



COMPOSICIÓN ESPACIAL DE IMAGEN ARFI

Nuria Gonzalez-Salido¹, Luis Medina-Valdés¹, Jorge Camacho¹

¹Departamento de Sensores y Sistema Ultrasonicos, ITEFI, CSIC, Madrid, ESpaña
nuria.g.s@csic.es, j.camacho@csic.es, luis.medina@csic.es

Resumen

Los sistemas automáticos de imagen angular con composición espacial o “Full Angle Spatial Compounding (FASC)” mejoran notablemente la calidad de las imágenes obtenidas respecto a la ecografía convencional, reduciendo el *speckle*, proporcionando uniformidad de características y ofreciendo ventajas como la repetitividad de la imagen. Este trabajo implementa la técnica de elastografía de fuerza de radiación acústica impulsiva (ARFI) con esta metodología para obtener imágenes que contengan información sobre la elasticidad de los tejidos para la detección de cáncer de mama. Se han analizado los parámetros de calidad de las imágenes compuestas para un phantom, elaborado con dos elasticidades distintas, obteniéndose una mejora significativa con respecto a la imagen parcial.

Palabras-clave: ARFI, Composición de imagen FASC, cáncer de mama

Abstract

Full Angle Spatial Compounding (FASC) images have improved quality with regard to conventional echographic images. Speckle gets reduced, image characteristics become uniform and acquired image is repeatable. This work implements the Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) technique to get images with tissue elasticity information for breast cancer detection. The compounded images quality parameters are analyzed with a phantom made of two different elasticity regions, showing improvements with regard to that of partial ARFI images.

Keywords: Acoustic Radiation Force Impulse Imaging ARFI, Breast cancer, Full Angle Spatial Compound FASC.

PACS no. 43.60.-c

1 Introducción

Aunque actualmente la técnica estándar para el diagnóstico del cáncer de mama es la mamografía, se suele combinar con otras modalidades de imagen como la ecografía para obtener información complementaria del estado del tejido. Los ultrasonidos tienen la ventaja de ser no ionizantes y proveer imágenes de alto contraste en tiempo real. Sin embargo presentan algunos inconvenientes, como la dificultad para proporcionar una imagen volumétrica completa de la mama, la falta de repetitividad y la dependencia de las habilidades del especialista para la obtener una buena imagen [1]. Para solventar estos inconvenientes se están desarrollando sistemas automáticos capaces de generar imagen volumétrica 3D de la mama, de forma similar a como se hace en la tomografía axial computerizada de



rayos X (TAC) [2-3] o mediante la composición de imágenes ultrasónicas multi-ángulo FASC [4]. En este último caso se combinan múltiples imágenes B-scan convencionales tomadas desde diferentes ángulos hasta cubrir los 360° alrededor de la mama. De esta forma se consiguen tomogramas repetibles de todo el órgano, con alta resolución, buen contraste, homogeneidad y menores artefactos. Otra modalidad de imagen ultrasónica específica para el diagnóstico del cáncer es la elastografía [5]. Estas técnicas obtienen mapas de elasticidad del tejido comparando dos B-scan convencionales, tomados en los estados previo y posterior a la aplicación de una fuerza que desplaza los tejidos. La imagen resultante permite identificar las regiones rígidas, correspondientes a los tumores, cuya rigidez es de 3 a 10 veces mayor que la del tejido sano circundante [14].

Dentro de las técnicas utilizadas para elastografía, destaca la denominada Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) [6-7], que utiliza el efecto de la fuerza de radiación generada por la propagación de haces focalizados en medios absorbentes para deformar el tejido. Esta fuerza se produce en una región muy localizada (ROE) cuya extensión se limita al área focal y es de corta longitud. Para ampliar dicha ROE, en trabajos previos [8-9] se han aplicado excitaciones sucesivas a diferentes profundidades, combinando los mapas de elasticidad obtenidos en cada ROE mediante un procedimiento que incluye la normalización y fusión de las imágenes parciales.

En este trabajo, se propone la composición angular de estas imágenes ARFI multifoco (ARFI-FASC) para su incorporación en un sistema automático de imagen. Los resultados muestran una mejora del contraste, contraste a ruido (CNR), y resolución en la imagen elastográfica compuesta con respecto a las imágenes parciales.

2 Materiales y métodos

2.1 Imágenes ARFI multifoco

La técnica de imagen ARFI proporciona mapas cualitativos de la elasticidad de un tejido, obtenidos a partir de la medida de los desplazamientos causados por la aplicación de una fuerza de radiación. Cada imagen se genera línea a línea emitiendo inicialmente un pulso de imagen que registra el estado del tejido en reposo. A continuación se emite un pulso focalizado de larga duración, entre 100 y 500 μ s, y alta intensidad que genera desplazamientos del orden de algunos micrómetros en la dirección de propagación del haz. Estos desplazamientos son proporcionales al módulo elástico local. Para medir estos desplazamientos, se emite otro pulso de imagen que registra el estado del tejido tras la compresión y se compara con el estado previo mediante correlación. Los desplazamientos del tejido se limitan al área focal del haz, de forma que las imágenes obtenidas tienen una extensión longitudinal bastante reducida. Para ampliarla, se puede realizar una imagen multifocal con varias excitaciones a distintas profundidades, combinando los desplazamientos causados en cada ROE. Por lo general se usan 3 o 4 focos separados de 3 a 4 mm. Para aplicar esta técnica hay que tener en cuenta que la fuerza de radiación varía con la profundidad y, en el caso de imágenes angulares, también con el ángulo de deflexión. Por consiguiente se deben realizar una serie de correcciones que incluyen la normalización en cada ROE por el valor máximo en su foco y la eliminación de la dependencia con la profundidad y con el ángulo de deflexión. Además, es necesario corregir las transiciones entre los distintos ROE para que no se aprecien bandas en la imagen final. En [10] se detallan los distintos procedimientos seguidos para obtener la imagen final.

2.2 Composición espacial FASC

La extensión lateral de las imágenes lineales de ARFI también está limitada, en este caso por las dimensiones de la apertura del array. Usando imágenes sectoriales se consigue ampliar el campo de visión pero sigue siendo muy reducido en la región más próxima al array, por lo que es difícil conseguir una imagen que cubra totalmente el órgano en el sentido lateral. Para solucionarlo, hemos desarrollado una técnica basada en la composición espacial (Full Angle Spatial Compound: FASC) de imágenes ARFI multifoco. La figura 1 muestra un esquema de la configuración empleada. Un anillo de transductores toma múltiples imágenes ARFI sectoriales con distintos ángulos de orientación entre 0 y 360°. Este prototipo está en fase de desarrollo por lo que actualmente se emplea un único array que gira alrededor de la mama mediante un motor. Para realizar la composición se convierte cada imagen sectorial ARFI a una malla rectangular siguiendo un algoritmo de interpolación bilineal. [11]

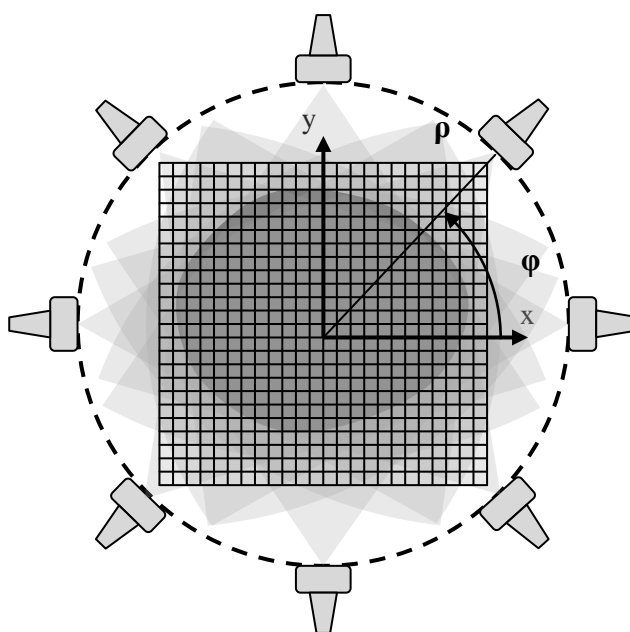


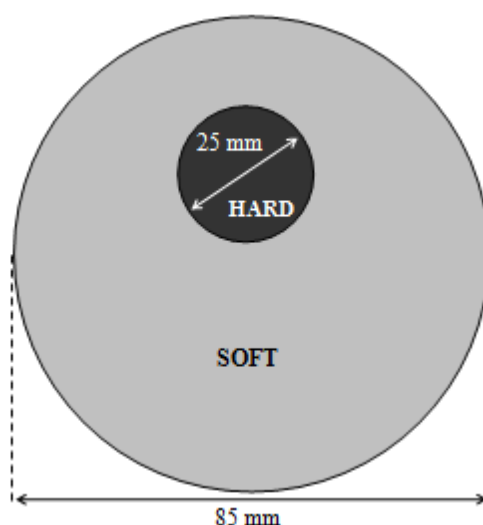
Figura 1 – Configuración de los arrays para la imagen FASC y rejilla de reconstrucción.

2.3 Elaboración del *phantom*

Para los experimentos se ha empleado un *phantom* cilíndrico de elaboración propia, cuyo esquema se representa en la figura 2. Consta de dos regiones con distinta elasticidad (15 y 80 KPa), siendo la más rígida el cilindro central de 25 mm de diámetro. Ambas preparaciones se elaboraron siguiendo el procedimiento descrito en [12] usando una mezcla de gelatina, grafito, isopropanol, agua y Formalin, con un 25% de formaldehído. La tabla I resume las proporciones usadas en cada caso. La relación entre el grafito, la gelatina y el isopropanol se mantuvo constante para asegurar la misma atenuación y velocidad del sonido en los dos medios.

Tabla 1. Proporciones de materiales para la elaboración del *phantom* de elasticidad

Preparación	Blando	Duro
Gelatina (gr)	61.6	132.7
Agua (ml)	1000	1000
Isopropanol (ml)	80	80
Grafito(gr)	98	98
Formalina (ml)	3	3
Elasticidad (KPa)	15	80

Figura 1 – Esquema del *phantom* construido

2.4 Configuración del experimento

Para realizar la imagen FASC-ARFI se ha empleado un array médico de 128 elementos y frecuencia central 3.2 MHz, con pitch 0.22 mm y un 65% de ancho de banda (Prosonic Korea), conectado a un sistema phased array SITAU-112 de 128 canales (Dasel, España). El array se coloca en el interior de una cuba circular con agua y el sistema mecánico lo hace rotar con un radio de 95 mm alrededor del centro, donde está situado el *phantom*. Antes de la medición se realiza el procedimiento de calibración descrito en [13]. En total se tomaron 36 imágenes ARFI multifoco a intervalos de 10° usando mediante un motor con acoplamiento tornillo-cremallera que proporciona una buena precisión de posicionamiento (mejor que 0.1°, error de radio inferior al 0.2%). En la tabla II se detallan los parámetros usados para formar la imagen. En particular, para formar cada imagen ARFI, se utilizan 9 distancias focales, todas ellas con un número F/# constante igual a 1.8.

Tabla 2 Parámetros de la imagen

Parámetro	Valor
Número de líneas	120
Extensión angular (°)	90
Rango (mm)	109
Ventana Correlación	1.9
Numero de focos	9
F/#	1.8
Tamaño imagen FASC (mm)	100x100

3 Resultados

La figura 3 muestra una de las imágenes individuales multifoco, medida a 140° , antes (izquierda) y después (derecha) de aplicar los algoritmos de ecualización. En la imagen inicial, sin corrección, los niveles de los desplazamientos en la región homogénea varían con el ángulo y la profundidad, y se distinguen una serie de bandas correspondientes a cada ROE. Se trata de artefactos, pues la elasticidad del phantom es conocida y no tiene este comportamiento. Tras la ecualización, se obtiene una imagen más homogénea, donde se eliminan las bandas y se aprecia mejor el quiste respecto al fondo. A pesar de estas mejoras, para las áreas más profundas ($r > 60$ mm) aparecen artefactos debido a que los desplazamientos son demasiado pequeños (inferiores a $2 \mu\text{m}$) y, por tanto, aumenta el error de la medida.

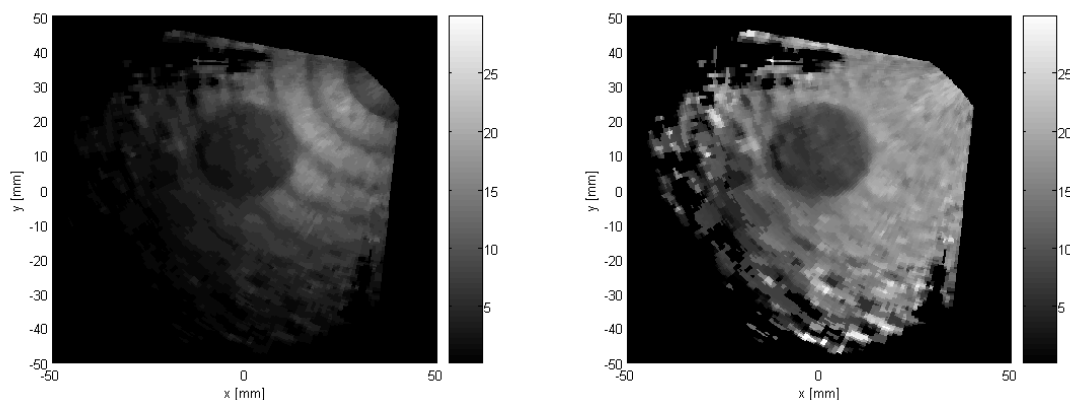


Figura 3 – Imagen parcial medida a 140° antes (izquierda) y después (derecha) de la ecualización.

La figura 4 muestra la composición FASC de las imágenes de reflectividad (izquierda) y de las imágenes ARFI (derecha). El quiste tiene un módulo de elasticidad 5 veces mayor que el del fondo pero una reflectividad similar, por lo que apenas se aprecia en la composición de los B-scan mientras que en la imagen de elasticidad se distingue claramente.

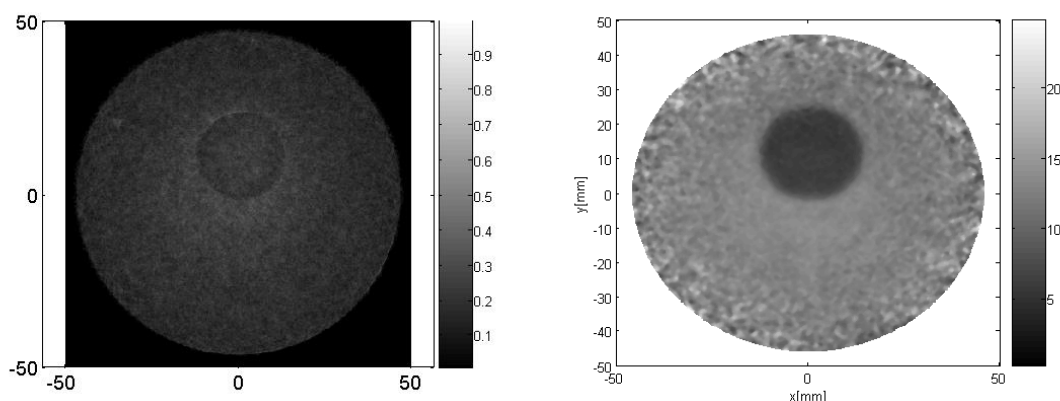


Figura 4– Imagen compuesta de reflectividad (izquierda) e imagen compuesta ARFI (derecha).

Para analizar la mejora tras la composición se ha medido la relación contraste a ruido, CNR, la relación señal a ruido SNR y el contraste entre el quiste y el fondo para las imágenes individuales, tomándose la media de todas ellas, y para la imagen FASC. Los valores obtenidos se detallan en la tabla 3. A partir de ellos se puede comprobar que con la composición de ángulo completo se consiguen importantes mejoras tanto en el SNR como en el CNR respecto a las imágenes parciales, pues la desviación estándar de las imágenes FASC-ARFI es menor que la de cada imagen parcial. En cambio, el CR se mantiene aproximadamente constante, ya que no se producen variaciones en los valores medios en las dos regiones de este phantom, independientemente de que se trate de una única imagen ARFI o la composición FASC de múltiples imágenes.

Tabla 3- Comparación de la calidad de imagen de elasticidad en SNR, CR y CNR

Preparación	Parciales ARFI	FASC-ARFI
SNR	6.2±3.5	31
CR	2.4±0.2	2.23
CNR	4.9±0.8	16.8

4 Conclusiones

En este trabajo se propone la composición de imágenes angulares ARFI multifoco, ecualizadas tanto en rango como en ángulo. Las imágenes parciales se convierten a una malla rectangular y se componen espacialmente usando un algoritmo de interpolación bilineal. La imagen compuesta muestra mayor homogeneidad y un amplio rango (100 mm) donde los desplazamientos medidos son independientes de la profundidad. Además se consigue mejorar tanto el SNR, que aumenta en un factor 5, como el CNR, que aumenta en un factor 3 respecto a los medidos en imágenes parciales.



Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el gobierno español, bajo el proyecto DPI 2013-42236-R del ministerio de economía y competitividad, por el Programa de Formación Universitaria FPU 2012, beca FPU12/02187, y por el proyecto S2013/MIT-3024 TOPUS-CM de la Comunidad de Madrid.

Referencias

- [1] W. Teh., A.R. Wilson, The role of ultrasound in breast cancer screening. A Consensus Statement by the European Group for Breast Cancer Screening, *European Journal of Cancer*, Vol 34 (4), 1998, pp 449-450.
- [2] T. Chenevert , D. Bylsky, P. Carson, C. Meyer, P. Bland, D. Adler, R. Schmitt, Ultrasonic Computed Tomography of the Breast. Improvement of image quality by use of cross-correlation timeof- flight and phase-insensitive attenuation measurements, *Radiology*, vol 152, 155-159, 19841-35.
- [3] O. Roy, S. Schmidt, L. Cuipin, V. Allada, E. West, D. Kunz, N. Duric, “Breast imaging using ultrasound tomography: From clinical requirements to system design”, *Ultrasonics Symposium (IUS)*, IEEE International, 1174 – 1177, 2013.
- [4] Ch. Hansen, N. Hüttebräuker, M. Hollenhorst, A. Schasse, L. Heuser, G. Schulte-Altedorneburg, H. Ermert, “An Automated System for Full Angle Spatial Compounding in Ultrasound Breast Imaging”, *IFMBE Proc.* 22, 541-545, 2008.
- [5] Ophir J. et al. Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic Imaging*, 13:111-134(1991).
- [6] K. Nightingale, M. Soo, R. Nightingale, G. Trahey. Acoustic radiation force impulse imaging: In vivo demonstration of clinical feasibility, *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 28(no 2):227–235, 2002.
- [7] A.C. Sharma, M.S. Soo, G.E. Trahey, K.R. Nightingale, "Acoustic radiation force impulse imaging of in vivo breast masses" *IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Joint Symp, 2004 IEEE* , vol.1, no., pp.728-731 Vol.1, 23-27, 2004.
- [8] A. Sharma, G. Trahey, K. Frinkley, M. S. Soo, M. Palmeri, and K. Nightingale, “Image processing and data acquisition optimization for acoustic radiation force impulse imaging of in vivo breast masses,” *SPIE Proc. Medical Imaging*, vol. 5750, pp. 205–215, 2005.
- [9] M. L. Palmeri, J. J. Dahl, D. B. MacLeod, S. A. Grant, and K. R. Nightingale, “On the feasibility of imaging peripheral nerves using acoustic radiation force impulse imaging,” *Ultrason. Imaging*, vol. 31, no. 3, pp. 172–182, Jul. 2009.
- [10] N. Gonzalez-Salido, J. Camacho-Sosa, Imagen ARFI Multifocal, 46º Congreso español de Acustica Tecniacustica 2015.
- [11] C. Basoglu, Y. Kim, V. Chalana, “A real-time scan conversion algorithm on commercially available microprocessors”, *Ultras. Imag.* 18, 241-260, 1996.
- [12] H.TJ, Bilgen M, Insana, T.A. Krouskop, “Phantom materials for elastography”, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol. 44, no 6, pp. 1355–1365, Nov. 1997.
- [13] J. Camacho, L. Medina, J.F. Cruza, J.M. Moreno, C. Fritsch, “Multimodal Ultrasonic Imaging for Breast Cancer Detection ” , *Archives of Acoustics*, 37, 3, 253-260, 2012.

- [14] P. S. Wellman et al, “Breast Tissue Stiffness in Compression is Correlated to Histological Diagnosis”, *Harvard Biorobotics*, 1999.