

## IMAGEN ARFI MULTIFOCAL

PACS 43.60.-c;

González-Salido, Nuria; Camacho Sosa, Jorge;  
Grupo de Sensores y Sistemas Ultrasónicos. Instituto de Tecnologías Físicas y de la Información (ITEFI Torres Quevedo). Consejo Superior de Investigaciones Científicas. (CSIC) Serrano 144. C.P.: 28006, Madrid. España. Tfno.: 91 561 88 06.  
Email: nuria.g.s.@csic.es

### ABSTRACT

ARFI imaging is based on measuring the tissue displacement generated by a focused ultrasound beam, and hence, it is valid in a small region around the focal point. To increase imaging range, a multi-focus ARFI imaging technique combines several images obtained with several foci located at different depths. This work analyzes the displacement variability sources in multi-focal-zone ARFI imaging and proposes a procedure to normalize and combine single-focus images based on a priori known parameters: system focal configuration and global tissue sound velocity and attenuation coefficient. Performance of the proposed algorithm is evaluated by simulation and by experimentation with tissue mimicking phantoms, achieving satisfactory results.

### RESUMEN

ARFI es una modalidad de imagen elastográfica que emplea la fuerza de radiación de haces focalizados para provocar desplazamientos muy localizados en el interior del tejido. Para ampliar el rango de la imagen se pueden combinar los desplazamientos generados a distintas profundidades, pero se requiere de algún procedimiento de normalización de los datos. Este trabajo propone un algoritmo para normalizar y combinar las imágenes individuales, que es independiente de los desplazamientos medidos y se basa únicamente en la configuración focal y en parámetros globales del tejido (atenuación y velocidad).

### INTRODUCCIÓN

Acoustic Radiation Force Impulse Imaging (ARFI) es una técnica de imagen elastográfica por ultrasonidos basada en el uso de la fuerza de radiación [1]. Esta fuerza, generada por la propagación de haces focalizados en medios atenuantes produce deformaciones del tejido, que en el caso de medio elásticos, isotrópicos y localmente homogéneos, son directamente proporcionales a la elasticidad del tejido. Midiendo estas deformaciones, ARFI provee

imágenes cualitativas que proporcionan una medida indirecta de la elasticidad, permitiendo distinguir regiones con distinta dureza

La región de excitación (ROE) de la fuerza coincide con el área focal, determinada por la configuración del haz. Para incrementar el ROE, se pueden combinar los desplazamientos de varias imágenes parciales de un solo foco (SFI) usando 3-4 zonas focales separadas 3-4mm [2-5]. Como la fuerza generada depende de la posición del foco y varía con la profundidad, para obtener la imagen final es necesario realizar una serie de correcciones que incluyen normalizar cada imagen parcial por su máximo valor en el foco y eliminar la dependencia con la profundidad. Además, se deben corregir las transiciones entre las SFI para evitar efectos visuales de bandas en la imagen final.

En trabajos previos [2-5] se han combinado varias SFI de un phantom de elasticidad homogénea, obteniendo los coeficientes de normalización directamente de los datos medidos. Esta metodología puede producir errores cuando la elasticidad del medio no es homogénea, como ocurre con los tejidos, y puede reducir el contraste de una lesión. Para evitar estos errores, este trabajo propone un método basado en datos conocidos a priori, como la configuración focal del sistema, y variables globales del tejido como la atenuación y la velocidad del sonido, que pueden ser medidas con otras técnicas.

## MÉTODO

La fuerza de radiación empleada en ARFI se produce por la transmisión del momento del haz al tejido y puede estimarse a partir de la eq.1 [6-8]

$$F = \frac{2\alpha I}{c} \quad (1)$$

donde  $\alpha$  es la atenuación del tejido,  $I$  la intensidad del haz y  $c$  la velocidad del sonido. Como la elasticidad es proporcional a dicha fuerza, un mapa cualitativo de la elasticidad puede obtenerse midiendo directamente los desplazamientos. La imagen SFI se genera línea por línea emitiendo en primer lugar un pulso de corta duración con el tejido en reposo. A continuación se emite un pulso focalizado de larga duración (entre 100 y 500  $\mu$ s) que genera desplazamientos, del orden de  $\mu$ m, en la dirección del haz. Finalmente se vuelve a emitir un pulso de corta duración y se registra la señal con el tejido comprimido por la fuerza de radiación generada. El procedimiento se repite para todas las líneas obteniendo dos imágenes (pre y post compresión) que se procesan mediante un algoritmo de correlación, obteniendo un mapa de las deformaciones del tejido [1][8].

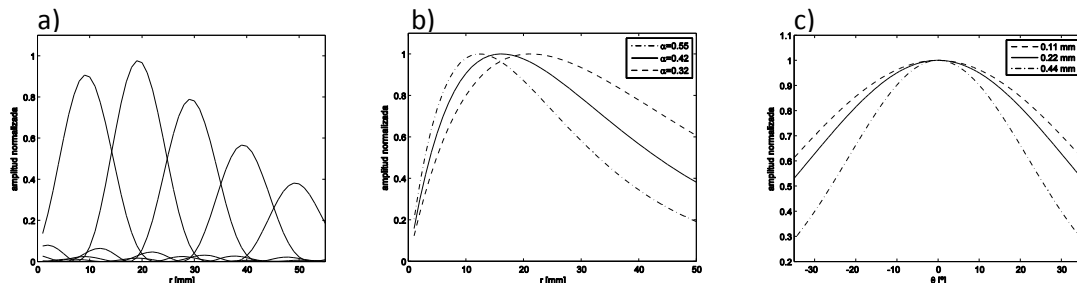


Figura 1 a) Patrón de intensidad para  $z_0=10,20,30,40,50$  mm. b) Fuerza normalizada con respecto a la posición del foco para  $\alpha=0.32,0.42$  y  $0.55$  dB/cm/MHz. c) Sensibilidad angular del array para pitch de  $0.11,0.22$  y  $0.44$  mm.

En la técnica ARFI multifocal se combinan varias SFI adyacentes generadas a diferente profundidad focal para obtener una imagen final con mayor ROE. Para una región homogénea,

la imagen final debe presentar un mapa de color también homogéneo. Para ello, es necesario realizar una serie de correcciones:

1- Corrección de la dependencia axial en cada SFI: La fuerza de radiación es proporcional a la intensidad, eq. 1, que presenta un máximo en el foco y disminuye con la profundidad. El patrón de la intensidad puede determinarse a partir de la eq. 2 [9] y se muestra en la figura 1.a para distintas posiciones del foco.

$$I(z) = \left( \text{sinc} \frac{z - z_0}{2\lambda / (F/\#)^2} \right)^2 \quad (2)$$

donde  $z_0$  es la posición del foco,  $\lambda$  la longitud de onda y  $F/\# = z_0 / D$  el número F definido como el cociente entre la posición del foco y la apertura activa del transductor D. A partir de la eq 2 se determina la longitud del foco [9], lo que proporciona el número de imágenes parciales necesarias para una configuración concreta.

$$L(6dB) = 7.1\lambda (F/\#)^2 \quad (3)$$

2- Corrección del máximo desplazamiento entre SFIs: El máximo valor del desplazamiento depende de la posición del foco. Para mantener constantes las características del haz en todas las SFIs, se mantiene constante el número F. Como consecuencia, el número de elementos activos aumenta linealmente con la posición del foco y, por tanto, también lo hace la intensidad. Por otra parte, la atenuación reduce exponencialmente la intensidad con la profundidad. La combinación de estos dos efectos hace que la fuerza de radiación en el foco varíe según la eq.4, mostrando un máximo local [10]. La figura 1.b muestra esta variación respecto a la posición del foco para atenuaciones de 0.55, 0.42 y 0.32 dB/cm/MHz.

$$F(z_0) = \frac{2\alpha f z_0 I_e e^{2\alpha z_0}}{(F/\#) w_e c} \quad (4)$$

donde  $f$  es la frecuencia del array,  $I_e$  la intensidad de cada elemento y  $w_e$  la distancia entre ellos (pitch).

3-Corrección de la sensibilidad angular: Al emplear un barrido sectorial, la intensidad del haz decrece con la deflexión por difracción de los elementos del array y, por tanto, los desplazamientos medidos son menores a medida aumenta el ángulo de deflexión. Esta dependencia de la intensidad con el ángulo se obtiene de la eq.5 [9]. y se muestra en la fig 1.c para distintos tamaños del elemento.

$$I(\theta) = I(0) \left( \frac{\pi w_e^2}{4\lambda r} \text{jinc} \left( \frac{w_e}{2\lambda} \sin \theta \right) \cos \theta \right)^{2k} \quad (5)$$

donde  $k$  es un factor empírico calculado para ajustar la respuesta teórica a la respuesta lateral del array. Para el empleo en este trabajo se obtuvo  $k=1.11112$ , mediante un ajuste por mínimos cuadrados a un conjunto de valores medidos con un reflector de 0.15 mm de diámetro.

4-Transición entre imágenes adyacentes: La respuesta del tejido también está afectada por la aparición de ondas transversales y por su inercia, por lo que aparecen desviaciones entre SFI adyacentes. Para suavizar estas diferencias se propone la ecualización de los datos dividiendo cada SFI en tres regiones, la zona central que no se corrige y dos bandas laterales de transición que son multiplicadas por una función lineal entre 0 y 1. El esquema de este algoritmo se muestra en la figura 2

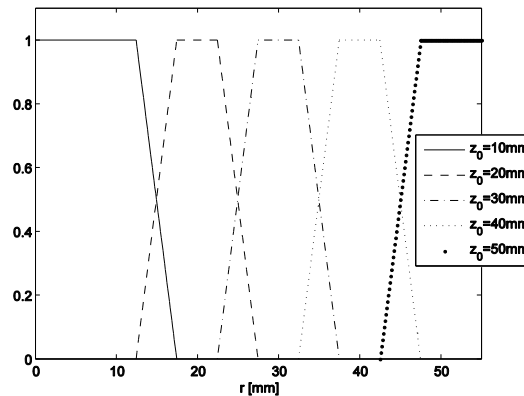


Figura 2 Coeficientes de transición entre imágenes adyacentes.

## MATERIALES

Para realizar los experimentos se empleó un sistema de imagen ultrasónica *SITAU-112* (*DASEL S.I, España*) con 128 canales de pulso-eco en paralelo. El array utilizado (*Prosonic, Corea*) es de 128 elementos, con pitch 0.22 mm y frecuencia central 3.2 MHz. La adquisición y procesamiento de las imágenes se realizó mediante algoritmos propios implementados en Matlab (Mathworks Inc, EEUU).

## Elaboración del Phantom

Los experimentos se realizaron en dos tipos de phantom. El primero (A) homogéneo y de elaboración propia, realizado con gelatina, grafito, alcohol, agua y formalin (25% de formaldehído) siguiendo el procedimiento descrito en [11]. Las proporciones y el módulo elástico resultante se detallan en la tabla 1.

El segundo experimento se realizó con un phantom de mama comercial (*Blue phantom*) que incluye estructuras que emulan quistes con distintas elasticidades.

Gelatina (gr)	Agua (l)	Isopropanol (ml)	Grafito (gr)	Formalin (ml)	E (KPa)	$\alpha$ (dB/cm/MHz)
96	1.2	96.25	117.6	3.6	25	0.42

Tabla 1 Composición, elasticidad y atenuación del phantom A

## Adquisición de los Datos

El algoritmo desarrollado genera automáticamente SFI sectoriales de 70° de apertura angular, con un paso de 0.75° entre líneas y focos entre 10 y 50 mm de profundidad separados 10 mm entre sí. El número de elementos activos en cada SFI se calcula para mantener un número F constante de 1.8, que para un array de 128 elementos, supone un rango máximo alcanzable de 60 mm. La adquisición se realizó por contacto, usando pulsos de 312  $\mu$ s para generar la fuerza de radiación con un tiempo de retardo de 150  $\mu$ s entre la fuerza y la imagen post-compresión. Los datos de radiofrecuencia fueron procesados offline mediante un algoritmo de correlación en una dimensión con un kernel de  $4\lambda$ , una superposición de 0.8 mm y un retardo máximo de 0.05 mm.

## RESULTADOS

### Phantom A

La figura 3 muestra una imagen ARFI multifocal usando la configuración descrita en la tabla I y siguiendo el procedimiento descrito anteriormente. En ella se aprecian las bandas en profundidad correspondientes a los 5 focos utilizados. Sin embargo, al tratarse de un phantom homogéneo, la imagen debería ser uniforme.

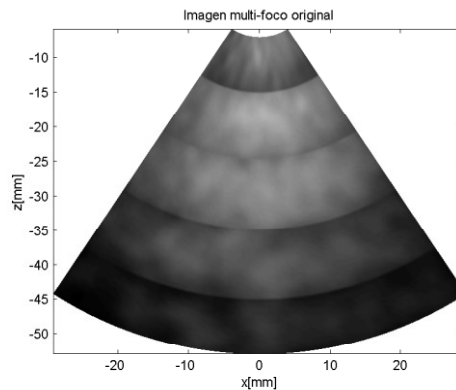


Figura 3 Imagen multifocal del phantom A sin corrección

El primer paso para combinar correctamente las imágenes consiste en corregir las diferencias debidas a la dependencia del máximo desplazamiento en función de la posición del foco, que sigue la eq.4. La fig. 4.a muestra con puntos el desplazamiento máximo de la línea central en cada foco frente a los valores teóricos (línea continua), escalados para ajustarse a los datos experimentales. El resultado de esta ecuilización se muestra en la fig.4.b, donde se aprecia menor diferencia entre los máximos valores de cada banda.

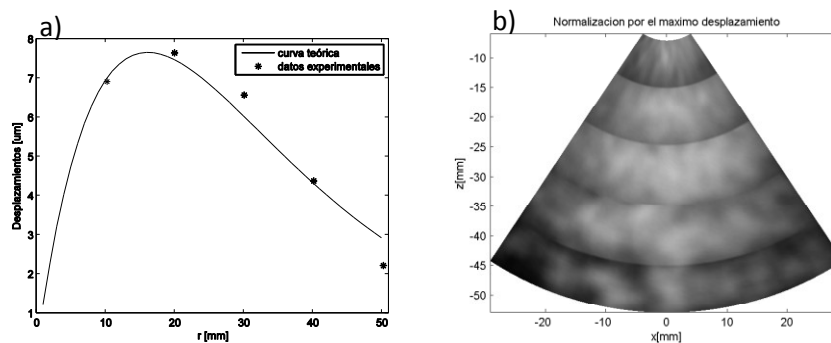


Figura 4 a) Máximo desplazamiento en cada SFI y valor teórico según la eq.4 b) Imagen ARFI tras la corrección por el máximo desplazamiento

Seguidamente se corrige la dependencia angular de los desplazamientos según la eq.5. La fig. 5a muestra con puntos los desplazamientos medidos a una profundidad de 30 mm para todos los ángulos junto con los valores teóricos (línea continua). La fig.5b muestra la imagen corregida con una reducción notable de la variabilidad angular de los desplazamientos en todas las bandas.

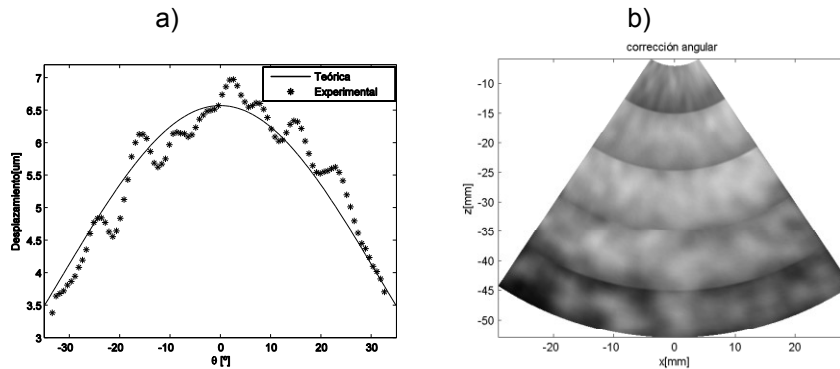


Figura 5 a) Desplazamientos medidos a 30 mm para todos los ángulos y sensibilidad teórica según la eq.5  
b) Imagen ARFI tras la corrección de la sensibilidad angular

El siguiente paso es corregir la dependencia axial de los desplazamientos con la profundidad en cada banda. La fig.6a muestra con puntos los desplazamientos axiales medidos en el centro de la tercera SFI, que va desde 22.5mm a 37.5mm, junto con a los valores teóricos de intensidad según la eq.2 (línea continua). Se puede observar un ensanchamiento de la curva experimental frente a los valores teóricos. Esto es debido a que la medida experimental de la respuesta del tejido se realiza 150 us después de eliminar la fuerza. Durante ese tiempo se produce la recuperación del tejido hacia su posición inicial, lo que produce un ensanchamiento de la curva [12]. Además, la eq.2 predice la intensidad en onda continua produciendo ceros entre el lóbulo principal y los secundarios, que no se darán en la realidad. Por estas razones se considera mejor emplear para el ajuste la envolvente de la curva teórica

$$I(z) = e^{\frac{\log(\sin c(3/2)^2)}{(2S_0 3/2)^2} (z-z_0)^2} \quad (6)$$

donde  $S = z_0 \lambda / (D/2)^2$ .

Esta curva se muestra en línea discontinua en la fig. 6a, donde se verifica un mejor ajuste a los datos experimentales. La fig. 6b muestra la imagen multi-foco una vez realizada esta corrección. Los desplazamientos en cada banda son ahora más uniformes.

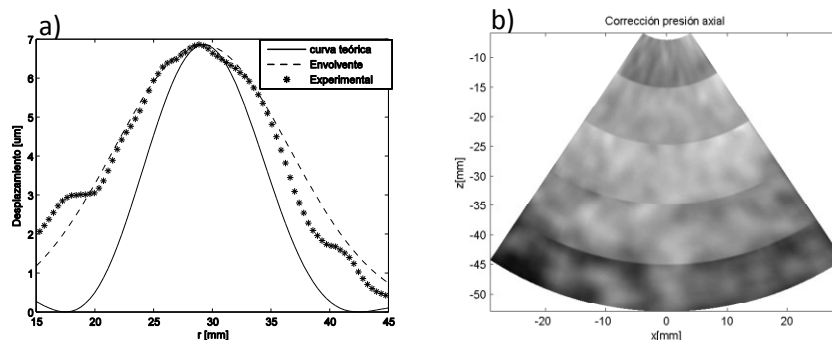


Figura 6 a) Desplazamientos medidos en la tercera SFI y valor teórico según la eq.2 y 6 b) Imagen ARFI tras la corrección de la dependencia axial

El último paso consiste en suavizar las transiciones entre bandas. Para ello se aplican los coeficientes de la fig. 2. La imagen inicial y final se muestra en la fig. 7a y 7b, donde se puede apreciar que tras la corrección, la transición entre bandas es apenas perceptible. Sin embargo, se observa que la última banda está sub-compensada respecto al centro de la imagen. Esto es debido a que los desplazamientos a estas profundidades son del orden del mínimo detectable (2.3 um para nuestro sistema [13]) y por tanto aumenta la desviación entre los valores medidos y los esperados.

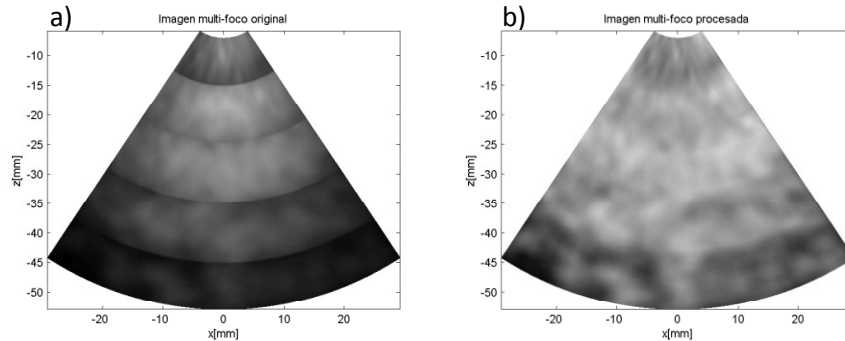


Figura 7 a) Imagen Multi-focal original b) Imagen Multi-focal corregida

### Blue Phantom

En el experimento con el phantom comercial se utilizó la misma configuración que con el phantom A.

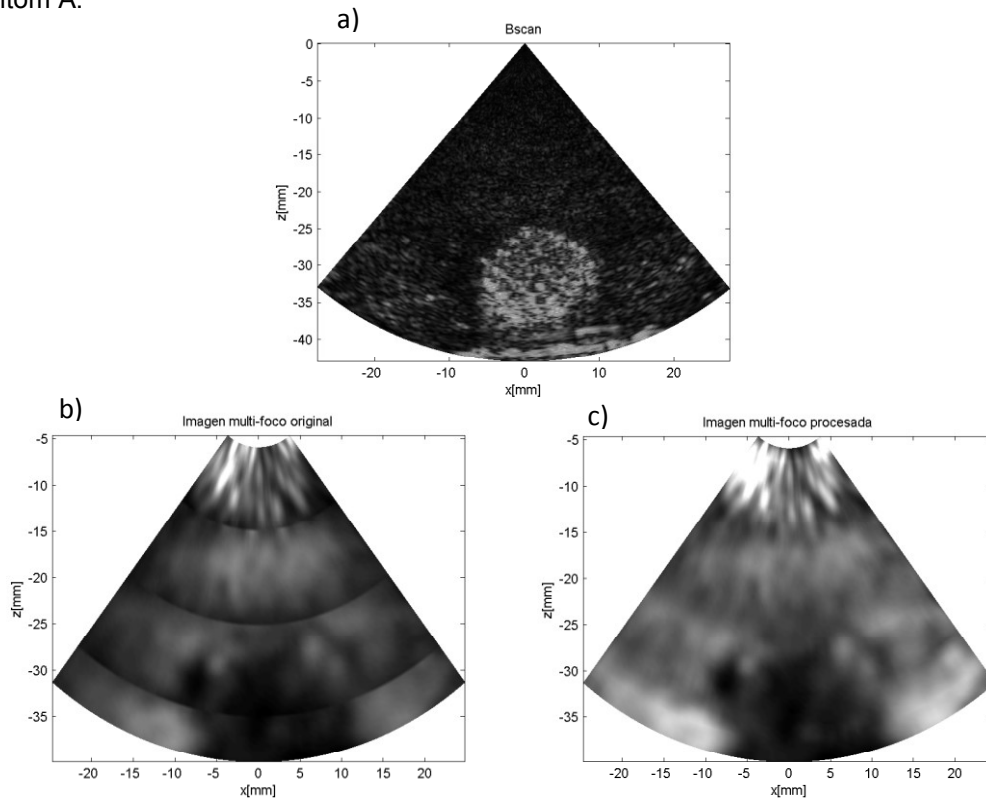


Figura 8 a) B-scan que muestra una masa solida. b) Imagen Multi-focal original c) Imagen Multi-focal corregida

La fig. 8a muestra un B-Scan convencional donde se distingue una masa hiper-ecogénica. La imagen multi-foco original se muestra en la fig. 8b y la imagen multi-foco resultante tras el procesado en la fig. 8c. Tras aplicar el algoritmo de corrección se obtiene una imagen más homogénea que provee mejor información estructural del quiste, en este caso más rígido que el fondo.

## CONCLUSIONES

Las imágenes de elasticidad generadas con ARFI son un gran complemento a la imagen de reflectividad convencional, puesto que permiten identificar tumores malignos por sus propiedades elásticas (mayor dureza que los tejidos sanos). Sin embargo, su escasa profundidad de foco dificulta la obtención de una imagen completa del tejido en un sólo disparo. Para ampliar el rango es necesario combinar la información de varias sub-imágenes enfocadas a distinta profundidad. En este trabajo se presentó un algoritmo para combinar dichas SFI en una única imagen, corrigiendo las variaciones debidas a la posición del foco, la sensibilidad angular y la geometría del haz, incluyendo la ecualización de la imagen final para suavizar la transición entre bandas. Todo el procedimiento se realiza de forma automática, usando datos del sistema de imagen conocidos a priori y una medida global de la atenuación del sonido en el tejido. Los resultados obtenidos confirman el buen funcionamiento del algoritmo de compensación que provee imágenes uniformes en phantoms homogéneos y mejor información estructural en phantoms con distintas elasticidades.

## AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por el Gobierno Español, bajo el proyecto DPI2013-42236-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. K. Nightingale, M. Soo, R. Nightingale, G. Trahey. Acoustic radiation force impulse imaging: In vivo demonstration of clinical feasibility, in: *Ultrasound Med. Biol* 2002;vol. 28(no 2):227–235. [PubMed:11937286]
2. K. Nightingale, M. Palmeri, R. Bouchard, and G. Trahey. Acoustic radiation force impulse imaging: a parametric analysis of factors affecting image quality, in: *Proceedings of the 2003 IEEE Ultrasonics Symposium*, 2003.
3. A. Sharma, M. Soo, G. Trahey, K. Nightingale, and A. Congdon. Acoustic radiation force impulse (ARFI) imaging of in vivo breast masses, in: *IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Joint Symp.*, 2004, vol. 1, pp. 728–731.
4. 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, in: *SPIE Proc. Medical Imaging*, 2005, vol. 5750, pp. 205–215.
5. M. Palmeri, J. Dahl, D. MacLeod, S. Grant, and K. Nightingale. On the feasibility of imaging peripheral nerves using acoustic radiation force impulse imaging, in: *Ultrason. Imaging*, vol. 31, no. 3, pp. 172–182, Jul. 2009.
6. W. Nyborg. Acoustic streaming, in: *Physical Acoustics*, vol. IIB, W. Mason, Ed. New York, NY: Academic, 1965, ch. 11, pp. 265–311.
7. G. Torr. The acoustic radiation force, in: *Am J Phys*, vol. 52, pp. 402–408. 1984
8. J. Doherty, G. Trahey, K. Nightingale and M. Palmeri. Acoustic Radiation Force Elasticity Imaging in Diagnostic Ultrasound, in: *IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 60, no. 4, pp. 685-701, Apr 2013.
9. G. Kino. *Acoustic waves: devices, imaging and analog signal processing*, by Prentice-Hall, Inc. A division of Simon & Schuster. Englewood Cliffs, New Jersey. 1987
10. M. Palmeri, K. Frinkley, K. Oldenburg, and K. Nightingale. Characterizing Acoustic Attenuation of Homogeneous Media Using Focused Impulsive Acoustic Radiation Force, in: *Ultrason Imaging*, vol. 28, no. 2, pp.114-28. Apr 2006





**46º CONGRESO ESPAÑOL DE ACÚSTICA  
ENCUENTRO IBÉRICO DE ACÚSTICA  
EUROPEAN SYMPOSIUM ON VIRTUAL ACOUSTICS  
AND AMBISONICS**

11. Hall TJ, Bilgen M, Insana MF, Krouskop TA. Phantom materials for elastography. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr 1997;vol. 44(no 6):1355–1365.
12. M. Palmeri, A. Sharma, R. Bouchard, R. Nightingale and K. Nightingale. A Finite- Element Method Model of Soft Tissue Response to Impulsive Acoustic Radiation Force, in: IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 52, no. 10, pp. 1699-1712, Oct 2005.
13. W. Walker, and G. Trahey. A fundamental limit on delay estimation using partially correlated speckle signals, in: IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 42, no. 2, pp. 301-308, Mar 1995.