihiko Ozaki, Hiroaki Sumitani, Toshimasa Tomoda, And Mitsuo Tanaka, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. **35**, No. **6**, November 1988.
- C. Kak, *Tomographic Imaging with diffracting and non-diffracting sources*, in *Array Signal Processing*, Ed. S. Haykin, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1985.
- *Ultrasonic Measurements and Technologies (Sensor Physics and Technology Series)* - Stefan Kocis, Zdenko Figura
- *Physical Principles of Medical Ultrasonics*, C.R. Hill, J. C. Bamber, G.R. ter Haar, John Wiley & Sons Ltd.

Publicaciones y Congresos

Sergio N. Gwirc, Integrante de comité evaluador de trabajos: 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, to be held in Jeju Island, Korea, July 11-15, 2017.

Acquaticci, F.; Yommi, M.; Gwirc, S.; Lew, S. Rapid Prototyping of Pyramidal Structured Absorbers for Ultrasound. *Open Journal of Acoustics*. Scientific Research Publishing Inc. 2017 vol.07 n°03. p83 - 93. ISSN 2162-5786. eISSN 2162-5794

Fabián Acquaticci; Sergio N. Gwirc; Sergio E. Lew. Neuromodulación Transcraneal por Ultrasonido Pulsado: Nuevo Enfoque para el Tratamiento de Trastornos Neurológicos. Argentina. San Martín. 2017. Libro. Resumen. Jornada. 13º Jornadas Abiertas de DESARROLLO, INNOVACIÓN y TRANSFERENCIA TECNOLÓGICA. Instituto Nacional de Tecnología Industrial

Maximiliano Yommi; Fabián Acquaticci; Sergio N. Gwirc. Caracterización de películas PZT de geometría cuadrada. Argentina. Oberá, Misiones. 2017. Encuentro. E-GLEA 9. Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Misiones (UNaM). Actas de Trabajos Completos (ISBN 978-987-1323-60-9)

Dr. Sergio N. Gwirc