

TOTAL FOCUSING METHOD PARA APERTURAS 2D BASADO EN ARRAYS DISPERSOS SOBRE PWI

Óscar Martínez Graullera¹, Luis Elvira Segura¹, Montserrat Parrilla Romero¹, Alberto Ibáñez Rodríguez¹

¹ITEFI (CSIC), C/Serrano 144, Madrid 28006, Spain

oscar.martinez@csic.es, luis.elvira@csic.es, m.parrilla@csic.es, alberto.ibanez@csic.es

Resumen

Inicialmente, la conformación del haz ultrasónico a partir de la proyección del Full Matrix Capture sobre el coarray fue propuesta como una solución para conseguir una reducción significativa del coste computacional de la generación de imagen sintética de alta calidad. Basándonos en este modelo, explotando estadísticamente la diversidad espacial a partir del coarray disperso, en trabajos previos diseñamos un procedimiento de análisis que mejora del rango dinámico.

El presente trabajo parte de este antecedente para estudiar como explotar la diversidad del arrays 2D para mejorar el rango dinámico y la velocidad de adquisición. Para ello, junto con el concepto de array disperso en recepción se explota la emisión en plane wave, desarrollando a partir de ambos un modelo estadístico de la reflectividad del punto que constituya la base de nuestra propuesta de conformador. Las conclusiones obtenidas se basan tanto en resultados teóricos obtenidos a partir de modelos sintéticos, como de datos obtenidos experimentalmente.

Palabras clave: imagen ultrasonica, arrays 2D, plane wave imaging, aperturas dispersas, conformador de haz.

Abstract

Initially, the formation of the ultrasonic beam from the projection of the Full Matrix Capture onto the coarray was proposed as a solution to achieve a significant reduction in the computational cost of high-quality synthetic image generation. Based on this model, by statistically exploiting the spatial diversity from the sparse coarray, we designed an analysis procedure in previous works that improves the dynamic range.

The present work builds on this background to study how to exploit the diversity of 2D arrays to improve the dynamic range and acquisition speed. To this end, along with the concept of a sparse array in reception, plane wave emission is utilized. Developing from both, a statistical model of point reflectivity that forms the basis of our beamforming proposal is created. The conclusions drawn are based on both theoretical results obtained from synthetic models and data obtained experimentally

Keywords: ultrasonic imaging, arrays 2D, plane wave imaging, sparse aperturas, beamforming.

PACS n°. 43.35.Zc, 43.35.Yd

1 Introducción

La paulatina mejora de los métodos y procedimientos de fabricación de transductores, apoyados en algunos casos por la introducción de técnicas de microelectrónica, ha permitido que se comiencen a comercializar aperturas densamente pobladas [1,2,3]. En cierta forma, esto ha iniciado una nueva etapa en la imagen ultrasónica con nuevas estrategias de imagen, pero también nos ha enfrentado a nuevos problemas. En la actualidad, el principal problema está en la gestión de estos miles, y en ocasiones decenas de miles, de elementos transductores que precisan para su uso de amplificadores, conversores, filtros, pulsers, etc., y que generan un gran volumen de datos que debe de procesarse en tiempo real. Nos encontramos pues en la contradicción de poder fabricar grandes aperturas, pero de no disponer de equipamiento adecuado para manejarlas.

A nivel de laboratorio una solución, a costa de un elevado coste en equipamiento, está en la sincronización de equipos cada uno de los cuales controla parte de la apertura en bloques (los equipos de Verasonic y Dassel controlan 1024 elementos acoplando hasta cuatro equipos con 256 canales cada uno). Otra solución, desarrollada por Philips, es incluir una etapa de prefocalización analógica en la cadena de procesamiento segmentada de forma que paulatinamente vayan reduciendo el número de cables hasta alcanzar un número asimilable al estándar de los equipos de imagen comerciales [4]. Por otro lado, existe un interés creciente en la apertura sintética donde, a pesar de su baja relación señal a ruido, podemos establecer un interesante equilibrio entre el grado de paralelismo del hardware, el tiempo de adquisición y las prestaciones del procesamiento [5].

En el caso de los arrays bidimensionales, dado el pequeño tamaño de sus elementos, la aplicación de apertura sintética se ve muy condicionado por la relación señal a ruido. Por otro lado, la imagen convencional, con la adquisición de miles de haces con focalización/barrido espacial en emisión/recepción, no es funcional en un número significativo de aplicaciones médicas [6]. Ante este panorama han proliferado un gran número de trabajos que explota una modalidad de imagen que, limitando el espacio de la imagen a la proyección del array, reconstruyen la imagen 3D a partir de la respuesta de eco de un conjunto reducido de ondas planas emitidas con distinta orientación obteniendo así una máxima insonificación del espacio [6].

El presente trabajo explota el concepto de onda plana. El empleo de aperturas dispersas para la generación y recepción de estas ondas es un objeto de estudio interesante para los objetivos del trabajo. Sin embargo, en este documento nos centramos en cómo manejar la recepción para aumentar la diversidad en el proceso de conformación y mejorar el contraste. En última instancia lo que se propone es sustituir la diversidad en emisión por la diversidad en recepción [7], ejecutando desde un sólo disparo, o un número reducido de disparos, una estimación estadística de la reflectividad.

2 Total Focusing Method

2.1 En apertura sintética

La modalidad de imagen Total Focusing Method consiste en componer cada punto de la misma compensando todos los tiempos de propagación de la onda ultrasónica, tanto de emisión como de recepción. Esta técnica, operando con las señales disociadas de cada par de emisión/recepción de la apertura, proporciona la máxima calidad a nivel de resolución lateral.

En imagen sintética podemos definir el conjunto de señales que componen un punto de la imagen

$$\text{FMC}(\vec{x}): \left\{ s_{ij}(\tau), \tau = \left| \frac{\vec{x}-\vec{x}_i}{c} \right| + \left| \frac{\vec{x}-\vec{x}_j}{c} \right|, \forall i, j = [1, N] \right\} \quad (1)$$

Asumiendo que cualquier señal $s_{ij}(t)$ perteneciente a una adquisición FMC (emisor i -receptor j) está compuesta por ruido, tanto eléctrico como acústico, $n_{ij}(t)$ y el valor de la reflectividad $m_{ij}(x)$ asociado al punto.

$$s_{ij}(\tau) = m_{ij}(\vec{x}) + n_{ij}(\tau) \cong m(\vec{x}) + n_{ij}(\tau) \quad (2)$$

Si consideramos que todas las señales miden un mismo valor de reflectividad $m(x)$, la estima de la reflectividad se obtiene a partir de:

$$\hat{m}(\vec{x}) = \left| m(\vec{x}) + \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N n_{ij}(\tau)}{N^2} \right| = |m(\vec{x}) + n(\vec{x})| \quad (3)$$

Tomaremos este valor como máximo exponente de la calidad a nivel de resolución que podemos alcanzar. No obstante, este modo de imagen tiene un problema de contraste que es necesario analizar. Dejando de lado los problemas de penetración, el contraste queda determinado por el número de señales que se involucran, dando su máximo valor cuando se dispone de todo el conjunto FMC (Full Matrix Capture), y un menor contraste cuando es un subconjunto de estas escogidas de forma que completan las frecuencias espaciales del coarray. Por otro lado, el problema del contraste asociado a la penetración viene de la poca energía radiada por los elementos individuales, que el caso de las aperturas bidimensionales es muy bajo.

En los últimos años la imagen de alta frecuencia está adquiriendo un gran interés como herramienta diagnóstica tanto para la identificación de estructuras como para la caracterización de tejidos. Sin embargo, es un hecho conocido que los tejidos biológicos muestran una gran atenuación al paso de los ultrasonidos, especialmente en alta frecuencia. La técnica de imagen de onda plana responde a la necesidad de generar frentes de onda con alta capacidad de penetración sobre los que podamos generar procesos de conformado dinámicos a modo del TFM.

2.2 En imagen de onda plana

La emisión de todos los elementos de la apertura al unisono genera una onda plana que se propaga por el material con el máximo de energía que la apertura es capaz de componer. En este caso, la recepción puede ser focalizada sobre cada punto de la imagen al modo convencional, y la emisión debe ser compensada por la distancia de cada punto al frente plano generado en emisión.

$$\text{FMPW}(\vec{x}): \left\{ s_i(\tau), \tau = \left| \frac{\vec{x}-\vec{x}_i}{c} \right| + \frac{|xA+yB+zC+D|}{c\sqrt{A^2+B^2+C^2}} \forall i = 1 \dots N \right\} \quad (4)$$

Definimos entonces como el Full Matrix Plane Wave del punto x (FMPW) al conjunto de muestras que componen la estima de la reflectividad en el respectivo punto teniendo como emisión una plane wave. Donde el plano que define la emisión viene dado por $Ax+By+Cz+D=0$

Aunque este procedimiento mejora nuestra capacidad de penetración y podemos componer la imagen con un sólo disparo, lo cierto es que la calidad de la imagen generada está limitada a la consistencia del

frente, que está limitado a la proyección de la apertura y que, además, presenta un alto nivel de lóbulos secundarios. Con objeto de mejorar el contraste se ha propuesto generar varias emisiones, varios frentes planos con distintas inclinaciones que cambien la naturaleza de los lóbulos secundarios mientras los reflectores se mantienen en sus posiciones. Las imágenes generadas por cada frente se suman de forma coherente componiendo una nueva imagen de mejor calidad. Este proceso compromete la velocidad de adquisición, pero, dentro de la proyección de la apertura, la diversidad en la distribución de los lóbulos mejora la calidad de la imagen [6]. En la práctica, estos nuevos frentes están muy limitados en el ángulo que pueden deflectar puesto que interesa que la máxima energía se concentre en la proyección de la apertura. Hemos observado que, a partir de un determinado número, aunque se genera una mejora residual del contraste al colaborar a eliminar el ruido, la mejora es poco significativa en términos de resolución.

2.3 En imagen de onda plana con recepción sobre aperturas dispersas

Una alternativa para aumentar la diversidad, sin incrementar el número de disparos, es introducir mecanismos para que esta sea generada en recepción. Así, tomando como base el concepto de apertura dispersa, sobre una misma adquisición podemos generar centenares o miles de imágenes con diferentes patrones de distribución de lóbulos secundarios. Sobre estos datos, asumiendo que la situación que se genera en el material con la propagación de múltiples ecos es análoga a un problema multipath de radiocomunicaciones, realizamos un estudio estadístico que ajuste estos datos a una Distribución de Rice [7]. Así, para cada punto se calcula una Distribución de Rice ad-hoc que modela todas las posibles soluciones:

$$f(y|\vartheta, \sigma) = \frac{y}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{y^2 + \vartheta^2}{2\sigma^2}\right) I_0\left(\frac{y\vartheta}{\sigma^2}\right) \quad (4)$$

donde los valores de σ y ϑ se estiman a partir de la media y la varianza obtenida a partir de los datos.

En este caso, dado que contamos con todo el conjunto de recepción, por simplicidad en el desarrollo asumimos que, para un análisis estadístico, usando una máscara de apodización con valores aleatorios obtenemos un resultado semejante a emplear aperturas dispersas al tiempo que damos mayor continuidad al histograma resultante. Otro motivo para no usar dispersión real es que los arrays de que se dispone en la experimentación son pequeñas aperturas con pocos elementos, por lo que se podría introducir un sesgo en los resultados si eliminamos elementos de forma indiscriminada.

Así, en vez de apagar o encender los elementos lo que hemos hecho es generar una máscara aleatoria de ganancias uniformemente distribuida entre $]0,1]$. Para que esto funcione es necesario tener el nivel de energía promediado en todos los sucesos y generar un conjunto grande. Así un suceso viene determinado por:

$$\hat{m} = \frac{1}{\sum_{i=1}^N e_i} \sum_{i=1}^N e_i (m(\vec{x}) + n_i(\tau)) = m(\vec{x}) + \frac{\sum_{i=1}^N e_i n_i(\tau)}{\sum_{i=1}^N e_i} \quad (5)$$

Lo que básicamente nos dice este proceso es que las soluciones pueden ser estadísticamente acotadas y que podemos diseñar funciones específicas de minimización de ruido para cada punto adecuándonos a las necesidades de calidad de la imagen. En los trabajos previos optamos por obtener el cuartil que proporciona una baja probabilidad de suceso [7]. No obstante, este proceso tiene un coste computacional considerable. Una forma de reducir este coste, además de diseñar los algoritmos de cálculo para explotar

la arquitectura multicore, es tomar un número significativo de estimas y simplificar el proceso tomando el mínimo valor obtenido. En este caso el proceso sería análogo a la búsqueda heurística de una función de apodización para minimizar de forma particular la reflectividad en cada punto de la imagen.

Aplicar esto sobre un modelo PWI de un sólo frente de ondas es sencillo, pero cuando empleamos varias ondas planas es necesario definir una estrategia de fusión de las imágenes. Hemos tomado dos posibles soluciones. Por un lado, la selección del mínimo absoluto entre imágenes. Por otro lado, la suma coherente entre imágenes hecha de tal forma que, dada una imagen, la estima parcial seleccionada en la siguiente imagen debe minimizar la imagen obtenida.

3 Experimentación

Para evaluar la propuesta hemos tomado datos experimentales de dos arrays, uno bidimensional de 11x11 elementos (fc 3MHz, capa de adaptación para metales) preparado para aplicaciones de NDT, y otro lineal de 64 diseñado para aplicaciones médicas (fc 2.6MHz, capa de adaptación para agua).

Los datos, capturados siguiendo un procedimiento SAFT, se preprocesan para componer, de forma sintética la PWI correspondiente a las necesidades del experimento. Excluimos, por tanto, el problema de la capacidad de penetración del análisis de los resultados y nos centramos en analizar cuál es el papel de la diversidad en recepción y en qué forma nos ayuda a reducir el número de adquisiciones.

3.1 Imagen con array 2D de un reflector plano

Tomando una apertura 2D de 11x11, nuestro caso de estudio es una pieza de metacrilato a la que se ha hecho un taladro. Desde un plano XZ se determina un punto de interés en Z y se saca un nuevo plano XY para obtener una imagen del objeto de interés. Dado el tamaño de este array, la PWI en este plano esta circunscrita en un área de 11x11mm.

En la figura 1 se muestran los resultados obtenidos para ese plano del espacio. Se han probado distintos modos de operación tomando como referencia de excelencia el resultado de 1A TFM-SAFT. El resto de resultados son configuraciones PWI. Las figuras 1B y 1C han sido obtenidas con un solo disparo plano. En el caso de la 1B hemos usado una conformación DAS dinámica en recepción. En el caso de la 1C un conformador estadístico de selección a mínimos. Las imágenes 1D, 1E y 1F se han hecho con 21 frentes planos: 5 ángulos en elevación en el intervalo $[0^\circ, 2^\circ]$, 4 en azimut $[0^\circ, 260^\circ]$ más el plano $(0^\circ, 0^\circ)$. Las imágenes 1D y 1F se han hecho promediando las imágenes. La 1E se ha hecho a mínimos entre todas las imágenes. En todas las imágenes se han marcado cortes a -6, -12 y -24 dB. Para componer las 21 subimágenes de 1E y 1F se han empleado 100 estimas por punto de la imagen. Para componer 1C se han empleado 1000 estimas por punto.

Si observamos los cortes de la figura 2 podemos decir que la mejora que introduce nuestra conformación en el contraste, respecto a sus respectivas PWI de referencia, va de 5dB (figuras 2C y 2F) a 10dB, como es el caso de la 2E. Donde hemos aplicado múltiples PWI combinadas a mínimos.

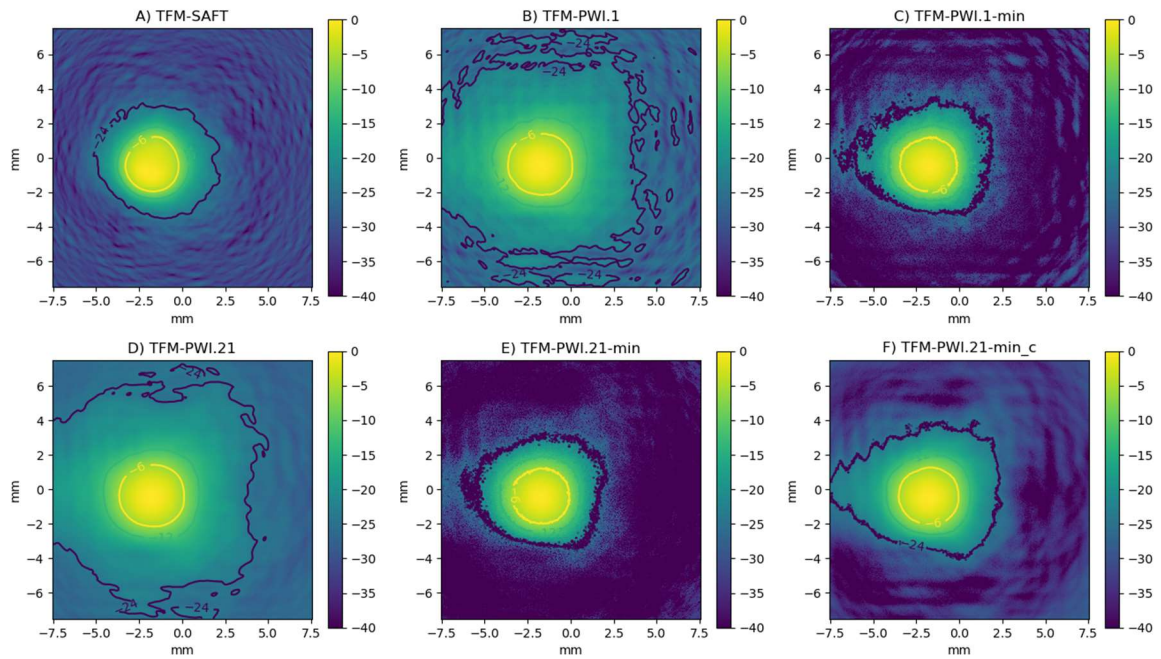


Figura 1 - Imágenes de un taladro en una pieza de metacrilato compuestas con distintas técnicas de imagen.

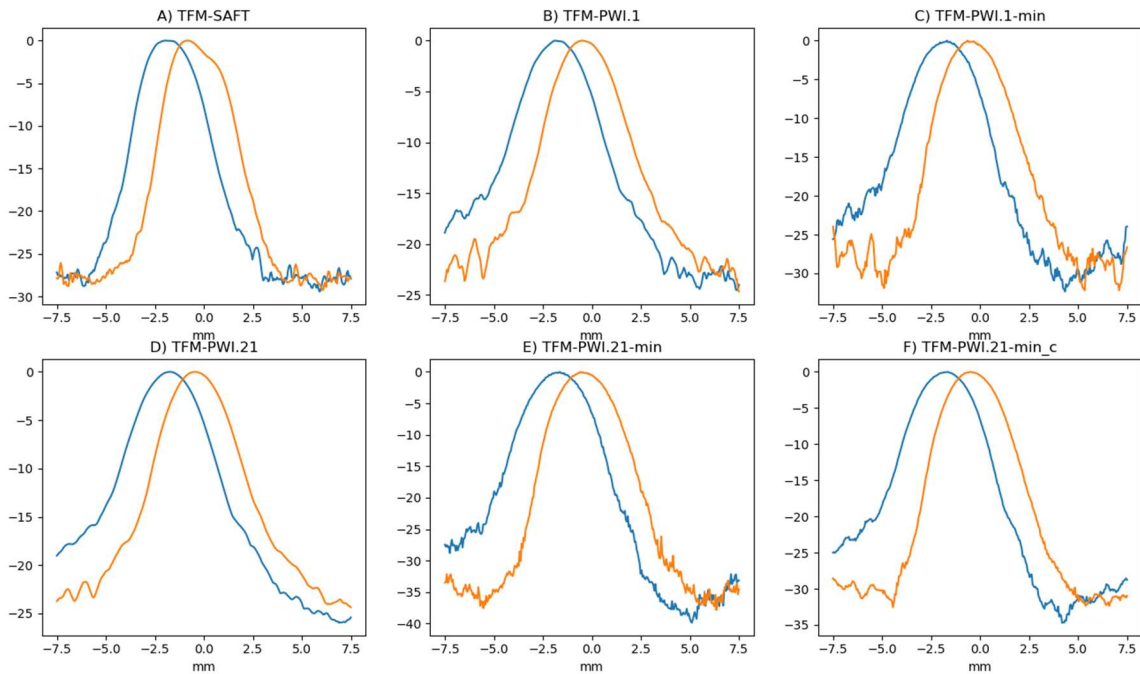


Figura 2 - Imágenes de un taladro en una pieza de metacrilato compuestas con distintas técnicas de imagen. Cortes laterales de máximos para el eje X (azul) e Y (naranja).

En general las soluciones basadas en mínimos (1C, 1E y 1F) tienen un mayor contraste que todas las demás imágenes, incluida la SAFT. De estas tres, la 1F es la que tiene menor contraste, pero también la que presenta un perfil más suave, debido al filtro paso bajo del promediado ente las subimágenes. Las dos imágenes PWI.1 reflejan en su patrón de lóbulos la proyección de onda plana. En el corte a -24dB las imágenes 1A, 1C y 1E son muy similares. Esto demuestra que nuestro conformador estadístico es capaz de proporcionar la diversidad suficiente para mejorar el contraste de las imágenes. La imagen 1D, PWI con 21 disparos, no alcanza los resultados de la 1A y tiene un resultado no muy diferente de la 1B. En la figura 2, donde se presentan los cortes de máximos laterales en los ejes X e Y, podemos observar las diferencias entre las PWI en la caía de las campanas y en el fondo de ruido. Por otro lado ninguna de las imágenes PWI mejora la calidad del SAFT en resolución lateral.

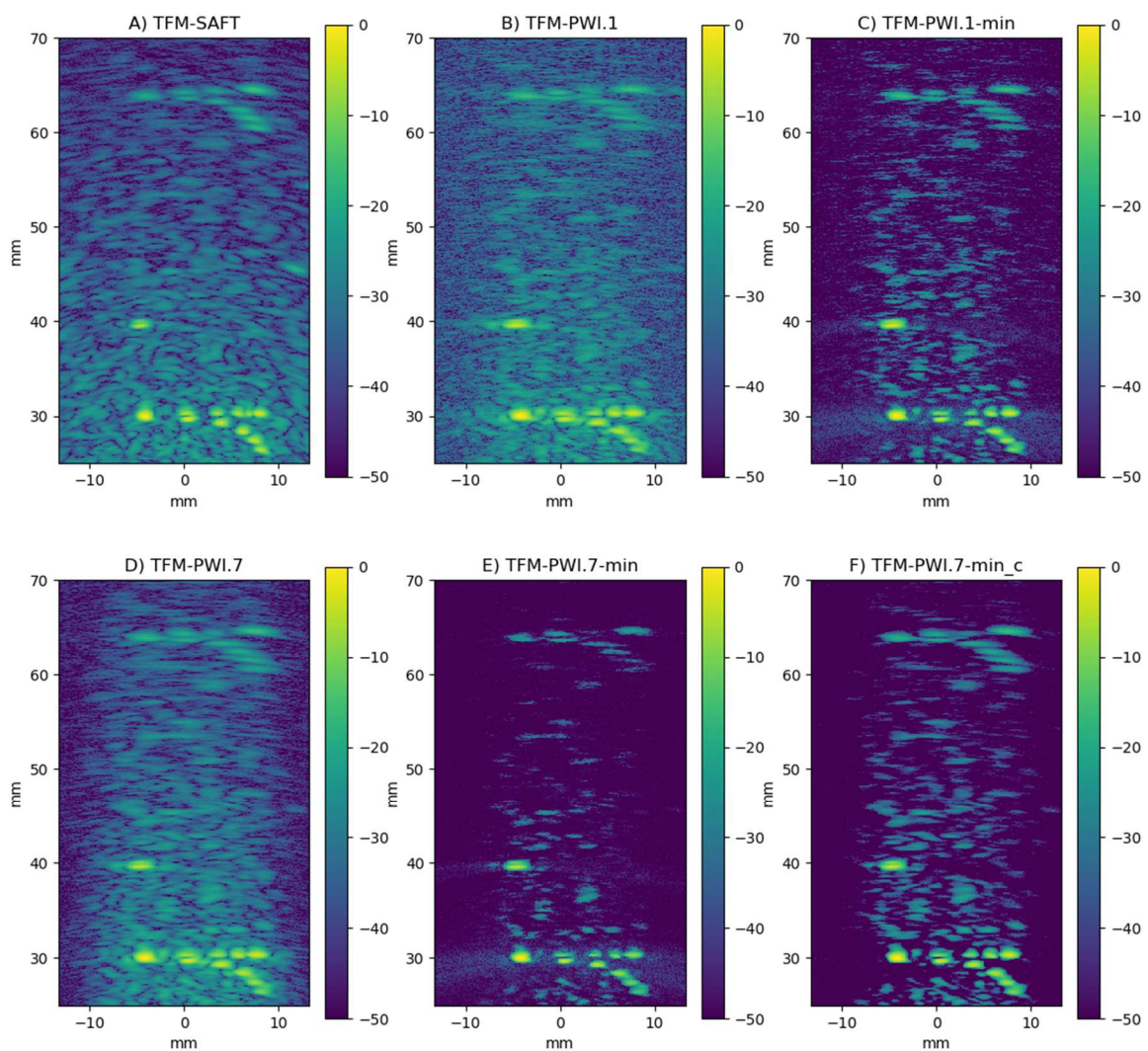


Figura 3 - Imágenes de un phantom CIRS 040GSE con un array lineal de 64 elementos.

3.2 Imagen con array 1D de 64 elementos sobre phantom médico

Aplicando los mismos procedimientos de análisis sobre los datos adquiridos de un phantom CIRS 040GSE con un array lineal de 64 elementos, se genera una imagen, que profundiza hasta 70mm en la pieza. Se recogen dos estructuras para medir la resolución lateral separadas más de 60 milímetros en profundidad y un reflector puntual a 40mm.

En la figura 3 presentamos los resultados, donde la nomenclatura de los mismos es la descrita en la figura 1. La imagen 3A genera la máxima calidad, mostrando la mayor resolución lateral. De nuevo son las imágenes con el conformado estadístico 3C, 3E y 3F las que muestran el mayor contraste. En estas imágenes se hace evidente que la región que la técnica PWI es capaz de generar, queda bajo la proyección de la apertura.

En contraste con los resultados de la figura 1, de entre esas tres, la solución que mejor desempeño ofrece es la 3F. La 3E resulta demasiado agresiva en su recorte, hasta el punto que afecta a la visibilidad del último bloque de reflectores. Además, si bien los lóbulos secundarios se reducen, se observa que se forma rastro que sigue la región donde antes se localizaban los lóbulos secundarios, generando un artefacto. Probablemente es porque la reducción de los lóbulos no es uniforme en toda la región. Este efecto no se ve en la imagen 3F, donde el filtro paso bajo que supone la mezcla de imágenes suaviza mejor los lóbulos secundarios. Además, de todas las imágenes es la que mejor visibilidad ofrece del grupo de reflectores más profundo.

La figura 4 muestra la imagen de un phantom de corazón (CIRS Ultrasound Heart Phantom mod. 067) donde podemos observar algunos de las cavidades. De nuevo la imagen que mejor resultado ofrece es la 4F donde se combina un PWI de varios planos con la combinación coherente a mínimos. No obstante, el resultado con una sola onda plana, imagen 4C, genera un resultado con un compromiso muy bueno entre calidad y tiempo de adquisición.

4 Conclusiones

Se ha presentado una técnica de beamforming para Plane Wave que ofrece una mejora significativa del contraste frente al PWI convencional. El modelo a un sólo tipo ofrece un buen compromiso entre contraste y velocidad, mejorando incluso respecto al SAFT. No obstante, en lo que a la resolución lateral, el SAFT mantiene su ventaja. Con esta técnica creemos que podemos mejorar los resultados de ciertas aplicaciones de imagen de alta velocidad.

La combinación de múltiples ondas planas ofrece el mejor resultado en términos de contraste, generando una imagen muy nítida. Nuestro objetivo a futuro es introducir operaciones que ayuden a mejorar la resolución lateral.

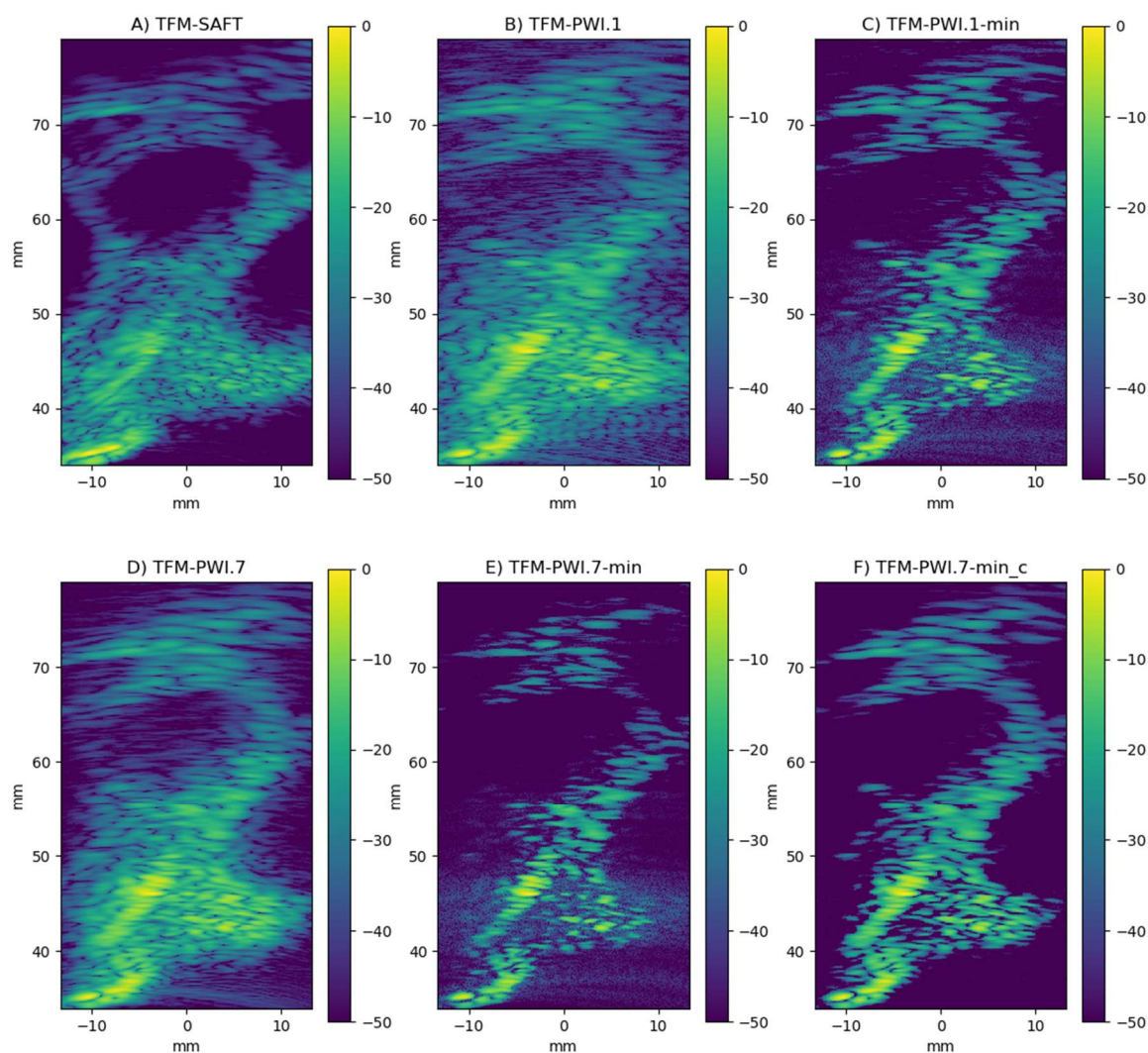


Figura 4 - Imagen de un corazón con un array lineal de 64 elementos.

Agradecimientos

Esta publicación es parte del proyecto PID2022-138013OB-I00, financiado por MCIN /AEI /10.13039 /501100011033 /FEDER, UE

Referencias

- [1] C. H. Seo and J. T. Yen, "A 256 x 256 2-D array transducer with row-column addressing for 3-D rectilinear imaging," in *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 56, no. 4, pp. 837-847, April 2009, doi: 10.1109/TUFFC.2009.1107.

- [2] Mohammad Rahim Sobhani, Mahyar Ghavami, Roger J. Zemp, "Bias-Sensitive 128x128 hand-held TOBE ultrasound probe based on electrostrictive PMN-PT for photoacoustic applications (Withdrawal Notice)", *Opto-Acoustic Methods and Applications in Biophotonics VI*, pp.30, 2023.

- [3] C. Chen *et al.*, "A Front-End ASIC With Receive Sub-array Beamforming Integrated With a 32x32 PZT Matrix Transducer for 3-D Transesophageal Echocardiography," in *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 52, no. 4, pp. 994-1006, April 2017, doi: 10.1109/JSSC.2016.2638433

- [4] U. -W. Lok and P. -C. Li, "Microbeamforming With Error Compensation," in *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 65, no. 7, pp. 1153-1165, July 2018, doi: 10.1109/TUFFC.2018.2834411.

- [5] H. -f. Lin, Y. -c. Zengqiu, W. -t. Wu, P. Li, E. Zhou and Z. Cao, "A Fast TFM Imaging Algorithm With Tradeoff Between Resolution And Contrast," *2020 15th Symposium on Piezoelectricity, Acoustic Waves and Device Applications (SPAWDA)*, Zhengzhou, Henan Province, China, 2021, pp. 437-440, doi: 10.1109/SPAWDA51471.2021.9445488.

- [6] G Montaldo, M Tanter, J Bercoff et al., "Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography", *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, vol. 56, no. 3, pp. 489-506, 2009.

- [7] Yagüe-Jiménez, V.; Ibáñez Rodríguez, A.; Parrilla Romero, M.; Martínez-Graullera, O. Rician Beamforming: Despeckle Method via Coarray Projection Stochastic Analysis. *Appl. Sci.* **2020**, *10*, 847. <https://doi.org/10.3390/app10030847>