

TÉCNICA DE COMPOSICIÓN EN UN SISTEMA DE ECOGRAFÍA AUTOMATIZADA MEDIANTE ANILLO DE TRANSDUCTORES

PACS: 43.35.Yd

Luis Medina; Jorge Camacho; Nuria González; Jorge F. Cruza
Instituto de Tecnologías Físicas Leonardo Torres Quevedo (ITEFI). CSIC
Ctra. De Campo Real km. 0.200.
28500 Arganda del Rey (Madrid).
Tlf. 91 832 19 00 Ext. 252
E-mail: luis.medina@csic.es

ABSTRACT

Ecographs on the market make use of image compounding technique in order to reduce speckle or coherent interference, by averaging B-Scans captured from multiple perspectives. This work presents its application to an automatized system, devised to detect breast cancer on coronal plane and formed by a transducer ring.

RESUMEN

Los ecógrafos comerciales emplean la técnica de composición de imágenes para reducir el speckle o interferencia coherente, consistente en el promediado de imágenes B desde múltiples perspectivas. En este trabajo se presenta la técnica de composición aplicada a un sistema automatizado formado por un anillo de transductores para ecografía mamaria en el plano coronal.

1 INTRODUCCIÓN

Los sistemas de imagen ultrasónica se emplean desde hace décadas para el diagnóstico clínico, y en particular para la detección del cáncer de mama (Berry, et al., 2005). A diferencia de los Rayos-X o el TAC no utiliza radiación ionizante. Esta tecnología se basa en la diferencia de impedancias acústicas entre las lesiones y el resto del tejido para la detección.

No obstante, los ecógrafos comerciales presentan una gran dependencia del operador: Se requiere de elevado tiempo de exploración y cierta pericia para ubicar y dimensionar las lesiones, y es prácticamente imposible obtener dos imágenes ultrasónicas iguales (falta de repetitividad). Por tanto, esta tecnología no se emplea en el cribado, siendo la mamografía por rayos-x la única empleada hasta el momento.

Con el fin de superar estas limitaciones se han propuesto varios sistemas de tomografía basados en ultrasonidos (Stotzka, et al., 2004), (Duric, et al., 2005). El empleado en este trabajo consiste en un anillo de múltiples transductores que se situaría en torno a la mama,

todo ello dentro de un recipiente de agua (Camacho et al, 2012). Se ha construido un prototipo (cuba tomográfica) basado en arrays convencionales movidos por motores paso-a-paso que permite emular el sistema final, y con el que se ha realizado la parte experimental de este trabajo. Este sistema permite obtener varias modalidades de imagen, además de la ecográfica convencional (*phased-array*): imagen de apertura sintética (SAFT), tomografía de velocidad, tomografía de atenuación e imagen de coherencia de fase (Camacho, 2010).

En adelante, el estudio se enfoca en la imagen compuesta por adquisiciones en modo *phased-array* desde distintas posiciones del perímetro de la cuba de inspección. Este método ha sido utilizado por otros autores (Nebeker & Nelson, 2010), pero en este trabajo se aborda de forma teórica y por simulación la calidad de imagen, en términos de resolución, que se obtiene tras la composición. Los A-Scans se adquieren en envolvente (modo vídeo) antes de hacer la composición espacial sobre una rejilla rectangular de píxeles cuyas dimensiones, ubicación y resolución son definidas por el usuario.

Se desarrolló un modelo teórico para analizar, por simulación, el sistema de imagen circular. Consiste en calcular la imagen que se obtendría a partir de un reflector puntual (*Point Spread Function* - PSF) desde cada una de las posiciones angulares del array, y promediar todas las imágenes para obtener la respuesta al impulso compuesta (PSFC). Sobre esta imagen se miden la resolución, la amplitud y la excentricidad en función de la posición del reflector en la cuba, con lo que queda caracterizado el sistema. Finalmente, los resultados de la simulación se comparan con los obtenidos experimentalmente.

2 SIMULACIÓN

2.1 Modelo simplificado de la PSF

Habitualmente, la PSF se estima mediante simulaciones de “onda pulsada”, complejas de implementar y que requieren un elevado tiempo de cálculo. Dado que este trabajo se centra únicamente en el estudio de la resolución, se utilizó un modelo simplificado del lóbulo principal de la PSF, ya que los lóbulos laterales afectan principalmente al contraste.

El modelo desarrollado se basa en separar la PSF en sus direcciones axial y lateral, para las cuales existen expresiones cerradas. Teniendo en cuenta que las imágenes se obtendrán en envolvente, el pulso ultrasónico $A(t)$ puede aproximarse a una gaussiana según:

$$A(t) = e^{-\frac{t^2}{2b^2}} \quad (2.1)$$

donde b es un parámetro determinado por el ancho de banda relativo B según

$$b = \frac{\sqrt{8 \ln(2)}}{\omega_p B} \quad (2.2)$$

siendo ω_p la frecuencia angular central del transductor. En la dirección lateral se utiliza el patrón en onda continua o Factor de Array (FA) descrito por la ecuación:

$$FA(\theta) = \frac{\left| \sin \left[\frac{\pi D}{\lambda} (\sin \theta_f - \sin \theta) \right] \right|}{\left| \sin \left[\frac{\pi D}{\lambda} (\sin \theta_f) \right] \right|} \quad (2.3)$$

donde θ_f representa el ángulo de deflexión del haz, D es el tamaño de la apertura, d es la distancia entre los elementos del array y λ la longitud de onda en el medio supuesto homogéneo e isotrópico. Si bien el factor de array contiene múltiples lóbulos laterales que no coinciden con los del patrón lateral en onda pulsada, ambas representaciones coinciden dentro del lóbulo principal, por lo que el FA es una buena aproximación para este estudio.

El factor de array se obtiene suponiendo que los elementos del array son omnidireccionales (elementos puntuales). Sin embargo, las dimensiones no nulas de los elementos reales introducen una pérdida de sensibilidad dependiente del ángulo de deflexión, que se calcula como:

$$S(\theta) = \text{sinc}^2\left(\frac{d-g}{\lambda} \sin\theta_f\right) \quad (2.4)$$

siendo g la separación (zona muerta) entre elementos del array. Si bien la ecuación (2.4) describe la sensibilidad lateral teórica de un array, ésta no coincide con la de los arrays utilizados en los experimentos. Por tanto, se sustituyó por una campana estimada experimentalmente según:

$$\tilde{S}_n(\theta_f) = e^{-\left(\frac{\theta_f}{50.91}\right)^2} \quad (2.5)$$

En la dirección de propagación del haz existen pérdidas de amplitud debidas a la difracción del haz y a la atenuación del material, que se aproximan a partir de un conjunto de medidas por:

$$\tilde{l}_n(r) = \frac{1}{r^{1.273}} \quad (2.6)$$

El producto de las expresiones anteriores (2.7) se calcula sobre una rejilla de píxeles en torno al punto de la imagen donde se supone ubicado el reflector puntual. Las dimensiones de esta rejilla son tales que incluye al lóbulo principal de todas las PSF.

$$\text{PSF}(t, \theta, \theta_f) = A(t) \cdot \tilde{l}_n(r) \cdot \text{FA}(\theta) \cdot \tilde{S}_n(\theta_f) \quad (2.7)$$

En una imagen sectorial convencional la resolución se define a partir del ancho del lóbulo principal (a -6 dB) en la dirección de propagación (axial) y de barrido (lateral). Dado que en la imagen compuesta circular no existen direcciones únicas de propagación y barrido, se definen los siguientes parámetros de calidad:

- **Resolución radial (Δr).** Ancho del lóbulo principal de la *PSF conjunta* en la dirección radial medida a -6 dB del máximo y expresada en mm.
- **Resolución angular ($\Delta\phi$).** Ángulo que abarca el lóbulo principal de la *PSF conjunta* medido desde el centro de la imagen y a -6 dB del máximo, expresada en grados sexagesimales
- **Resolución tangencial (Δt).** Longitud del arco correspondiente al ángulo dado por la *resolución angular*, expresado en mm.
- **Excentricidad (ϵ).** Relación entre la resolución radial y la tangencial ($\epsilon = \Delta r / \Delta t$).

El modelo de simulación desarrollado permite además evaluar la **amplitud normalizada (A_n) de la imagen**, definida como el máximo valor de la PSFC dividido por el número de posiciones angulares del array,

$$A_n = \frac{\max(PSFC)}{M} \quad (2.8)$$

2.2 Parámetros de simulación

Los parámetros utilizados en la simulación se corresponden con el entorno experimental construido. El array tiene una frecuencia central de 3.2MHz, 128 elementos separados 0.22 mm y un ancho de banda relativo del 65%. El radio de giro es 100mm y la velocidad del sonido en agua es 1.5 mm/μs. Se simuló la respuesta del sistema en una rejilla polar de puntos separados 5 mm en la dirección radial y tomando 20 puntos en la dirección angular entre posiciones consecutivas del array. Para el cálculo de cada PSFC se definió una rejilla cuadrada de 3.6 mm de lado con puntos equiespaciados 0.01 mm en cada dirección.

2.3 Resultados obtenidos

La Figura 1 muestra los mapas de resolución radial (a), tangencial (b), excentricidad (c) y amplitud normalizada (d) cuando se utilizan 36 (izq) y 8 (dcha) posiciones angulares del array.

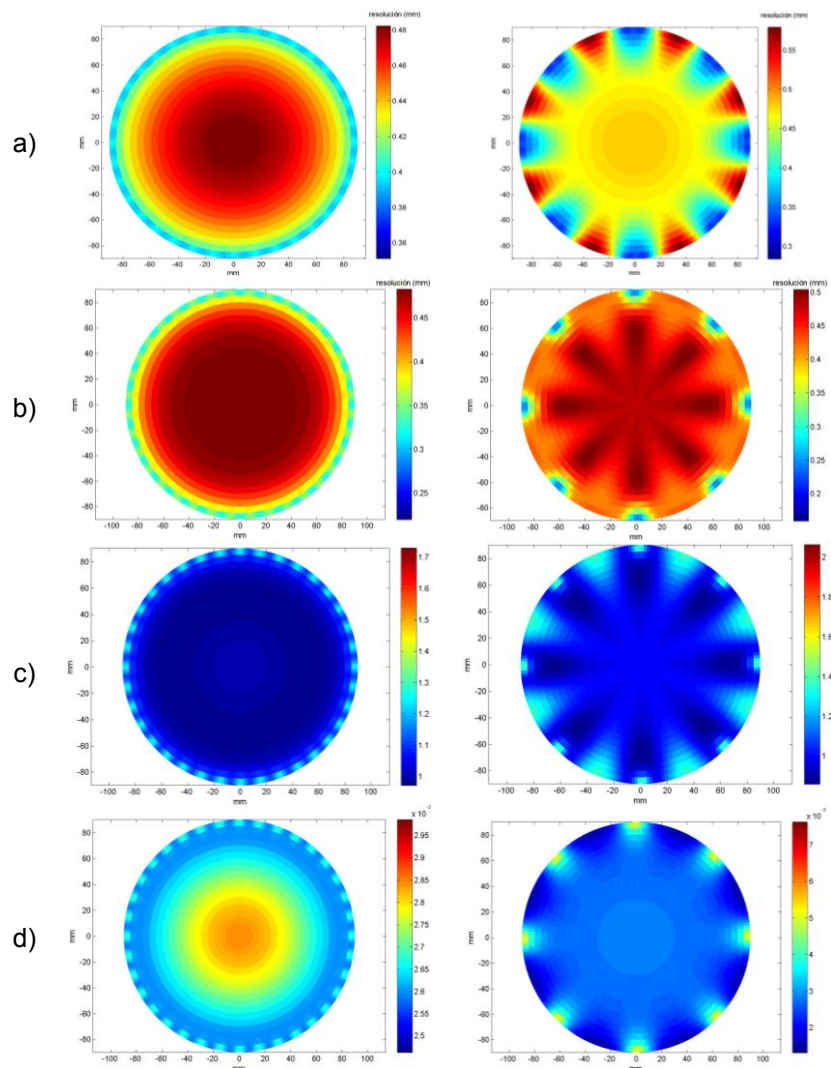


Figura 1 Mapas de calidad de la imagen: a) Resolución radial, b) resolución tangencial, c) excentricidad, d) amplitud para imágenes compuestas desde 36 (izq) y 8 (dcha) posiciones angulares.

Para 36 posiciones angulares los parámetros de calidad no dependen significativamente de la coordenada angular, dando lugar a imágenes homogéneas en resolución y amplitud. Tanto la resolución axial como la tangencial mejoran a medida que el reflector se acerca a la periferia de la imagen, mientras que la amplitud normalizada se reduce. La resolución en el centro de la cuba es de 0.36mm, ligeramente inferior a la resolución axial de las imágenes parciales. Podemos concluir, por tanto, que la composición circular de imágenes consigue una resolución análoga a la resolución axial de la imagen convencional en todas las direcciones.

Al reducir la cantidad de imágenes parciales a 8 (Figura 1.dcha) los mapas de resolución dejan de ser homogéneos y se observa una fuerte dependencia con la coordenada angular en la periferia de la imagen. Sin embargo, restringiendo la imagen compuesta a los 60 mm centrales de la cuba (área efectiva), las variaciones en resolución son menores al 15% (Tabla 1).

Parámetro de calidad	Variabilidad (%)
Δr	9,29
Δt	13,79
An	9,60
ϵ	22,99

Tabla 1 Variabilidad en el área efectiva (65mm) para una composición con 8 imágenes parciales.

3 RESULTADOS EXPERIMENTALES

3.1 Descripción del entorno de experimentación

Se construyó un sistema de adquisición con motores paso-a-paso que permite desplazar el array sobre una circunferencia de aprox. 100mm de diámetro con una resolución angular de 0.1°. Mediante un proceso de calibración basado en medir los tiempos de vuelo a un reflector puntual colocado en distintas posiciones de la cuba, se obtienen con elevada precisión los parámetros de operación: radio de giro, velocidad del agua e inclinación del array.

Como reflector puntual se utilizó una aguja de acero de 0.26 mm de diámetro, inferior a una longitud de onda. Si bien debería comportarse como un reflector omnidireccional en el plano de la imagen, se encontró que una pequeña desviación de la vertical produce artefactos en el eco recibido desde algunas posiciones del array. La Figura 2 (izq) muestra la imagen adquirida desde 160°, en la que se aprecia un segundo eco en la dirección de propagación que no está presente en la simulación. Este fenómeno deformará la PSFC con respecto a la ideal obtenida por simulación.

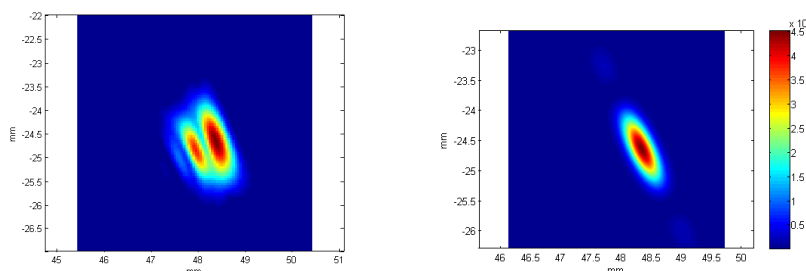


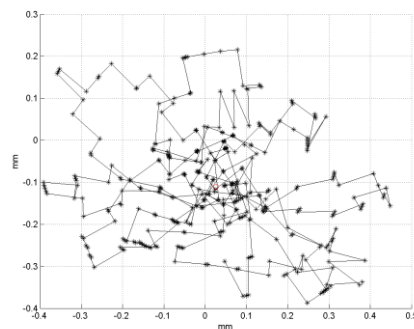
Figura 2 (Izq) imagen de la aguja desde la posición angular 160° y (dcha) simulación.

En todos los casos se adquirieron 360 imágenes parciales con un paso angular de 1° y, a partir de este juego de datos completo, se generaron las imágenes compuestas con un menor número de posiciones angulares (36 y 8). Se realizaron 2 experimentos el primero con la aguja ubicada en el centro de la imagen y el segundo a 60mm del centro (en la periferia del área efectiva).

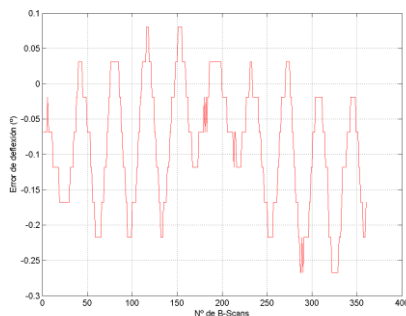
3.2 Aguja situada en el centro de la imagen

La Figura 3.a muestra la distribución espacial del máximo de cada imagen parcial. Dado que el reflector no se mueve entre adquisiciones y los parámetros de operación han sido previamente calibrados, todos los máximos deberían coincidir en la posición real del reflector. Sin embargo se observa una cierta dispersión, con una desviación típica de 0.22 mm con respecto al centroide del conjunto. Estos errores son debidos a la mecánica del sistema y a la inclinación de la aguja, y aunque están por debajo de una longitud de onda ensancharán el lóbulo principal de la PSFC provocando una pérdida de resolución. La figura 3.b muestra el error en la posición angular del reflector en cada B-Scan, que en todos los casos es menor a 0.3°. En la figura 3.c se representa el error en profundidad, menor a 0.3 mm en todos los B-Scan.

a)



b)



c)

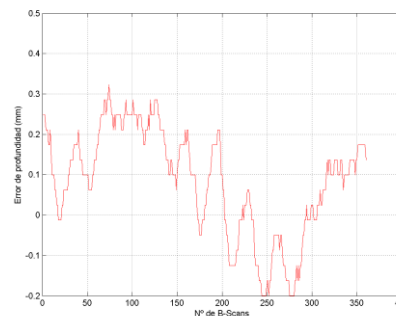


Figura 3 a) Posiciones de los máximos b) error en la posición angular y c) error en la profundidad del reflector en cada B-Scan

La figura 4.a muestra a la izquierda la PSFC obtenida mediante la composición de 36 imágenes sectoriales con un paso angular de 10° y a la derecha el resultado de la simulación colocando cada PSF en la posición del máximo obtenido experimentalmente. De esta forma se consigue incluir en la simulación los errores de la mecánica de posicionamiento. El lóbulo principal coincide en ambos casos, mientras que la imagen experimental muestra un cierto nivel de lóbulos laterales que no están modelados en la simulación. La resolución medida en las direcciones radial y angular es de 0.81 mm en la imagen experimental y de 0.55 mm en la simulación.

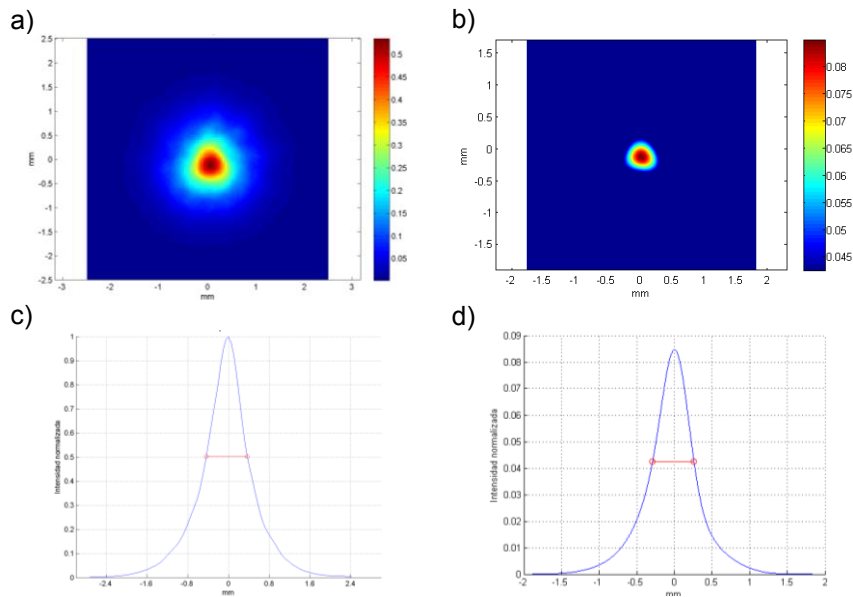


Figura 4 - Imagen compuesta con 36 posiciones del array (a) experimental (b) simulada y cortes en la dirección radial (c) experimental y (d) simulada.

La Figura 5 muestra la imagen compuesta con 8 imágenes parciales. Se produce un ligero empeoramiento en la resolución, siendo la anchura a 6 dB de 0.83 mm en la imagen experimental y 0.56 mm en la simulada. Sin embargo, los lóbulos laterales en la imagen experimental forman un patrón menos homogéneo que al utilizar más posiciones angulares.

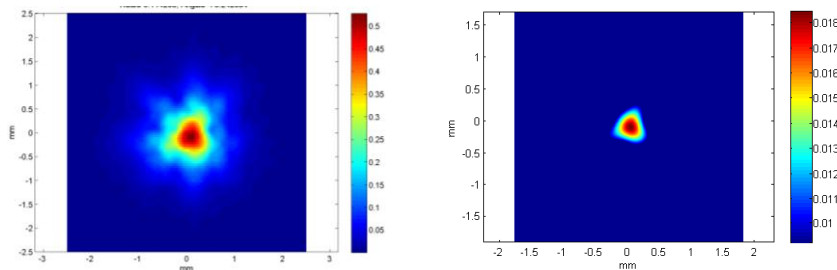


Figura 5 – Imagen compuesta con 8 posiciones angulares del array (iza) experimental y (dcha) simulada.

3.3 Aguja situada a 60 mm del centro de la imagen

En este experimento, el segundo eco generado por la excesiva inclinación de la aguja introduce más error en las posiciones de las PSF individuales. La Figura 6 muestra los errores en ángulo y posición, que llegan a ser de 0.58° y 0.6 mm respectivamente, que duplican a los obtenidos cuando el reflector está en el centro de la cuba. Los errores aumentan para posiciones angulares del array en torno a 180° , lo que concuerda con la región de máxima amplitud del artefacto eco debido a la inclinación de la aguja. Este fenómeno, junto con los errores introducidos por la mecánica, distorsiona sensiblemente la imagen compuesta (Figura 7.izq) en la que el lóbulo principal presenta varios máximos locales. Estos se reproducen en la simulación (Figura 7.dcha) cuando las PSFs simuladas se colocan sobre los máximos obtenidos experimentalmente, lo que confirma que el modelo de simulación es correcto y, por tanto, la resolución esperada para un reflector puntual ideal es la de la Figura 1.

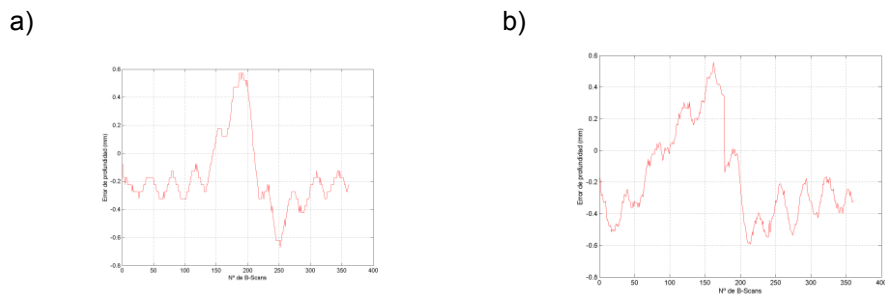


Figura 6 - Error en la posición angular (izq) y en la profundidad (dcha) del reflector en cada B-Scan.

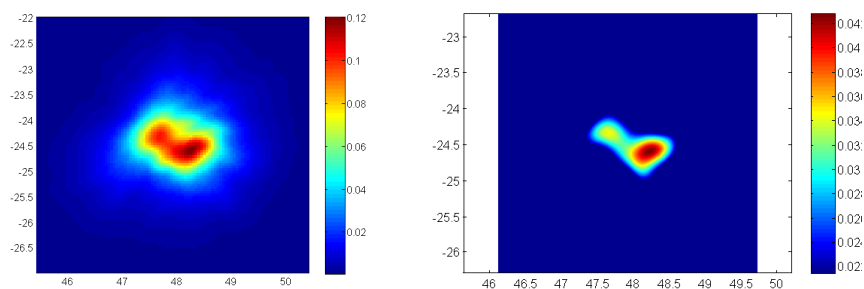


Figura 7 - PSFC de un reflector ubicado a 60mm del centro de la imagen (izq) experimental y (dcha) simulado.

4 CONCLUSIONES

El modelo teórico desarrollado permite determinar, por simulación, la resolución de la imagen compuesta a partir de los parámetros de adquisición. La conclusión más relevante es que la resolución de la imagen compuesta en cualquier dirección se aproxima a la resolución axial de cada imagen parcial, lo que supone una mejora significativa en la calidad de imagen con respecto a la convencional. Además, se encontró que la resolución es homogénea en la región efectiva incluso si se utilizan tan solo 8 imágenes parciales, y a partir de 36 no se observa una mejora significativa en la resolución.

La imagen obtenida con el reflector en el centro de la cuba coincide razonablemente con la simulada en el lóbulo principal, lo cual valida el modelo teórico propuesto. Por su parte, la imagen obtenida con el reflector a 60mm del centro de la cuba se distorsiona debido a los errores de la mecánica de posicionamiento y a los artefactos que genera la inclinación de la aguja con respecto al plano de imagen. Se ha verificado que si estos errores se introducen en el modelo teórico la simulación reproduce razonablemente la imagen experimental.

5 REFERENCIAS

- Camacho, J. et al., 2012. "Multimodal ultrasonic imaging for breast cancer detection" en la revista *Archives of Acoustics* (Vol. 37, nº3)
- Berry, D. y otros, 2005. Effect of screening and adjuvant therapy on mortality from breast cancer. *N. Engl. J. Med.*, 353(17), pp. 1784-1792.
- Camacho, J., 2010. *Imagen Ultrasónica por Coherencia de Fase*. Arganda del Rey: Departamento de Arquitectura de Computadores y Automática. Universidad Complutense de Madrid.
- Duric, N. y otros, 2005. Development of ultrasound tomography for breast imaging: Technical assesment. *Med. Phys.*, 32(5), pp. 1375-1386.