

FOCALIZACIÓN DE APERTURA SINTÉTICA EN SISTEMAS MONOTRANSDUCTOR PARA AUMENTAR LA PROFUNDIDAD DE FOCO EN IMAGENES ULTRASÓNICAS DE ALTA FRECUENCIA

Óscar Martínez-Graullera^{1*}

Luis Elvira Segura¹

Carmén Durán Gómez¹

Montserrat Parrilla Romero¹

Alberto Ibáñez Rodríguez¹

Carla de León Morán¹

Ruslan Shaporin¹

¹Instituto de Tecnología Físicas y de la Información (CSIC)
C/Serrano 144, Madrid 2006, España

RESUMEN

El presente trabajo describe un procedimiento de imagen sintética adaptado a sistemas monotransductores focalizados de alta frecuencia. El objetivo de este sistema es aumentar el rango de la profundidad de foco para así aumentar el espacio de imagen de alta frecuencia que es capaz de abarcar el sistema.

ABSTRACT

The current study delineates a procedure for synthetic imaging tailored to high-frequency focused monotransducer systems. The primary objective of this system is to increase the depth of focal range, thereby expanding the expanse of high-frequency imaging space encompassed by the system.

Palabras Clave— Imagen ultrasónica, apertura sintética, virtual source, high frequency ultrasound.

1. INTRODUCCIÓN

La imagen ultrasónica a frecuencias superiores a los 20MHz tiene una gran utilidad como herramienta diagnóstica y de investigación, ya que hace posible resolver e identificar partículas y estructuras de reducido tamaño. No obstante, la obtención de estas imágenes plantea múltiples dificultades. A frecuencias altas, el ultrasonido sufre una gran atenuación que impone límites a la profundidad de penetración en los tejidos. Aunque se puede emplear sistemas focalizados para mejorar la penetración, la dificultad de disponer de transductores en array en estas gamas de frecuencia hace que la principal solución se base en sistemas monotransductores. La serie de equipos.

Los transductores focalizados, diseñados con una gran superficie radiante, generan un frente de ondas de alta energía y alta resolución lateral que no obstante esta limitada a una profundidad de foco reducida. No obstante, estos sistemas, apoyados con un sistema de movimiento, se emplean para obtener una imagen de muy alta calidad aunque limitada al rango de profundidades del foco. Varias son las empresas que han destacado por el desarrollo de este tipo de equipos: Quantel Medical, ArcScan Inc. SonoMed Escalon, Ellex Medical Lasers Ltd, Tomey Corp, S-sharp, etc. algunas de las cuales incluyen técnicas para mejorar su profundidad de foco.

El presente trabajo se enmarca en el desarrollo de una plataforma tecnológica de imagen ecográfica de alta frecuencia orientada al desarrollo de técnicas de caracterización de tejidos en investigación preclínica. Este sistema opera en un amplio rango de frecuencias (entre 20MHz y 60MHz) empleando un transductor focalizado con una profundidad de foco de apenas 200micras.

Nuestro objetivo es desarrollar un modo de apertura sintética que incremente el rango de la profundidad de foco, aumentando el tamaño de la imagen enfocada al tiempo que se mantiene las propiedades de la textura del tejido. En este artículo analizamos aspectos prácticos basados en el trabajo experimental con probetas similares de tejidos biológicos.

2. LA APERTURA VIRTUAL

El mecanismo es relativamente sencillo. Supone que en el foco existe un elemento “virtual” que genera un haz con el ángulo de apertura correspondiente al elemento original. Entonces, sobre un conjunto de adquisiciones consecutivas que superponen su espacio de radiación más allá del foco, se

*Autor de contacto: primer.oscar.martinez@csic.es

pueden implementar un procesado de apertura sintética sin deflexión que permite focalizar sobre esa zona común. Para ello se usa la parte de la señal recibida más allá de la zona focal. Esta técnica se propuso inicialmente para aplicaciones de ecografía dermatológica [1].

El concepto evolucionó en los sistemas de arrays cuando se propuso emplear la lente del array para simular la existencia de una fuente colocada en una posición predeterminada. En un sistema de arrays podemos colocar a esta fuente virtual en un punto tras el array (lente divergente) o en el propio foco de la lente (lente convergente). El interés está en que permite virtualizar cualquier tipo de apertura e incrementar el nivel de energía radiada [2].

No obstante, en la práctica su aplicación no está exenta de dificultades. El transductor virtual no actúa como el elemento puntual que supone la teoría. Es necesario limitar el tamaño de la apertura y se deben aplicar una serie de ajustes que tienen que ver tanto con el transductor como con las características del tejido sobre el que se trabaja, que deben ayudar a mantener equilibrada la imagen. Además se deben de considerar las consecuencias de la apodización para reducir los lóbulos secundarios y la posibilidad de aumentar la apertura de forma dinámica. Estos aspectos son los que centran este trabajo.

3. CARACTERIZACIÓN DEL TRANSDUCTOR

Para nuestra aplicación es un transductor de S-SHARP de banda muy ancha capaz de operar en el rango de 15 a 60MHz, con un diámetro de 6 mm y una lente de focalización para 9.4mm. Con una resolución axial de 2micras y una resolución lateral de 20 micras

En la figura 1 presentamos el ancho de banda del transductor. En la figura 2 el campo medido en pulso eco usando como reflector el corazón de una fibra de vidrio de 10micras.

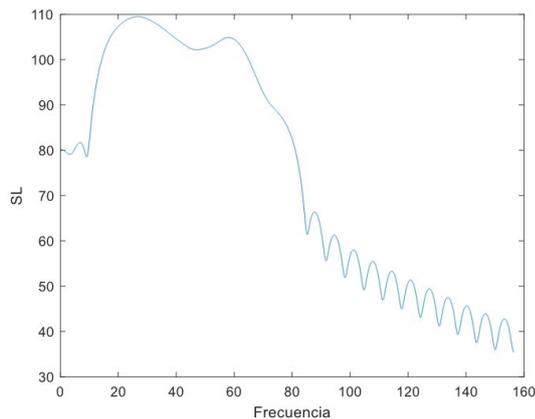


Figura 1. Ancho de banda del transductor. Medida experimental

Lo más particular de este transductor es su gran ancho de banda. En los medios que se están considerando la atenuación es mayor en las altas frecuencias lo que modifica el pulso y desplaza el contenido de la energía de la señal hacia bajas frecuencias

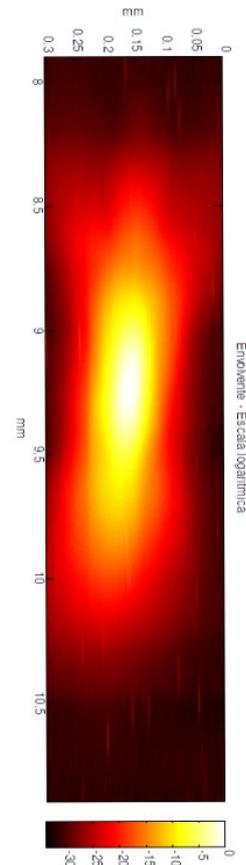


Figura 2. Campo en pulso-eco obtenido experimentalmente

3.1 El montaje experimental

El montaje experimental se enfoca en la caracterización de tejidos. Para ello hemos diseñado una probeta escalonada a modo de símil de tejido con materiales basados en PVA (10%) en donde se ha distribuido de forma uniforme un conjunto de reflectores de partículas de alúmina con una concentración al 3%.

El experimento consiste en obtener la imagen transversal del escalón más grande, una sección de 10x4mm. Para obtener una imagen completa de la pieza se hicieron una serie de barridos (hasta un total de 47) a diferentes profundidades (con pasos de 0.17 mm). En cada barrido se obtuvieron 1900 señales con 625 puntos muestreados a una frecuencia de 313MHz. En la figura 3 el montaje instrumental en el laboratorio.

El material atenúa las altas frecuencias, lo que cambia las características del pulso y su ancho de banda. La figura 4

muestra como cambia esta respuesta comparando la captura 11 y la captura 41.

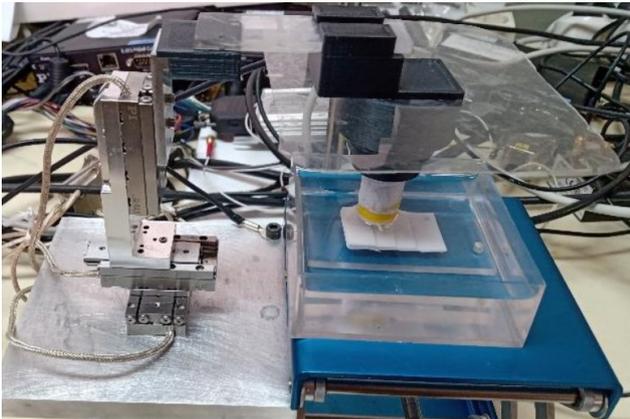


Figura 3. Montaje experimental

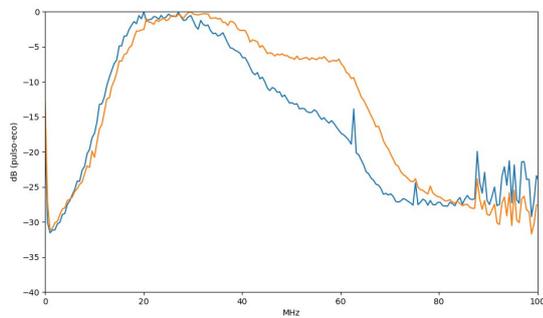


Figura 4. Ancho de banda de la captura 11 (línea naranja) y de la captura 41 (línea azul).

La figura 5 muestra la imagen que se obtiene en la captura 11, y la figura 6 la imagen completa obtenida de ensamblar las partes focalizadas de todas las adquisiciones.

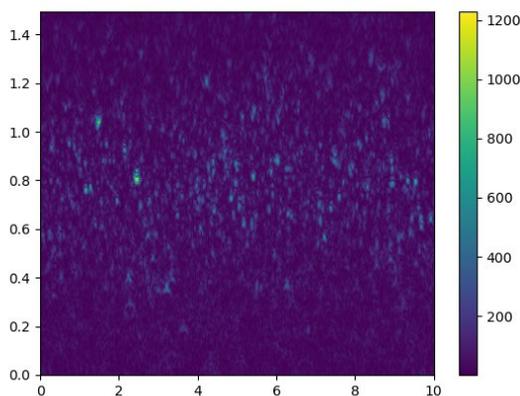


Figura 5. Imagen obtenida en la captura 11

4. DISEÑO DE LA FOCALIZACIÓN

La solución clásica de la focalización es sencilla, sobre el foco se coloca nuestro emisor/receptor virtual y desde este punto el conjunto de datos se divide en dos. De esta forma se generan dos procesos de focalización, uno sobre la zona prefoco y otro en la zona postfoco. No obstante, esta división produce una discontinuidad en el foco [3] que es necesario corregir.

Para solventar este inconveniente. En este trabajo diseñamos una estrategia con tres regiones de focalización distintas. Usando un modelo de la caída del campo en pulso-eco para transductores focalizados [4], al que hemos introducido un factor de atenuación dependiente de la frecuencia y la distancia, establecemos un punto de corte en -2 dB quedando dos datos divididos en tres zonas: pre-foco (con 262 muestras), foco (con 129 muestras) y post-foco (con 234 muestras). Para evitar la discontinuidad causada por el foco colocamos los focos de las zonas *pre* y *post*, en la zona focalizada desplazándolos hasta el corte de -1.5dB señalado sobre la curva anterior.

Mientras la zona focalizada mantiene los resultados de la adquisición en las otras dos zonas, la operación de focalización *pre* y *post* es tipo Delay-and-Sum con un tipo de apertura dinámica que crece con un ángulo que es el 60% del ángulo de apertura del haz (17.5°). Sobre la apertura se aplica una apodización promediada con el objetivo de reducir los lóbulos secundarios. Como paso final se compensa la caída del campo según el mismo modelo ya referido para definir las zonas de focalización.

5. RESULTADOS

Los resultados para la captura 11 se pueden ver en la figura 6

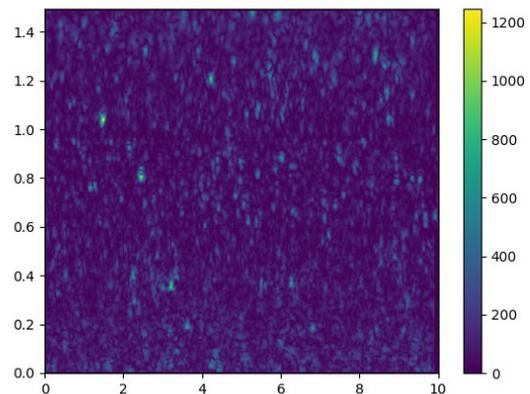


Figura 6. Imagen enfocada según los principios de la apertura virtual.

Frente a la figura 5, la figura 6 presenta una profundidad de campo mucho mayor tanto en la zona previa al foco como en la zona post-foco. Podemos decir que se ha extendido el foco a todo el rango de la imagen.

Este resultado podemos compararlo con la figura 7, donde se presenta la imagen de la misma región generada a partir del ensamblado de las regiones focalizadas de 16 imágenes consecutivas (40 muestras por imagen). Se observan similitudes pero también diferencias. En nuestra opinión, dada la aleatoriedad de la distribución de los resultados y la similitud de los resultados de la captura 11 con las capturas adyacentes 10 y 12, estas pueden estar debidas a holguras en el sistemas de barrido que ha podido causar un ligero balanceo del cabezal durante la experimentación.

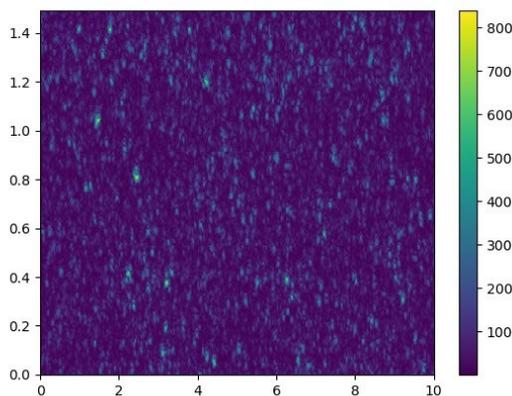


Figura 7. Imagen ensamblada con las regiones focalizadas de 16 imágenes que se corresponde con el espacio barrido por la captura 11.

Conforme a estos resultados podemos obtener un imagen transversal de la pieza ensamblando las capturas 1, 14, 27 y 40. El resultado se presenta en la figura 8.

6. CONCLUSIONES

Los resultados muestran que es posible aumentar la profundidad de foco de un transductor focalizado mediante técnicas de aperturas sintética. La solución propuesta a partir de la división en tres regiones con una apertura dinámica ha resuelto el problema de la singularidad en el foco. El modelo del perfil axial de campo ha sido útil equilibrar la amplitud de la imagen. Las imágenes muestran que en la zona prefoco este procedimiento tiene un mejor resultado.

Los trabajos futuros se centran en reducir el coste computacional de cara a su integración en la instrumentación, así como en la integración de mecanismos de compensación para la dispersión que mejoren el resultado de la focalización. Figura 8. Imagen completa de la pieza ensamblada con las imágenes refocalizadas,

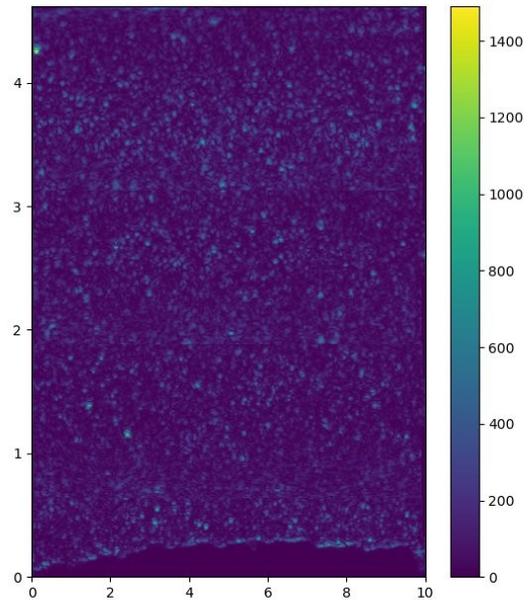


Figure 8. Imagen completa de la pieza ensamblada con las imágenes refocalizadas.

7. AGRADECIMIENTOS

Los resultados de esta publicación son parte de los proyectos de I+D+i:

PID2019-111392RB-100/ MCIN/AEI/10.13039/501100011033/
PID2022-138013OB-100/ MCIN/AEI/10.13039/501100011033/
FEDER, UE

8. REFERENCIAS

- [1] C. Passman and H. Ermert, "A 100 MHz ultrasound imaging system for dermatologic and ophthalmologic diagnostics", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, vol. 43, pp. 545-552, July 1996.
- [2] C. H. Frazier and W. D. O'Brien, "Synthetic aperture techniques with a virtual source element," in *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 45, no. 1, pp. 196-207, Jan. 1998, doi: 10.1109/58.646925.
- [3] Bottenus N. Comparison of virtual source synthetic aperture beamforming with an element-based model. *J Acoust Soc Am.* 2018 May;143(5):2801. doi: 10.1121/1.5036733. PMID: 29857713; PMCID: PMC5943081.
- [4] Lerch, T.P., Schmerr, L.W. & Sedov, A. Characterization of spherically focused transducers using an ultrasonic measurement model approach. *Res Nondestr Eval*, 1–21 (1996). <https://doi.org/10.1007/BF02434041>