

INSTRUMENTACIÓN PARA TOMOGRAFÍA ULTRASÓNICA MÉDICA Y PRIMERAS IMÁGENES

PACS: 43.35.Wa

Camacho, Jorge; Brizuela, Jose; Moreno, Jose Miguel; F. Cruza, Jorge; Fritsch, Carlos.

Grupo UMEDIA (Ultrasound for Medical and Industrial Applications)

Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC)

Ctra. Campo Real km. 0.200, CP. 28500 La Poveda, Madrid, España.

Tel: +34 918 711 900 Fax: +34 918 717 050

E-Mail: j.camacho@csic.es; brizuela@iai.csic.es; jm.moreno@csic.es;
jorge.fernandez.cruza@iai.csic.es; carlos@iai.csic.es

ABSTRACT

This work presents an experimental set-up for ultrasound tomography, aimed to obtain images of women breast for cancer detection. It is based on a multi-modality approach that combines images of reflectivity, compounded, phase coherence, sound velocity and attenuation, in order to improve cancer detection specificity. The system is composed of 2 arrays with 128 elements each that can acquire raw signals in pulse-echo and through-transmission for further processing with several algorithms, with arbitrary positioning over a circular geometry. Some preliminary images obtained from a breast-phantom with cysts and micro-calcifications are shown.

RESUMEN

Este trabajo presenta un conjunto experimental para tomografía ultrasónica. Su objetivo es la obtención de imágenes para la detección de cáncer de mama. Considera una alternativa multi-modal que combine imágenes de reflectividad, compuestas, coherencia de fase, velocidad y atenuación para aumentar la especificidad de detección de tumores. El sistema experimental se basa en 2 arrays de 128 elementos que pueden adquirir señal en pulso-eco y transmisión para su post-procesamiento según diferentes algoritmos, con posicionamiento arbitrario en una geometría circular. Se muestran algunos resultados preliminares obtenidos sobre un maniquí de mama con quistes y micro-calcificaciones.

INTRODUCCIÓN

La imagen ultrasónica (ecografía) es una técnica habitual para el diagnóstico clínico en casi todas las áreas de la salud. Tiene ventajas importantes frente a otras modalidades de imagen como la tomografía por rayos-X (TAC), por emisión de positrones (PET) o la resonancia magnética nuclear (NMR): No utiliza radiación ionizante como en TAC y PET, se obtiene en tiempo real a tasas elevadas y se genera con equipos más compactos y de menor coste. Como contrapartida, la resolución y el contraste suelen ser peores y no permite obtener fácilmente imágenes volumétricas de grandes extensiones del cuerpo. A pesar de estas limitaciones, la ecografía constituye una herramienta muy valiosa para el diagnóstico clínico, tanto en la

atención primaria y en la medicina preventiva como en la planificación, ejecución y seguimiento de las intervenciones quirúrgicas.

En el caso particular del diagnóstico y tratamiento del cáncer de mama, la mamografía por rayos-X es el método de cribado (*screening*) globalmente aceptado para la detección precoz de la enfermedad en pacientes asintomáticas [1]. Por su parte, la ecografía se utiliza como técnica complementaria para identificar el tipo de tumor, ya que permite distinguir entre quistes y masas sólidas, y para guiar el procedimiento de biopsia gracias a que opera en tiempo real. Sin embargo, su utilización como herramienta de cribado para la detección precoz del cáncer de mama ha sido desaconsejada por depender fuertemente de la habilidad del operador, por no poder evaluar y registrar todo el volumen de la mama y por su baja capacidad para detectar micro-calcificaciones [2]. Las dos primeras limitaciones se deben a que los ecógrafos convencionales operan por contacto directo del transductor sobre la piel del paciente, y es el médico quien mueve el transductor manualmente sin un registro de su posición absoluta. Así, las imágenes obtenidas en distintas posiciones no pueden correlacionarse para formar una imagen volumétrica, y la detección y localización del tumor depende fuertemente de la habilidad y experiencia del operador.

Estas limitaciones fueron abordadas más recientemente en [3], [4] y [5], proponiendo sistemas automáticos de inspección basados en anillos con un elevado número de transductores que logran registrar todo el volumen de la mama eliminando los problemas asociados a la manipulación del transductor. En cuanto a la capacidad para detectar micro-calcificaciones, se ha mostrado que con una distribución circular de elementos la resolución está determinada únicamente por la duración del pulso ultrasónico [3] y, por tanto, puede ser muy superior a la resolución lateral de un ecógrafo convencional determinada por el tamaño de la apertura del array. Por otra parte, en pacientes jóvenes (<50 años) es usual encontrar tejidos mamarios altamente granulares de difícil evaluación mediante mamografía, en los cuales se obtiene un mejor diagnóstico prematuro mediante ecografía [6].

El aspecto diferencial y de mayor peso para seguir investigando en métodos ultrasónicos para la detección precoz del cáncer de mama es, a juicio de los autores, la capacidad de generar distintas modalidades de imagen con un único entorno experimental. Así, en [7] se propone combinar imágenes de reflectividad, con tomogramas de velocidad del sonido y atenuación, ofreciendo al médico información complementaria sobre la morfología y la composición de las estructuras del tejido. En este sentido nuestro grupo ha desarrollado la técnica de *Imagen por Coherencia de Fase (PCI)* [8], una nueva modalidad que mejora tanto el contraste como la resolución de las imágenes ultrasónicas a la vez que reduce significativamente la presencia de artefactos no deseados.

La técnica PCI mejora especialmente el contraste de pequeños reflectores, lo cual podría aumentar significativamente la capacidad de detección de micro-calcificaciones en el tejido mamario. Además, la reducción de lóbulos de rejilla permitiría utilizar menos elementos transductores (separados más de $\lambda/2$) con la consiguiente reducción en la complejidad de la electrónica de control y procesamiento. Es por estos motivos que abordamos el desarrollo de un sistema de imagen ultrasónica multi-modal para el diagnóstico precoz del cáncer de mama, combinando imágenes convencionales, tomográficas y de coherencia de fase.

En este trabajo se presenta el entorno experimental desarrollado, las modalidades de imagen propuestas y los primeros resultados obtenidos sobre un maniquí de mama para guiado de biopsias con quistes y micro-calcificaciones.

MODALIDADES DE IMAGEN CON ARRAYS CIRCULARES

Los ecógrafos convencionales utilizan un arreglo (generalmente lineal o ligeramente curvado) de elementos transductores en contacto con la piel del paciente para generar una imagen de la estructura interna del cuerpo. Mediante la excitación coordinada de los elementos se pueden modificar las propiedades del pulso ultrasónico, y lo mismo sucede con el patrón de recepción

al combinar las señales recibidas por los distintos elementos. En particular, en la técnica *phased array*, se aplica un conjunto de retardos (ley focal) a las señales de excitación para que el frente de ondas combinado se propague en una determinada dirección y esté enfocado a cierta profundidad. En recepción, las señales individuales recibidas por los elementos también se retrasan con una ley focal equivalente que favorece la composición coherente de los ecos que provienen de la misma dirección. Así, tras cada disparo se obtiene una línea de la imagen, que se forma mediante el barrido electrónico de la zona de interés.

La calidad de la imagen obtenida con un array convencional está limitada, en gran medida, por su extensión (tamaño de la apertura). Así, cuanto mayor es la apertura mejor es la resolución lateral, con el inconveniente de requerir más elementos para mantener un correcto muestreo espacial (distancia entre elementos $d \leq \lambda/2$). Como contrapartida, la profundidad de foco se reduce al aumentar la apertura, y por tanto, pueden ser necesarios más disparos para cubrir la zona de interés con haces suficientemente estrechos en emisión. Este problema se resuelve aplicando técnicas de apertura sintética (SAFT) que permiten focalizar dinámicamente tanto en emisión como en recepción, aunque con una relación señal a ruido menor y un coste computacional muy elevado, que dificulta obtener imágenes en tiempo real. En cualquier caso, el tamaño de la apertura de un array lineal convencional está limitado también por la capacidad de mantener un buen acoplamiento con el tejido adaptándose a la superficie del cuerpo.

Una distribución circular de los elementos del array permite superar muchas de estas limitaciones. En primer lugar, si se utilizan todos los elementos en modo SAFT, la resolución de la imagen en todas las direcciones está determinada únicamente por la duración del pulso ultrasónico y, por tanto, es muy superior a la resolución lateral determinada por el tamaño de la apertura de un array lineal. Además, dado que se reciben señales desde distintas posiciones, se reducen significativamente las zonas muertas y las sombras generadas por las estructuras internas. Otra ventaja importante radica en la capacidad de operar por transmisión (o transparencia), es decir, emitir señales desde una posición y registrar los ecos desde la posición opuesta tras atravesar el objeto a inspeccionar. Esto abre la posibilidad de generar imágenes de velocidad y atenuación del sonido en el tejido, dos modalidades que no pueden obtenerse con arrays convencionales.

Resulta evidente que la principal restricción de la geometría elegida radica en que el objeto a inspeccionar debe poder colocarse en el interior del array circular, con la dificultad añadida de asegurar un buen acoplamiento acústico con el transductor. En [9] se propone un sistema basado en una camilla con una apertura circular para introducir la mama en un recipiente con agua, que actúa como medio acoplante. Resulta además un método menos molesto para la paciente que las actuales prácticas para mamografía por rayos-X, que requieren presionar el tejido entre las placas emisora y receptora.

La Figura 1 muestra, esquemáticamente, los 3 modos de operación con aperturas circulares y que se exponen a continuación:

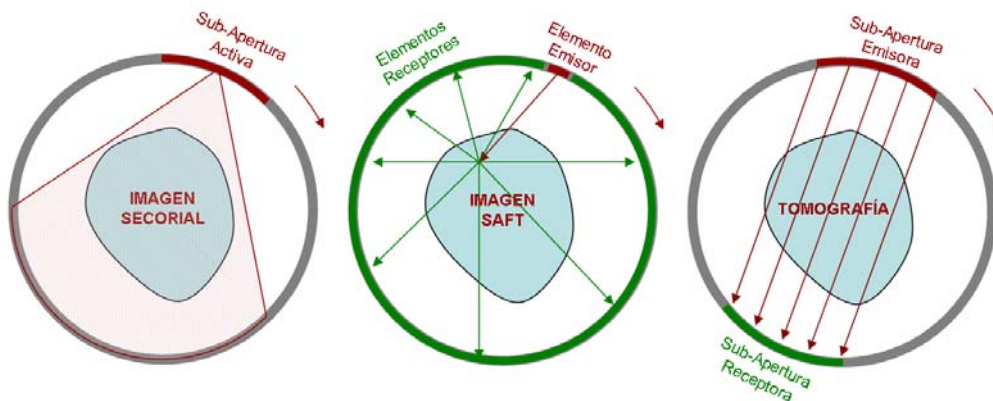


Figura 1 – Representación esquemática de los 3 modos de operación con arrays circulares (Izq.) Composición de imágenes sectoriales; (Centro) Apertura Sintética; (Dcha.) Tomografía por transmisión.

- a) *Composición de Imágenes Sectoriales (Image Compounding)*: Utilizando una sub-apertura de array se obtiene una imagen sectorial similar a la que se obtendría con un array lineal colocado en la misma posición. Seguidamente, se desplaza angularmente la apertura activa y se genera una nueva imagen, proceso que se repite hasta recorrer los 360°. Las imágenes obtenidas se interpolan a una rejilla rectangular y se combinan promediándolas, generalmente en envolvente. La ventaja de este método es que la cantidad de elementos activos, y por tanto los canales en paralelo de la electrónica de control está acotada, típicamente a menos de 256. Así, un sistema con estas características puede controlarse con un equipo phased-array convencional y una electrónica de multiplexado.

Esta modalidad de imagen tiene además la ventaja de mejorar el contraste respecto al ruido de grano (*clutter*) presente en las imágenes médicas y, en particular, en las del tejido mamario [10]. Su principal limitación es que no mejora la resolución con respecto a un array lineal del mismo tamaño, ya que la resolución resultante es aproximadamente la resolución lateral de la apertura en el centro de la circunferencia.

- b) *Apertura Sintética (SAFT)*: Consiste en emitir de manera omni-direccional con un único elemento del array y recibir con un conjunto (o incluso todos los elementos), generando así una imagen parcial focalizada dinámicamente tanto en emisión como en recepción. Moviendo el elemento emisor por todo el array se obtiene un conjunto de imágenes parciales que se suman en radiofrecuencia, dando lugar a una imagen final de mayor resolución y contraste. Ésta se considera la mejor imagen que se puede obtener mediante el proceso de retardo y suma, y en ocasiones se utiliza como el patrón de referencia contra el que se comparan otras técnicas.

La principal limitación de esta modalidad radica en la elevada cantidad de datos que se generan y el consiguiente coste computacional para obtener una imagen. Actualmente resulta tecnológicamente inviable generar imágenes en tiempo real utilizando una gran cantidad de elementos en recepción, motivo por el cual esta técnica no se incluye en los ecógrafos comerciales. Sin embargo, para el sistema que se plantea en este trabajo, la generación de imagen en tiempo real no es un requerimiento importante, ya que ni el tejido ni el array se mueven durante la fase de adquisición de datos.

Cabe destacar que para un array lineal, la mejor imagen SAFT se obtiene recibiendo con todos los elementos. Esto no es así para un array circular, ya que los elementos enfrentados al emisor recibirán además de los ecos generados por la estructura interna del tejido, la señal directa transmitida desde el emisor. Así, resulta conveniente restringir la apertura en recepción a un sub-conjunto con centro en el elemento emisor, que asegure que no se reciben señales por transmisión.

- c) *Tomografía por Transmisión*: Consiste en emitir con una sub-apertura y recibir con otra ubicada en la posición opuesta, de manera que el frente de ondas emitido atraviese el tejido antes de llegar a los elementos receptores. El procedimiento se repite moviendo ambas aperturas para cubrir 360°. Finalmente se obtienen mapas de la atenuación y la velocidad del sonido en la mama mediante técnicas de tomografía, que aportan información sobre el tipo de tejido en cada región [7]. Esta información es complementaria a la que otorgan las imágenes de reflectividad (Compuestas o SAFT), más relacionadas con la estructura que con el tipo de tejido.

Si bien es una técnica similar a la mamografía y la tomografía por rayos-X, la principal diferencia radica en que la propagación de los haces ultrasónicos no puede suponerse rectilínea. Los cambios de impedancia acústica del tejido hacen que el frente de ondas se refracte y cambie de dirección mientras atraviesa la mama, lo cual complica los algoritmos de cálculo de las imágenes de atenuación y velocidad.

- d) *Imagen de Coherencia de Fase (PCI)*: Consiste en obtener una imagen representativa de la dispersión de las fases de las señales recibidas por los elementos del array una vez aplicados los retardos de focalización. Así, una baja dispersión indica que el reflector que

generó el eco está en el foco, mientras que una dispersión alta indica que las señales provienen de otra región. El hecho de utilizar la fase en lugar de la amplitud de las señales recibidas hace que esta nueva modalidad de imagen presente diferencias importantes con respecto a las convencionales (phased-array y SAFT). Por ejemplo, es muy poco sensible a los lóbulos de rejilla debidos al sub-muestreo de la apertura [11] y permite detectar con el mismo nivel de certidumbre reflectores de amplitud muy diferente. Esto último es de especial importancia para esta aplicación, ya que abre la posibilidad de detectar microcalcificaciones con baja reflectividad.

La técnica PCI se aplica sobre los datos de apertura (señales recibidas y retrasadas), por lo cual es compatible con las modalidades phased-array y SAFT. Incluso se puede mejorar la resolución y el contraste de dichas imágenes al multiplicarlas por la imagen de coherencia, que toma valores entre 0 y 1 [8].

ENTORNO EXPERIMENTAL

Como primer paso en el desarrollo del sistema se construyó un entorno experimental basado en 2 arrays lineales convencionales (Prosonic, Corea) de 128 elementos cada uno y 5MHz de frecuencia central (ver Figura 2). La mecánica rotatoria permite posicionar con gran precisión ($\sim 0.1^\circ$) los dos arrays de forma independiente, con lo cual se puede simular un anillo completo de transductores. En realidad, dado que los arrays son lineales, la geometría que se consigue es un polígono, que a efectos de realizar las primeras pruebas, es una buena aproximación del array circular. Tanto la mecánica de precisión, como la electrónica de control de los motores y los drivers para Matlab (Mathworks, EEUU) fueron desarrolladas por nuestro grupo.

La emisión y recepción de las señales ultrasónicas se realiza con un sistema SITAU-112 de 128 canales en paralelo y conectores para pulso-eco y transmisión (DASEL, España). Utilizando las librerías del fabricante se desarrollaron las rutinas de Matlab para el control de la posición de los arrays como de la excitación y adquisición de cada elemento.

Para lograr imágenes de alta calidad, es imprescindible conocer con precisión todos los parámetros de operación. En particular, la velocidad del sonido en el agua y la posición exacta de cada elemento del array con respecto a un sistema de coordenadas global. Para medir la velocidad del sonido en el agua se construyó un maniquí con dos hilos de cobre de 0.1 mm de espesor ($\sim 1/3\lambda$) separados una distancia conocida y medida con precisión. Así, emitiendo y recibiendo con un elemento cualquiera del array se busca la posición angular en la cual los ecos generados por los hilos están más separados, posición en la cual el elemento y los hilos están alineados. En esa situación, la velocidad del sonido se obtiene como el cociente de la distancia entre los hilos y la diferencia en el tiempo de vuelo de los dos ecos.

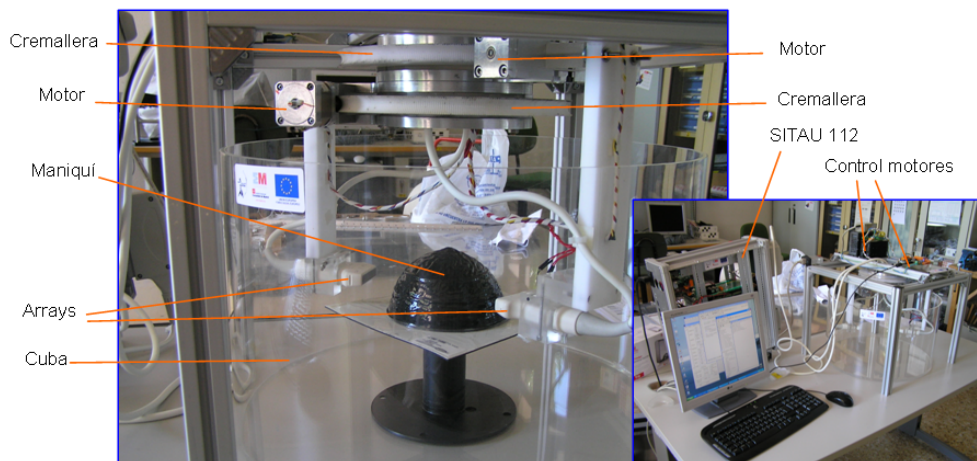


Figura 2 – Entorno experimental basado en arrays convencionales

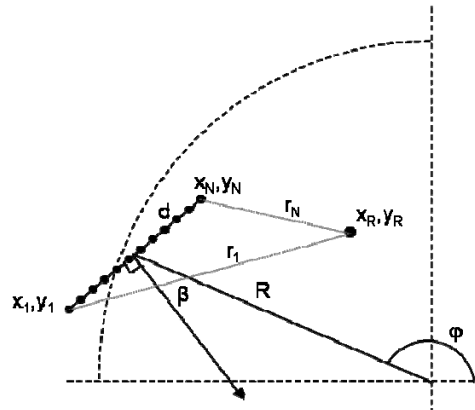


Figura 3 – Representación esquemática del procedimiento de calibración de la posición del array.

Para determinar con precisión la posición de los elementos, basta con conocer el radio de giro R del centro del array y el ángulo β que forman la superficie del array con dicho radio (ver Figura 3). Para determinarlos se coloca un reflector puntual (hilo de cobre) en una posición arbitraria y desconocida (x_R, y_R) y se miden los tiempos de vuelo t_i desde cada elemento del array al reflector. Conocida la velocidad del sonido c , se obtiene experimentalmente la distancia r_i entre el elemento i y el reflector, cuya ecuación es:

$$r_i^2 = \frac{c \cdot t_i}{2} = (x_i - x_R)^2 + (y_i - y_R)^2 \quad (1)$$

y las coordenadas de los elementos se obtienen como:

$$x_i = R \cdot \cos \varphi + \left(i - \frac{N-1}{2}\right) d \cdot \cos \left(\varphi - \beta - \frac{\pi}{2}\right) \quad \text{con } 1 \leq i \leq N \quad (2)$$

$$y_i = R \cdot \sin \varphi + \left(i - \frac{N-1}{2}\right) d \cdot \sin \left(\varphi - \beta - \frac{\pi}{2}\right) \quad \text{con } 1 \leq i \leq N \quad (3)$$

siendo φ la posición angular del brazo que sujeta el array (conocida con precisión), N la cantidad de elementos y d la distancia entre ellos (también conocida). Sustituyendo (2) y (3) en (1) se obtiene un sistema de N ecuaciones no lineales con 4 incógnitas (R, β, x_R, y_R) que se puede resolver mediante métodos numéricos. Si bien el sistema está sobre-dimensionado (128 ecuaciones con 4 incógnitas), las medidas están demasiado correlacionadas para que el resultado sea confiable y, por tanto, es necesario repetir el procedimiento cambiando la posición del array y del reflector. Se determinó experimentalmente que basta con utilizar 8 posiciones del array (cada 45°), 4 posiciones del reflector (una en cada cuadrante) y medir el tiempo de vuelo únicamente en los elementos extremos ($i = 1, N$) para obtener resultados confiables y repetitivos. El sistema que se obtiene es de 64 ecuaciones con 10 incógnitas.

PRIMEROS RESULTADOS

La Figura 4.e muestra la imagen compuesta a partir de 36 imágenes sectoriales adquiridas cada 10° sobre un maniquí de biopsia de mama con quistes de alto contraste, quistes anecoicos y micro-calcificaciones (Gammex, EEUU). La resolución obtenida concuerda con la esperada para un array de 5 MHz ($\lambda = 0.3\text{mm}$), y permite detectar con facilidad las micro-calcificaciones. Además, tanto los quistes de alta intensidad como los anecoicos se detectan correctamente, y el rango dinámico de la imagen es cercano a 50 dB.

Las Figuras 4a-d muestran las imágenes parciales obtenidas en las posiciones angulares 0° , 80° , 140° y 240° . Se aprecia como la variabilidad en la textura se reduce al componer las

imágenes, lo cual supone una mejora en la relación contraste a ruido (CNR) y, por tanto, en la calidad de la imagen.

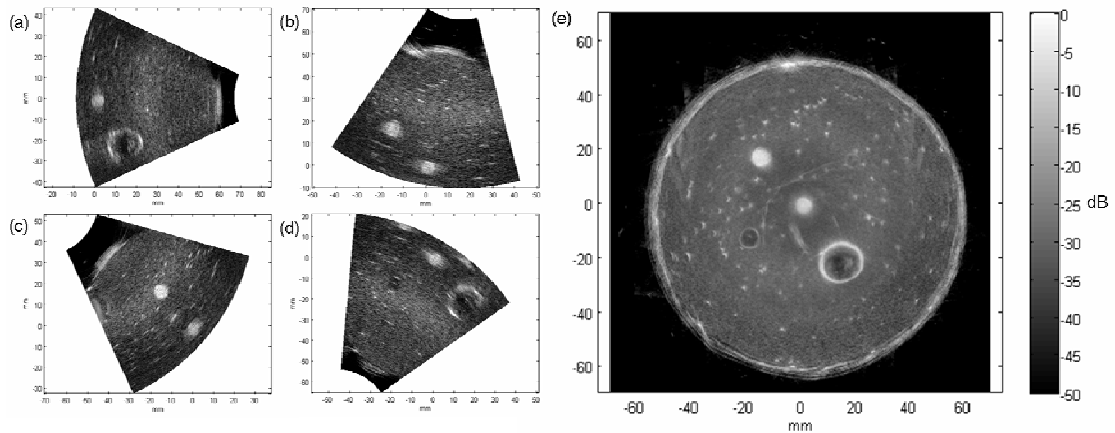


Figura 4 - Imágenes parciales obtenidas en (a) 0° (b) 80° (c) 140° y (d) 240°, e imagen resultante de la composición de las 36 imágenes parciales (e).

La Figura 5 muestra, a la izquierda, un detalle de la región central del maniquí, donde se aprecian algunos artefactos debidos a las reverberaciones del sonido entre el maniquí, los arrays y las paredes de la cuba de inspección. A la derecha, en la misma figura, se muestra la imagen de Coherencia de Signo, en la cual no aparecen dichos artefactos, gracias a que las señales que los generan no están totalmente en fase. Además, se aprecia una mejora en la detectabilidad de las micro-calcificaciones con menor reflectividad, ya que su nivel de coherencia es también elevado.

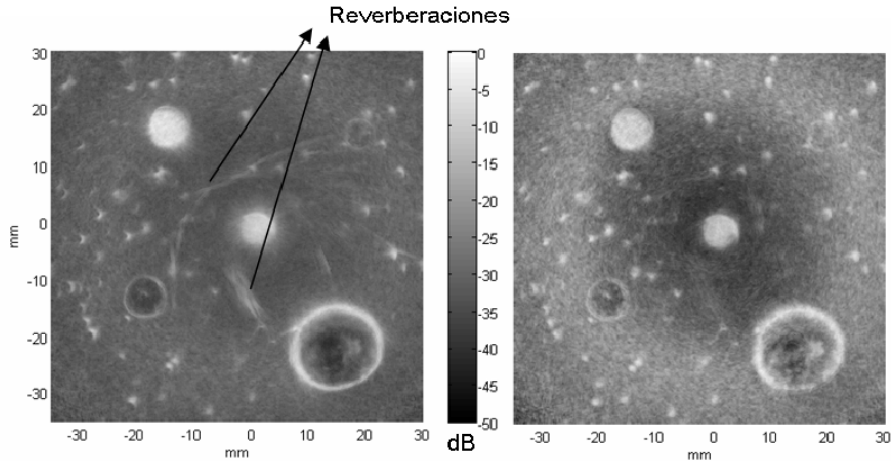


Figura 5 - (Izq) Imagen convencional (Dcha) Factor de Coherencia de Signo

CONCLUSIONES

La imagen ultrasónica multi-modal con arrays circulares puede ser una alternativa a la mamografía para la detección precoz del cáncer de mama, incluso como herramienta de cribado antes de que se desarrolle la enfermedad. El entorno experimental presentado en este trabajo nos permitirá investigar en el alcance de esta metodología y proponer nuevos algoritmos de procesamiento de señal y composición de imágenes.

Se ha verificado que la imagen por coherencia de fase (PCI) puede mejorar la detección de micro-calcificaciones en el tejido mamario, además de reducir los artefactos generados por las reverberaciones del sonido y los lóbulos de rejilla debidos al sub-muestreo de la apertura. Es

necesario seguir investigando en cómo combinar la información que aporta la imagen de coherencia con las otras modalidades de imagen, y cómo fusionar los resultados en una representación conjunta.

La calibración del sistema resultó ser crítica, debido a que hay que conocer la posición de los elementos del array con una precisión muy elevada (del orden de 30 μm en un radio de 200 mm). Para ello se desarrolló un algoritmo robusto de calibración basado en medir el tiempo de vuelo a un reflector puntual ubicado en distintas posiciones dentro de la cuba. Una vez obtenidos los parámetros de calibración, la composición de imágenes del reflector confirmó que la mecánica de posicionamiento tiene la suficiente precisión y repetitividad.

Uno de los problemas a resolver es el cálculo de las leyes focales para las modalidades de reflectividad. Para las imágenes presentadas en este trabajo se consideró que la velocidad del sonido en el maniquí era igual a la del agua, lo cual no es cierto, y genera errores de focalización que se muestran en la forma semicircular que presentan las micro-calcificaciones en la Figura 5. Una primera aproximación al problema es detectar la interfaz agua-tejido y calcular las leyes focales teniendo en cuenta el cambio de medio y suponiendo una velocidad de sonido uniforme dentro de la mama. Otra alternativa, más compleja, consiste en utilizar el tomograma de velocidades obtenido por transmisión para estimar el recorrido exacto del frente de ondas, y así obtener un conjunto de leyes focales mucho más exacto.

Una línea de trabajo que no ha sido abordada por otros autores es la composición de señales en la dirección normal al tomograma para obtener imágenes en 3 dimensiones. Si se utilizan arrays focalizados en esta dirección, en cada posición se obtiene un tomograma que representa la reflectividad del tejido en el plano que contiene al array. Sin embargo, utilizando arrays deslocalizados en la dirección normal, se obtiene también información de los reflectores ubicados fuera del plano, y las señales se podrían combinar mediante técnicas de apertura sintética para reconstruir todo el volumen con mayor precisión.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido realizado con financiación de los proyectos DPI-2010-17648 del Ministerio de Ciencia e Innovación y S2009/DPI-1802 de la Comunidad de Madrid.

REFERENCIAS

- [1] D.A. Berry *et al.*, "Effect of screening and adjuvant therapy on mortality from breast cancer". *N. Engl. J. Med.* 353(17), 1784-1792 (2005)
- [2] W. The and A.R.M. Wilson "The role of ultrasound in breast cancer screening. A Consensus Statement by de European Group for Breast Cancer Screening". *European Journal of Cancer*, 34(4), 449-450, 1995.
- [3] R. Stotzka, H. Widmann, T.O. Müller, and K. Schlote-Holubek, "Prototype of a new 3D ultrasound computer tomography system: transducer design and data recording" *Med. Imag.*, vol. 5373, pp. 70-79, 2004.
- [4] Nebojsa Duric *et al.* "Detection of breast cancer with ultrasound tomography: First results with the Computed Ultrasound Risk Evaluation (CURE) prototype" *Med. Phys.* 34, 773 (2007).
- [5] Robert C. Waag, *et al.* "A Ring Transducer System for Medical Ultrasound Research" *IEEE T-UFFC*, vol. 53, no. 10, october 2006.
- [6] Monika Nothacker, *et al.* "Early detection of breast cancer: benefits and risks of supplemental breast ultrasound in asymptomatic women with mammographically dense breast tissue. A systematic review" *BMC Cancer* 2009.
- [7] Cuiping Li, Neb Duric and Lianjie Huang "Breast Imaging Using Transmission Ultrasound: Reconstructing Tissue Parameters of Sound Speed and Attenuation" 2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, May 27-May 30.

- [8] J. Camacho, M. Parrilla, C. Fritsch, "Phase Coherence Imaging" IEEE T-UFFC, 56, 5, pp. 958-974, 2009.
- [9] Hanover, Barry K. et al. "Method for imaging and treating a breast" USA Patent 7,699,783, .April 20, 2010.
- [10] R. Entekin, P. Jackson, J.R. Jago and B.A. Porter "Real Time Spatial Compound Imaging in breast ultrasound: technology and early clinical experience" MedicaMundi, Volume 43 Issue 3 September 1999.
- [11] J. Camacho, M. Parrilla, C. Fritsch "Grating-lobes reduction by application of phase coherence factors" 2009 IEEE International Ultrasonics Symposium (2009) Pages: 341-344