UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN



GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS Y SERVICIOS DE TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE MULTIPLEXADO PARA INSTRUMENTALIZAR UNA APERTURA BIDIMENSIONAL DE TRANSDUCTORES ULTRASÓNICOS DISPERSOS

JAIME FERNÁNDEZ LÓPEZ-ROMERO 2020

GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS Y SERVICIOS DE TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

Título: Implementación de un sistema de multiplexado para instrumentalizar una apertura bidimensional de transductores ultrasónicos dispersos

Autor:	Jaime Fernández López-Romero
Tutor:	Óscar Fernando Martínez Graullera
Ponente:	José Luis Blanco Murillo
Departamento:	Señales, Sistemas y Radiocomunicaciones

MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Presidente:	D
Vocal:	D
Secretario:	D
Suplente:	D

Los miembros del tribunal arriba nombrados acuerdan otorgar la calificación de:

Madrid, a de

de 20...

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN



GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS Y SERVICIOS DE TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE MULTIPLEXADO PARA INSTRUMENTALIZAR UNA APERTURA BIDIMENSIONAL DE TRANSDUCTORES ULTRASÓNICOS DISPERSOS

JAIME FERNÁNDEZ LÓPEZ-ROMERO

TUTOR: DR. ÓSCAR MARTÍNEZ GRAULLERA Instituto de Tecnologías Físicas y de la Información, ITEFI (CSIC)

2020

Resumen

En los últimos años los avances en técnicas de fabricación aditiva están facilitando, dentro del campo de la ingeniería, la implementación física de una prueba de concepto de bajo coste como prototipo previo a diseños más avanzado o a la pre-industrialización. En este sentido, dentro del campo de la imagen ultrasónica, estas técnicas tienen su lugar en el prototipado de aperturas bidimensionales dispersas de transductores ultrasónicos. Estos prototipos con un bajo coste permiten probar soluciones a la distribución espacial de transductores que son muy costosas de llevar adelante con procedimientos de fabricación convencionales.

Asociado a estos prototipos, con objeto de mejorar la relación señal-ruido, es interesante añadir cierto nivel de instrumentalización ya sea como parte de las etapas de acondicionamiento de la señal o para la gestión de los procesos de adquisición en sistemas de imagen sintética.

El presente trabajo se engloba dentro de este planteamiento, donde lo que se pretende es implementar un sistema de bajo coste de imagen 3D ultrasónica mediante aperturas dispersas y técnicas de imagen sintética. El objetivo es reducir la complejidad de los voluminosos sistemas paralelos tradicionales en este tipo de instrumentos.

El trabajo a realizar es el diseño del circuito de multiplexado de una apertura, necesario para las técnicas de apertura sintética, y la implementación software del conformador de imagen volumétrica. Además, se desarrollará una herramienta de simulación de señales ultrasónicas sobre un *phantom* médico virtual que servirá para el diseño del sistema software del conformado y la evaluación del rendimiento de la apertura real frente a su modelo software.

Palabras clave: *phantom,* PCB, imagen sintética, apertura dispersa, conformador, transductores, multiplexor.

Abstract

Over the past few years, the advances in additive manufacturing techniques are facilitating within the engineering field, the implementation of a low- cost aperture as a previous prototype to more advanced designs or pre-industrial productions. In this sense, within the ultrasonic imaging area, these techniques take place in a two-dimensional dispersed apertures prototypes of ultrasonic transducers. These low-cost prototypes allow us to verify solutions to the spatial distribution of the transducers. In another way, it would be too expensive to carry out those prototypes with conventional manufacturing processes.

In relation with these prototypes and in order to improve the signal-tonoise ratio, it would be interesting to add a certain degree of instrumentation either as a part of the signal conditioning or to the process management acquisition in synthetic imaging systems.

The present work falls within the scope of this approach, where the aim is implementing a low-cost ultrasonic imaging system through dispersed apertures and synthetic imaging techniques. The objective is to reduce the complexity of the cumbersome traditional parallel systems in this type of instruments.

The work to be carried out is the design of a multiplexer circuit of an aperture, which is needed for synthetic aperture techniques and the software implementation of beamforming. In addition, a simulation tool of ultrasonic signals over a virtual phantom will serve for the beamforming design and the evaluation of the performance from the real aperture towards the software model.

Keywords: *phantom,* PCB, synthetic image, disperse aperture, beamforming, transducers, multiplexer.

Índice

RESUMEN	III
ABSTRACT	IV
ÍNDICE DE FIGURAS	VII
ÍNDICE DE TABLAS	VIII
CAPÍTULO 1	
Introducción y objetivos	1
1.1. Los ultrasonidos	1
1.2. Imagen ultrasónica	1
1.3. La transducción en el sistema de imagen	4
1.4. El array	6
1.5. Estado del arte	
1.6. Proyecto COCOS	14
1.7. Objetivos	14
1.8. Metodología	15
CAPÍTULO 2	
Diseño hardware	16
2.1. La apertura	
2.2. Cadena de adquisición	17
2.3. Herramienta software	21
2.4. Elección de componentes	
2.5. Esquemático	
2.6. Diseño de la placa	
CAPÍTULO 3	
Implementación software	
3.1. Lenguajes de programación	
3.2. Caracterización de la apertura	
3.3. Simulador de señales ultrasónicas	
3.4. Beamforming	43
3.5. Diseño y medida del <i>phantom</i>	44
CAPÍTULO 4	
Conclusiones y líneas futuras	47
4.1 Conclusiones	47
4.2 Líneas futuras	

AGRADECIMIENTOS	
BIBLIOGRAFÍA	49
ANEXO A:	
ASPECTOS ECONÓMICOS, SOCIALES Y AMBIENTALES	
A.1. Introducción	52
A.2. Descripción de impactos relevantes relacionados con el proyecto	52
A.3 Análisis del impacto económico	53
A.4 Conclusiones	53
ANEXO B: PRESUPUESTO ECONÓMICO	54
ANEXO C: FUNCIONALIDAD DE PINES	55
ANEXO D: HOJA DE CARACTERÍSTICAS DEL CONECTOR JA	аск 57
57	

Índice de figuras

Figura 1.1: Modos de presentación de la imagen ultrasónica. Fuente: [7]	4
Figura 1.2: Impedancia de un transductor en función de la frecuencia. Fuente: [3]	5
Figura 1.3: (a) Fabricación de array con elementos piezocomposites (b) dimensión de	
piezocomposite	5
Figura 1. 4: (a) Array matricial (b) Esquema del retardo para reflectar en un array.	
Fuente: [6]	6
Figura 1.5: Esquema de beamforming en paralelo. Fuente: [7]	7
Figura 1.6: Esquema de beamforming secuencial. Fuente: [1]	9
Figura 1.7: Espiras de Fermat	11
Figura 1.8: Distribuciones dispersas de elementos	12
Figura 2.1: Diseño de la apertura del sistema de imagen. Fuente: Proyecto COCOS	16
Figura 2.2: Cadena de imagen	17
Figura 2.3: (a) Tarjeta de control (b) Tarjeta de control sobre la Red Pitaya	20
Figura 2.4: Pines analógicos y digitales de la Red Pitaya. Fuente: [14]	21
Figura 2.5: (a) Estructura multiplexor (b) Huella. Fuente: [26]	22
Figura 2.6: Esquema de bloques del amplificador	23
Figura 2.7: (a) Enchufe macho (b) Conector hembra. Fuente: [40]	24
Figura 2.8: Puente de diodos BAV99	25
Figura 2.9: Conector vertical de pines	25
Figura 2.10: Elementos que participan en emisión	26
Figura 2.11: Elementos que participan en recepción	27
Figura 2.12: (a) Filtro paso alto a la entrada de un canal (b) Filtro paso baio a la salida	ı de
un canal	28
Figura 2.13: Módulo amplificador	29
Figura 2.14: (a) Vista de la capa trasera en 3D de la PCB (b) Vista de la capa frontal en	3D
de la PCB (c) (d) Colocación de la placa sobre la apertura	30
Figura 3.1: Adquisición de imagen mediante apertura sintética. Fuente: [42]	31
Figura 3.2: Curvatura en la distribución de elementos de la apertura	32
Figura 3.3: Posición de los elementos en el plano XY	33
Figura 3.4: Corte transversal de la intersección entre una esfera y un círculo de radio 3	5λ
Figura 3 5: Coordenadas z de los nuntos de la intersección	
Figura 3.6: Inclinación de un elemento de la anertura	36
Figura 3.7: Supernosición de digaramas de radiación de varios elementos en función d	
la profundidad: (a) 91 mm (b) 245 mm (c) 918 mm Evente: [26]	27
Figura 3.8. Zona de convergencia de una apertura con una curvatura de 200	38
Figura 3.9. Señales que narticinan en la toma de imagen	20
Figura 3.10: Proceso de adauisición en Full Matrix Canture [28]	<u>⊿1</u>
Figure 3.11: Phantom medido nor un array convencional/ $\Delta P1$)	<u></u> -1
Figure 3.12: Phantom medido por la apertura del sistema (AP2)	<u></u>
rigara 3.12. rinantoni metalao por la apertara del sistema (AFZ)	+0

Índice de tablas

Tabla 1: Resolución de imagen con diferentes tamaños de array. Fuente: [6]	7
Tabla 2: Comparación entre distribuciones dispersas de elementos	11
Tabla 3: Especificaciones de sistemas de imagen. Fuente: [33]	13
Tabla 4: Principales componentes del circuito multiplexor	18
Tabla 5: Señales manejadas en la cadena de imagen	19
Tabla 6: Flujo de trabajo en Kikad	21
Tabla 7: Distribución de señales en los conectores RJ45	24
Tabla 8: Constantes del algoritmo del simulador de señales	42
Tabla 9: Valores medios de la reflectividades de los quistes	44
Tabla 9: Valores medios de la reflectividades de los quistes	44

Capítulo 1

Introducción y objetivos

1.1. Los ultrasonidos

Al igual que vamos más allá del espectro visible del ojo humano para desarrollar nuestras tecnologías (rayos gamma, rayos x, infrarrojos...), también sobrepasamos el espectro audible del oído humano para avanzar en distintas áreas de investigación.

Un ejemplo de este avance se refleja en el uso de ondas ultrasónicas. Los ultrasonidos son ondas mecánicas que se definen en una banda por encima del margen audible del ser humano, que va de los 20 a 20.000 KHz reduciéndose dicho margen con la edad del oyente. [1, p. 5]

Este tipo de ondas se aplican en disciplinas como la biología, medicina, oceanografía, sismología, industria etc. Una de las razones que favorece su uso es la capacidad que tienen de atravesar materiales opacos caracterizando su comportamiento con tecnología barata y fiable.

Un ejemplo de la aplicación y del campo en el que se desarrolla el objeto de este trabajo es la imagen médica ultrasónica. Su uso no causa daños en el medio o sujeto, tiene fácil manejo de instrumentación, no implica radiación ionizante y puede captar movimiento, debido a su capacidad de actuar en tiempo real; por ejemplo, el flujo sanguíneo. [1, p. 1]

1.2. Imagen ultrasónica

1.2.1. Fundamentos físicos

Las magnitudes físicas que fundamentan el comportamiento de los ultrasonidos son la velocidad de propagación en el medio (v) y la impedancia acústica (Z). Ambas magnitudes están relacionadas por la densidad del material (ρ) por el que se propaga la onda:

$$Z = \rho x v \left(Pa \frac{m}{s} \right) \tag{1.1}$$



En el cambio de impedancia se produce lo que se conoce como reflexión y transmisión de la onda. Esta dependencia con la impedancia se refleja de la siguiente manera [2]:

$$Ptransmitida = Pdisponible \frac{2Z_2}{Z_1 + Z_2}$$
(1.2)

$$Preflejada = Pdisponible \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2}$$
(1.3)

, siendo Z_1 y Z_2 impedancias en diferentes medios de propagación.

Las amplitudes y las deformaciones de las ondas reflejadas es la información que se usa para generar una imagen. Además, existen fenómenos físicos que también condicionan la imagen medida:

• Difracción

"Todo punto de un frente de onda inicial puede considerarse como una fuente de ondas esféricas secundarias que se extienden en todas las direcciones con la misma velocidad, frecuencia y longitud de onda que el frente de onda del que proceden" (Principio de Huygens)

Este principio ayuda a explicar el fenómeno de la difracción. Cuando un frente atraviesa una abertura comparable a la longitud de la onda, se genera un patrón de radiación más complicado que depende de la dimensión de dicha apertura. Este comportamiento explica la forma del diagrama de las aperturas ultrasónicas. Al igual sucede cuando una onda incide en un objeto con las mismas dimensiones que la longitud de onda, se crea un patrón de franjas alrededor de éste. [3, pp. 137-139]

Para relacionar el patrón de radiación con la propagación de la onda existen dos soluciones: la teoría de difracción de Kirchoff y la de Rayleigh-Sommerfeld. En este trabajo se recurrirá a la teoría de Rayleigh, basada en el principio de Huygens, sumando la contribución del área infinitesimal de cada elemento radiante que forma parte de una apertura. [1, p. 24]

• Dispersión

Para modelar la señal recibida se tiene en cuenta la contribución de todos los elementos del espacio (dispersores). Como se ha comentado anteriormente, estos puntos se comportan como nuevas fuentes de onda, modificándola según la función de transferencia del medio en ese punto (hm). La señal en el receptor está formada por la suma de todas estas respuestas, ya que se supone un medio lineal y homogéneo. *hm*



depende de los cambios de densidad del medio y de los cambios en la velocidad del sonido. Esto causa la dispersión de la onda. [1, p. 30]

Por otra parte, hay que considerar la excitación en emisión (ex), la respuesta al impulso del emisor (he), receptor (hr) y la del eco recibido (hpe). Todas estas contribuciones se recogen en la siguiente convolución (operador *):

$$p(x,t) = he(t) * hr(t) * ex(t) * hm(x) * hpe(x,t)$$
(1.4)

• Atenuación

Todo medio de propagación atenúa el pulso transmitido según se va desplazando. Estas pérdidas de absorción se reflejan de esta forma:

$$\alpha = dB/(MHz \cdot cm) \tag{1.5}$$

1.2.2. Presentación de la imagen

La tecnología ultrasónica ha ido evolucionando desde la representación de una sola dimensión del objeto, pasando por la vista de un plano (2D), hasta llegar al modelado de un volumen. Esta evolución trajo consigo diferentes modos de presentar la imagen ultrasónica [1, pp. 6-7]:

- <u>Modo A</u> (*Amplitude modulation*). Fue el primer modelo de presentación. La amplitud de los ecos se representa unidimensionalmente a partir de un eje de tiempos.
- <u>Modo B</u> (Brightness modulation). La señal recibida modula la intensidad del haz eléctrico de un tubo de rayos catódicos. Es una representación bidimensional del modo A, que se consigue con el movimiento de un transductor mecánica o electrónicamente.

En la presentación 3D se usan:

- <u>Modo C</u>: Se almacena el valor máximo de cada una de las medidas en modo A realizadas en el barrido del volumen, localizando los reflectores en azimut y no en profundidad.
- <u>Modo D</u>: En este segundo caso se guarda la posición del reflector, sin tener en cuenta la intensidad de la señal.



Figura 1.1: Modos de presentación de la imagen ultrasónica. Fuente: [7]

• Phantom médico

En imagen ultrasónica, las prestaciones de un sistema de imagen se miden a través de *phantoms*. Esta técnica busca un diseño de texturas que simule el comportamiento de los tejidos y órganos humanos a la hora de ser incididos por ondas ultrasónicas, con el objetivo de que la imagen medida refleje la composición real del medio. Típicamente se usan para sacar imágenes en modo B. [4]

1.3. La transducción en el sistema de imagen

Para convertir la energía eléctrica en mecánica se van a usar transductores ultrasónicos. La transducción ocurre en cristales que vibran acorde a una frecuencia de resonancia determinada por la forma y material del piezoeléctrico, en la que la transmisión de potencia es máxima. Esta máxima transferencia de potencia se produce cuando la parte real de la impedancia de un transductor es máxima.



Figura 1.2: Impedancia de un transductor en función de la frecuencia. Fuente: [3]

El tipo de transductor que se usa en este trabajo es un piezo-compuesto (*piezocomposite*). Consiste en una distribución de pilares de cerámica piezoeléctrica cortados y embebidos en un polímero [5]. A continuación, se presenta un ejemplo de cómo se aplica esta tecnología al diseño de una apertura bidimensional de transductores:



Figura 1.3: (a) Fabricación de *array* con elementos *piezocomposites* (b) dimensión de *piezocomposite.* Fuente: [7]

Algunas de las razones por las que se recurre a este tipo de transductores en imagen médica son su alto factor de acoplamiento electromagnético para obtener una eficiente conversión de energía eléctrica-mecánica y la buena adaptación de impedancia acústica en tejidos humanos, reduciendo así las pérdidas en transmisión [5].



1.4. El array

1.4.1 Prestaciones del array

Para mejorar la calidad y resolución de la imagen es necesario controlar el patrón de radiación de la fuente y de esa forma hacerlo más versátil. Esto se consigue con agrupaciones de varios elementos radiantes, denominados *arrays*. Con ellos conseguimos deflectar (Figura 1.4) el haz ultrasónico en una dirección deseada, sin necesidad de disponer de un transductor móvil [6].

Este proceso se lleva a cabo en el denominado *beamforming,* donde se suman todos los ecos de los pulsos emitidos y recibidos por cada elemento radiante de una apertura. Este conformador de haz es un filtro espacio-temporal donde a cada canal se le aplica una determinada ganancia y retardo en función del patrón de difracción y de la posición del foco (*Region of interest*).



Figura 1.4: (a) Array matricial (b) Esquema del retardo para reflectar en un array. Fuente: [6].

La resolución lateral de la imagen medida por el *array* depende de su diámetro. El criterio que se usa para definir esta resolución es el de Rayleigh, en el que la distinción entre dos blancos es posible, si el máximo de una respuesta está localizado en el primer cero de la otra respuesta. Esta resolución depende del ancho del haz principal a -6dB del diagrama de radiación y de la forma del transductor del *array*. Una aproximación de la resolución viene dada por [6].:

$$\Delta\beta_{-6dB} \approx \arcsin \lambda/D$$



Este diámetro está relacionado con el nº de elementos del *array* de la siguiente forma. Se ha considerado una separación D entre elementos de $\lambda/2$:

$$\Delta\beta_{-6dB} \approx \arcsin\frac{\lambda}{D} \approx \arcsin\frac{\lambda}{\frac{\lambda}{2}N} \approx \arcsin\frac{2}{N}$$
 (1.6)

La siguiente tabla refleja la relación entre tamaño y resolución teórica que proporcionan diferentes *arrays* en diferentes dimensiones:

Tamaño del array	Peq	ueño	Med	iano	Grande
Diámetro (D)	8λ	16λ	32λ	48λ	64λ
Resolución Lateral (RL) ²	7'2°	3'6°	1'8°	1'2°	0'9°
Array Lineal (N)	16	32	64	96	128
Array Matricial (N^2)	256	1024	4096	9216	16384

Tabla 1: Resolución de imagen con diferentes tamaños de array. Fuente: [6].

Como podemos comprobar, para un *array* matricial se requieren muchos elementos para una determinada resolución de imagen. Este es un inconveniente al que se enfrentan los sistemas de imagen a la hora de implementar los *arrays* de imagen 3D, lo que conlleva un gran número de canales entrada-salida y un gran coste de fabricación.

1.4.2 Sistemas de arrays

En función de cómo se realice el conformado de haz, podemos distinguir entre paralelo o secuencial.

• Conformador paralelo



Figura 1.5: Esquema de *beamforming* en paralelo. Fuente: [7]



Los *phased arrays* utilizan esta técnica para realizar el barrido de un espacio y así poder sacar una imagen. El tiempo mínimo que se tarda en realizar una línea de ese espacio está limitado por el tiempo de vuelo, es decir, la suma de lo que tarda una onda en llegar a la máxima profundidad del espacio a medir más el tiempo de vuelta al transductor.

Al aumentar la resolución de la imagen se aumentan el número de líneas. Del mismo modo se incrementa el tiempo de adquisición de la imagen y se disminuye su tasa (imagen/s).

Como ejemplo, un *array* de diámetro 32λ con una resolución de 1.8º tendrá una tasa de imagen de 0,37 (Vol/seg) [6].

Para lidiar con este considerado tiempo de adquisición y con el masivo número de elementos en un *array*, se han desarrollado otras técnicas que reducen estos parámetros y que ayudan a comercializar este tipo de sistemas, haciéndolos más viables en su diseño y fabricación. Estas técnicas son el diseño de *arrays* dispersos y las aperturas sintéticas ultrasónicas.

• Conformador secuencial: apertura sintética ultrasónica (SAU)

En los años 50 apareció una modalidad de imagen que fue aplicada en sistemas radar, la imagen por apertura sintética. En estos últimos años se ha aplicado en el campo de la medicina con el desarrollo de ecógrafos, con un coste asequible y buenas prestaciones. Esta modalidad se denomina apertura sintética ultrasónica (SAU).

El proceso de adquisición de imágenes en radar es diferente al que se usa en los ecógrafos. Originalmente en los sistemas radar era el movimiento de un avión el que hacía que se tomasen sucesivas imágenes desde puntos diferentes; en los ecógrafos es la activación secuencial e independiente de un elemento o un grupo de ellos en emisión y recepción controlados por un multiplexor. Una vez que se tienen todas las señales, se procesan conjuntamente, compensando la diferencia de distancias a los puntos de una imagen [1, p. 39]:

$$r(t) = \sum_{i} \sum_{p} \sigma * g(t - \frac{2\sqrt{zp^2 + (xi - xp)^2 + (yi - yp)^2}}{c})$$
(1.7)

(xp, yp): coordenada del punto

 σ : coeficiente de reflexión

(xi, yi): coordenada del transductor

c = velocidad del sonido en el medio



El gran aporte de esta técnica es la reducción de la electrónica en emisión y recepción ya que hay menos elementos activos actuando en paralelo.

Otra mejora que presenta es la posible reducción del tiempo de adquisición respecto a los *PA*. El tiempo requerido para barrer un sector era grande debido a la cantidad de líneas requeridas. En SAU el tiempo está determinado por la suma de los tiempos de vuelo de cada elemento y no por el nº de líneas necesarias para alcanzar una determinada resolución de imagen. Dependiendo de la modalidad SAU empleada tendremos más o menos reducción de tiempos. Por otra parte, ese tiempo puede ser aumentado debido al procesamiento a posteriori de la imagen. Por eso es importante trabajar con equipos que no introduzcan retardo adicional al sistema [6].

Para concluir, en términos de potencia, esta modalidad de imagen presenta el inconveniente de transmitir y recibir con una relación señal-ruido (SNR) más baja que en PA, debido a su reducción en elementos activos.



Figura 1.6: Esquema de *beamforming* secuencial. Fuente: [1]

1.4.3. Arrays dispersos

Como se ha comentado anteriormente, la calidad de la imagen viene fijada por el tamaño de la apertura y por la separación de los elementos que la componen (Tabla 1). Las consecuencias son el alto volumen de electrónica que se requiere (convertidores A/D, amplificadores...) y el coste de fabricación.

Otro factor que influye en la calidad y en el contraste de la imagen es el nivel de lóbulos secundarios (SLL). La periodicidad que sigue la apertura en la distribución de elementos hace que se produzcan interferencias constructivas en forma de lóbulos. Una distancia entre elementos d< $\lambda/2$ elimina esos lóbulos, pero en el caso de que no se pueda cumplir esa condición se puede recurrir al diseño de aperturas que reduzcan esa periodicidad. [7].



Uno de los diseños que hacen frente a esos lóbulos son los *arrays* de Vernier que aseguran que el diagrama en transmisión tenga ceros en los lóbulos de rejilla del diagrama en recepción. El problema de esta solución es la periodicidad que presentan algunas de ellas, generando esas interferencias constructivas de difracción [8].

Otros diseños son las espirales de Fermat. Presentan los mejores resultados frente a estos problemas ya que reducen esa periodicidad y limitan a 256 el número de elementos participando en emisión y recepción. El tamaño de los elementos es mayor que λ [9].

La espiral de Fermat se define a partir de un ángulo de divergencia α que determina la distancia angular entre dos elementos consecutivos. La posición viene dada por

$$xn = (Rn, \alpha i) = (Ro\sqrt{n\alpha}, n\alpha), \quad n = 0, ..., (Ne - 1)$$
 (1.8)

siendo Ne el número de elementos y Ro una constante que depende del tamaño de la apertura D:

$$Ro = \frac{D}{2\sqrt{(Ne-1)\alpha}}$$
(1.9)

Esta distribución es muy cómoda de definir ya que solo se necesitan el número de elementos y el ángulo de divergencia. A continuación, se presentan diferentes espirales de este tipo, en función de α y el nº de elementos:



SP3: α = 116°, N1 = 128 y N2 = 256 SP4: α = 92°, N1 = 128 y N2 = 256

Figura 1.7: Espirales de Fermat

Con esta configuración alcanzamos un nivel de lóbulos secundarios máximo de -50 dB, presentando una gran mejora, proporcional al número de elementos. Para comparar la espiral de Fermat con otros diseños de apertura se presenta la siguiente tabla. El total de elementos se ha calculado considerando el solape de elementos que hay en emisión y recepción [8]:

Distribución	Emisores	Receptores	Total	SLL
Radial	1104	780	1400	-69 dB
Vernier	421	208	581	-39,9 dB
Bin	447	447	894	-51,6 dB
Fermat	128	128	256	-50 dB

Tabla 2: Comparación entre distribuciones dispersas de elementos





Figura 1.8: Distribuciones dispersas de elementos

1.5. Estado del arte

Durante muchos años, la investigación con ultrasonidos se ha basado en simulaciones por ordenador. Un ejemplo de estos programas es *FIELD II* [35] de Jensen, con el que se permite modelar diferentes patrones de radiación en diferentes formaciones de transductores. Asimismo, la arquitectura cerrada de escáneres ultrasónicos impedía acceder a los datos sin procesar, y de este modo poder implementar nuevos modelos de procesado, realizando operaciones a más bajo nivel. La plataforma abierta que revolucionó el área de la investigación en ultrasonidos fue ULA-OP, dotando portabilidad al sistema y flexibilidad en el manejo de datos. [10] [11]

En el ámbito comercial, una empresa que se dedica al diseño de sistemas enfocados a la imagen *"Phased Array"* es PEAK NDT. Un ejemplo de estos sistemas es el *MicroPulse 6PA* capaz de trabajar con 128 canales en emisión y recepción y de transmitir los datos de la adquisición a una tasa de 115 Mbytes a través de Ethernet. Otro sistema es el SonixTOUCH, que ofrece versatilidad a la hora de configurar parámetros de la adquisición con un total de 128 transductores. Pero el proveedor líder de *Phased Arrays*



es la empresa *Verasonics,* al diseñar sistemas compatibles con otras modalidades de imagen, como la apertura sintética. Todo ello admitiendo una gran variedad en el número y geometrías de transductores. En su gama de productos *Vantage* se pueden encontrar estas prestaciones [12].

Los equipos mencionados suelen trabajar con un límite de 256 canales de entradasalida. Un ejemplo de sistema de apertura sintética que supera ese límite es SARUS [38], evolución de RASMUS [13], con capacidad para emitir y recibir en 1024 canales a la vez. Con estos sistemas se solventan los problemas de baja penetración (baja SNR) que presenta la imagen de apertura sintética a través de la modulación de pulsos y el uso de códigos tipo Chirp (códigos Barker, Golay).

Por otra parte, la implementación de la cadena de procesado en diferentes FPGAs ha hecho posible que la toma de imagen se pueda realizar a tiempo real. También cabe destacar los controladores UARP y UARP 2.0 con 96 y 128 canales en emisión-recepción actuando simultáneamente. A continuación, se presenta una tabla comparativa de diferentes sistemas mencionados y algunas de sus imágenes:

	SARUS	ULA-OP 256	UARP	SonixTouch	Verasonics
					(Vantage 256)
Channels	Up to 1024 Tx/Rx	Up to 256 Tx/Rx	Up to 256 Tx/Rx	128 Tx/Rx	256 Tx/Rx
Tx Voltage	Up to 200 Vpp	Up to 200 V_{pp}	Up to 200 V_{pp}	Up to 50 V_{pp}	3 to 190 V_{pp}
Tx Frequency	1 to 30 MHz	1 to 20 MHz	0.5 to 15 MHz	1 to 20 MHz	0.5 to 20 MHz
					(standard config.)
Тх Туре	Linear	Linear	5-Level	3-Level	3-Level
ADC	70 MHz @ 12 bits	78 MHz @ 12 bits	programmable	80 MHz @ 10 bits/	programmable
	programmable	programmable	sampling rate up to	40 MHz @ 12 bits	sampling rate up to
	downsampling	downsampling	80 MHz @ 12 bits		62.5 MHz @ 14 bits
	with filtration				
RAM Buffer	128 GB	80 GB	16 GB	16 GB	16 GB
Connection to PC	sixty-four 1Gb/s	USB 3.0	PCIe 3.0	USB 2.0	PCIe 3.0
	Ethernet links				
	coupled through				
	four 10Gb/s				
	optical links				

Tabla 3: Especificaciones de sistemas de imagen. Fuente: [41]



Figura 1.9: Sistemas de imagen: (a) SARUS (b) ULA-OP (c) SonixTouch. Fuente: [41]

1.6. Proyecto COCOS

Este TFG participa en los objetivos del proyecto COCOS, *"Desarrollo de técnicas para imagen volumétrica basadas en coarray compressed sensing"* apoyado por la Agencia Estatal Española de Investigación y el Fondo Europeo de Desarrollo Regional (AEI/FEDER, UE). Este proyecto, con referencia DPI2016-80239-R, se viene desarrollando en el ITEFI del CSIC.

Este proyecto consiste en el diseño de una serie de modelos de aperturas dispersas de pocos elementos con el fin de fabricar, a modo de demostradores, unos prototipos basados en impresión 3D. El objetivo es instrumentalizar la apertura introduciendo la electrónica de control y realizar el proceso de adquisición ultrasónica.

1.7. Objetivos

Dentro del proyecto mencionado en el apartado anterior, el objetivo de este TFG es el diseño de un circuito de multiplexado para los transductores de una apertura dispersa en 2D, así como la electrónica de acondicionamiento de la señal más cercana a estos.

Seguidamente, se va a programar un simulador y conformador de señales ultrasónicas aplicándolos a un *phantom* diseñado para poder validar los resultados. La motivación de este punto es el estudio del comportamiento y la comprobación de las prestaciones teóricas de la apertura.



1.8. Metodología

En esta sección se presentan las diferentes partes del documento que describen la línea de trabajo que se ha seguido para alcanzar los objetivos.

El proceso que ha seguido la línea de este TFG ha sido el siguiente: Se ha partido de un diseño de apertura ya realizado con el que se pretendía formar una cadena de imagen. Principalmente el trabajo se ha enfocado en el diseño del circuito de multiplexado de los transductores de la apertura. Además, se han presentado el resto de los módulos del sistema de imagen para entender mejor el funcionamiento del multiplexor. Una vez diseñado el circuito multiplexor, y dado que no se pudo probar su funcionamiento junto a los demás módulos, se pasó a un diseño *software* para evaluar el funcionamiento de la apertura a través de un *phantom* diseñado.

En el Capítulo 2 se recoge el diseño hardware del circuito multiplexor. En primer lugar, se presenta el sistema de imagen en el que va a trabajar la apertura y se explica cómo interactúa el circuito multiplexor con este. Seguidamente, se detallan las partes del circuito multiplexor y los componentes usados en cada una de ellas. Por último, se presenta el diseño y resultados de la placa donde el circuito va impreso.

En el Capítulo 3 en el que se detalla la parte software del sistema, se generan imágenes a partir de un *phantom* diseñado por medio de software. Para ello se programa un simulador que recoja las señales recibidas por la apertura al emitir en un determinado *phantom*. La técnica de imagen usada es la sintética. Seguidamente se programa un conformador capaz de generar la imagen del *phantom* a partir de las señales mencionadas. Inicialmente, la plataforma de programación que se usa es *Matlab*. No obstante, con el fin de mejorar los tiempos de ejecución se complementó con un desarrollo en *Python*.

Finalmente, en el Capítulo 4 se realiza un análisis y validación de los resultados obtenidos, así como el análisis de los problemas que han surgido durante el desarrollo del trabajo. También se presentan posibles mejoras y líneas futuras de trabajo.



Capítulo 2

Diseño hardware

2.1. La apertura

La apertura de la cadena de imagen es un *array* de transductores dispersos colocados según una distribución de Fermat. Consta de 64 elementos, usando 32 para emitir y 32 para recibir (Figura 2.1). En este capítulo, dentro de una cadena de imagen, se diseña un circuito de multiplexado para los transductores de la apertura descrita. Cabe destacar que el diseño de la apertura no se ha elaborado en este TFG, sino que ha sido proporcionado por el proyecto COCOS como objeto de trabajo.



Figura 2.1: Diseño de la apertura del sistema de imagen. Fuente: Proyecto COCOS



2.2. Cadena de adquisición

Para entender mejor el funcionamiento del circuito multiplexor se realiza una descripción del resto de los módulos de la cadena de imagen:



Figura 2.2: Cadena de imagen



A continuación, se da una visión general de los componentes más importantes que contienen los diferentes módulos del circuito multiplexor. Más adelante (2.4. Elección de componentes) se realiza una descripción más detallada:

Módulo	Componente		
	Multiplexores HV2601		
Emisor	Conector Jack		
	Conectores de pines para los transductores		
	Multiplexores HV2601		
Receptor	Conectores de pines para los transductores		
	Amplificador AD8332		
	Amplificador AD8421		
Amplificador	Filtro paso bajo		
	Filtro paso alto		
	Conector Jack		

Tabla 4: Principales componentes del circuito multiplexor

Del mismo modo se presenta una tabla de las señales que maneja el circuito multiplexor:

Módulo asociado a la señal	Señal	Descripción de señal
	Vnn	Tensión de alimentación negativa
	Vpp	Tensión de alimentación positiva
	CLK	Frecuencia de trabajo del circuito
Multiplexor	DIN	Valor lógico de entrada
	LE	Señal de control
	CLR	Reset de las entradas
	5V	Alimentación en valor lógico
	TX1	Señal de excitación de los transductores
	HILO	Valor lógico para control de ganancia
Amplificador	GAIN	Valor analógico para control de ganancia
	SAL_P1	
	SAL_N1	Salidas en modo diferencial
	SAL_P2	
	SAL_N2	

Tabla 5: Señales	manejadas	en la cadena	de imagen
------------------	-----------	--------------	-----------

El controlador principal de la cadena de imagen (Figura 2.2: Cadena de imagen es una *Red Pitaya*, una plataforma de hardware *open-source* que incluye diferentes funcionalidades para manejar señales (generador de señales, emisor de radiofrecuencia, analizador de espectros, osciloscopio...). Incorpora una FPGA *Xilinx Zynq 7010* y un reloj de 125 MHz. [14].

La *Red Pitaya* está conectada a una tarjeta de control (Figura 2.3: (a) Tarjeta de control (b) Tarjeta de control sobre la *Red Pitaya*, que incorpora principalmente dos fuentes de alimentación de alta tensión [15] y tres conectores *Jack* (Anexo D: Hoja de características del conector Jack



a partir de los cuales poder suministrar al resto de los módulos las diferentes señales generadas por la *Red Pitaya*. El diseño de esta tarjeta no ha sido elaborado, ha sido proporcionado por el proyecto en el que participa este TFG.



Figura 2.3: (a) Tarjeta de control (b) Tarjeta de control sobre la Red Pitaya

Por tanto, la tarjeta de control interactúa con los demás módulos de la siguiente forma (Figura 2.2):

- <u>Alimentación de alta tensión del multiplexor</u>: A través de las señales Vnn y Vpp se suministra la alimentación necesaria en el circuito multiplexor.
- <u>Generación de las señales digitales de emisor y receptor</u>: DIN, CLK, LE, CLR, 5V y del <u>amplificador</u>: HILO. Con los pines digitales de la *Red Pitaya* (Figura 2.4) se obtienen señales de 3.3 V que se amplifican con un desplazador bipolar AN10441 [16] hasta un nivel de 5V.
- <u>Generación de la señal analógica de control del amplificador</u>: A través de una salida analógica(GAIN) de la *Red Pitaya* de rango 0-1.8V se controla la ganancia del amplificador.
- <u>Generación de la señal de disparo (TX1)</u>. El generador de señal de la *Red Pitaya* genera la señal del disparo pasando por un amplificador de señal de alta tensión [17] antes de llegar al multiplexor.
- <u>Captura de datos a la salida de amplificador y control del beamformina</u>: Las señales a la salida del amplificador se recogen en el osciloscopio de la *Red Pitaya*. Al adquirir todas se envían digitalizadas a un PC donde se realiza el beamforming generando así la imagen medida por la apertura. En este TFG no se ha llegado a realizar el beamforming con señales reales. Se han simulado señales ultrasónicas a partir de un phantom y realizado ese conformado por medio de software.



Figura 2.4: Pines analógicos y digitales de la Red Pitaya. Fuente: [14]

2.3. Herramienta software

Para la implementación del circuito del multiplexor se ha usado el programa *Kikad*, una herramienta de software libre para el diseño de circuitos electrónicos y placas de circuito impreso. Con las herramientas que ofrece este software se han creado los componentes y huellas no incluidas en las librerías, se ha realizado el esquemático, se ha enrutado y diseñado la placa en la que se imprime el circuito (PCB) y se han generado los archivos Gerber de cada capa para la fabricación de la placa. Estos pasos se reparten entre los siguientes módulos [18]:

EESchema	PCBnew	GerbView
Creación de componentes y asociación de huellas Diseño del esquemático y definición de conexiones Chequeo de conexiones Generación del archivo Netlist con dichas conexiones	Diseño de huellas de componentes Diseño de PCB Elección del nº de capas de la PCB Trazado de pistas y vías Chequeo de conexiones	Generación de archivos Gerber

Tabla 6: Flujo de trabajo en Kikad



Se ha elegido *Kikad* por su fácil e intuitiva manejabilidad, porque es un software de código libre sin limitación en el propósito de su uso y porque puede gestionar hasta 32 capas de cobre a la hora de diseñar la placa.

2.4. Elección de componentes

2.4.1 Multiplexor HV2601

Los transductores necesitan transmitir con señales de alto voltaje. Este multiplexor produce un conmutado de señales controlado por otras de pequeño voltaje, ideal para nuestra aplicación. Consta de 16 canales controlados por un registro de desplazamiento de 16 bits, una señal lógica de 3-5.5V(VDD), una señal CLEAR y un ENABLE. La transmisión de datos se hace en el flanco de subida de un reloj de 20MHz (CLK). La alimentación es diferencial, siendo la máxima diferencia de fuentes soportada de 220V. En este circuito se usará una combinación compatible con el componente de +-100V (Vpp Y Vnn). A continuación, se presenta su esquema de bloque y la forma del componente usado para el diseño de la huella:



Figura 2.5: (a) Estructura multiplexor (b) Huella. Fuente: [22]

Dado que tenemos 32x32 transductores, se van a usar cuatro multiplexores de este tipo, dos para emitir y dos para recibir.



2.4.2. Amplificador AD8332

Debido a la atenuación en el medio, a la hora de recibir se van a tener señales del orden de mW, por lo que es necesario amplificarlas antes de procesarlas. El modelo de amplificador AD8332 consta de una cadena de amplificadores de ganancia variable(VGA) y uno de bajo ruido(LNA). La frecuencia de operación de este componente se extiende hasta los 120 MHz, por lo que puede trabajar con las señales de la apertura. En la siguiente figura se presenta un esquema de bloques que relaciona cada parte del amplificador con los tipos de señales que participan en el proceso [19]:



Figura 2.6: Esquema de bloques del amplificador

La señal recibida pasará por un preamplificador de bajo ruido con salida diferencial. Seguidamente entra en modo diferencial a un amplificador de ganancia variable (VGA) controlado por una señal analógica (GAIN) de máximo 2,5V. Como última etapa, se amplifica la señal en el orden de 3.5dB o 15.5Db, dependiendo del valor lógico de la entrada HILO. La salida de este último amplificador es en modo diferencial, que consta de dos canales, por lo que solo es necesario un amplificador para recoger las dos salidas de los multiplexores de recepción. Esto se hará con el amplificador AD8421 [20].



2.4.3. Conector Jack modular

En los últimos años no solo se ha recurrido al cable de cobre Ethernet (POE) para transmisión de datos, sino que se ha usado para su alimentación en diferentes dispositivos como son las cámaras IP o los puntos de acceso inalámbricos. Estas aplicaciones exigen una demanda creciente de potencias manejadas, como se refleja en el estándar IEEE 802.3bt capaz de trabajar con potencias de alimentación de 90W [21].

De la misma forma, para la interconexión de señales entre módulos del circuito multiplexor con la tarjeta de control se ha usado un conector Ethernet RJ45 8P8C. Se trata de un conector modular de 8 posiciones y 8 contactos, cableado con 4 pares trenzados de cobre, formado por dos partes, el enchufe macho y el conector hembra [22]. Dicho conector está montado sobre la PCB.



Figura 2.7: (a) Enchufe macho (b) Conector hembra. Fuente: [22].

En total se necesitan tres conectores que manejan las siguientes señales ya mencionadas:

Pin	Conector J1	Conector J2	Conector J3
8	DIN	SAL_P1	Vnn
7	GND	SAL_N1	Vnn
6	GND	HILO	GND
5	CLK	5V	TX1
4	5V	GAIN	TX1
3	LE	GND	GND
2	CLR	SAL_N2	Vpp
1	5V	SAL_P2	Vpp

Tabla 7: Distribución de señales en los conectores RJ45



2.4.4. Diodos de protección (BAV99)

Para proteger nuestro multiplexor de sobrecargas, se ha colocado un par de diodos a la entrada con la tecnología SMD (Figura 2.8). De esta forma, con nuestra alimentación de +-100V, no se sobrepasa el límite marcado por el multiplexor a la hora de transmitir [23]. Las entradas 1 y 2 son las alimentaciones (Vnn y Vpp) y a través de la salida 3 se transmite la señal de excitación (TX1) al terminal del conmutador del multiplexor(TX1).



Figura 2.8: Puente de diodos BAV99

2.4.5. Componentes pasivos

Las resistencias y condensadores que se han elegido tienen un encapsulado rectangular de montaje superficial (SMD) de tamaño 0805, con unas dimensiones de 2.0x1.25 mm. Se usan para proteger las entradas de los componentes, para caracterizar distintos tipos de filtro y para desacoplar el ruido de a las entradas.

2.4.6. Conector vertical de pines

Los transductores de la apertura interactúan con el multiplexor conectándose a unos pines verticales 02X08 SMD. En cada módulo se conectan 8 elementos, dejando los 8 restantes para masa.



Figura 2.9: Conector vertical de pines



2.5. Esquemático

En este apartado se presenta un estudio más detallado de los módulos del circuito multiplexor.

2.5.1. Emisor

En este módulo, y en los siguientes, se colocarán en las entradas de los pines condensadores de desacoplo para eliminar picos de ruido y resistencias de protección. Particularmente el emisor contará con los diodos de protección frente al pulso transmitido, los conectores Jack con las señales implicadas en el proceso y finalmente los dos multiplexores. La descripción de los pines del multiplexor se puede encontrar en (Anexo C: Funcionalidad de pines)

Los multiplexores están conectados a través de la señal DIN_TX2. Esta señal está a nivel alto cuando el registro D15 del multiplexor está a nivel alto. De esta forma, el segundo multiplexor es activado.



Figura 2.10: Elementos que participan en emisión



2.5.2. Receptor

Este módulo se comporta igual que el emisor, pero en este caso TX1 es RX2 Y RX1, señales provenientes de los transductores receptores con la respuesta del medio a los pulsos transmitidos. RX1 y RX2 serán las señales a la entrada del módulo amplificador.

Análogamente al emisor, los multiplexores están conectados a través de la señal DIN_RX2.



Figura 2.11: Elementos que participan en recepción



2.5.3. Amplificador

En esta etapa se amplifican RX1 y RX2 con los dos canales del amplificador AD8332. Como ya se ha comentado, las señales de control de ganancia (HILO y GAIN) se suministran a través del conector Jack. La descripción de los pines del amplificador se puede encontrar en (Anexo C: Funcionalidad de pines)

Para eliminar la componente continua de los pulsos se ha colocado un filtro paso bajo a la entrada del amplificador. La frecuencia de corte es 300KHz. Según la expresión de dicha frecuencia $fc \approx \frac{1}{2\pi RC}$, se necesitan unos valores comerciales de componentes de R= 120 Ω y C=4.7nF.

La apertura trabaja a 1.5 MHz, pero también se plantea trabajar con señales a 3MHz. Además, se quiere aprovechar los armónicos de las señales para generar imágenes, con un límite de 10 MHz en dichos armónicos. Para ello, se han colocado dos filtros paso bajo en las salidas diferenciales VOH2-VOL2 y VOH1-VOL1. Esa frecuencia $fc \approx \frac{1}{2\pi \text{RC}}$ =10MHz hace que se necesiten unos condensadores y resistencias con valores comerciales de C= 15pF y una R=1000 Ω respectivamente.



Figura 2.12: (a) Filtro paso alto a la entrada de un canal (b) Filtro paso bajo a la salida de un canal

Finalmente, las señales filtradas (SAL_N1-SAL_P1, SAL_N2-SAL_P2) se transforman a modo común a través del amplificador AD8421 [20] con ganancia unidad se envían a la *Red Pitaya* (Figura 2.2).





A continuación, se presenta un esquema de módulo amplificador:

Figura 2.13: Módulo amplificador

2.6. Diseño de la placa

A partir de sus hojas de características [24] [19] [25], se han diseñado las huellas del amplificador, multiplexor y conector RJ45 ya que no se incluyen en las librerías de *Kikad*.

La placa donde el circuito va a ir impreso (PCB) tiene una forma circular con una radio de 55mm. Para acoplar la apertura al circuito, se han colocado 6 agujeros pasantes de radio 2mm, separados entre sí un ángulo de 60º.

La placa cuenta con 6 capas de cobre en la que se ha usado pistas de 0.25 mm para las señales en las capas superficiales y planos de alimentación para las capas intermedias (Vnn, Vpp, GND, 5V), provocando apantallamiento entre ellas. Además, se han colocado planos de masa en las capas superficiales para tapar las zonas libres y así reducir las interferencias entre componentes. Los planos están conectados a través de vías de 0.4 mm de diámetro, con lo que se ofrece una rápida línea de retorno para las corrientes y se eliminan los bucles en la masa.

A continuación, se presenta la distribución de los componentes en las capas frontal y trasera de la placa, así como la colocación de la apertura sobre esta:



Figura 2.14: (a) Vista de la capa trasera en 3D de la PCB (b) Vista de la capa frontal en 3D de la PCB (c) (d) Colocación de la placa sobre la apertura



Capítulo 3

Implementación software

En este capítulo se realiza la implementación software del *beamforming* y del simulador de señales junto a la caracterización software de la apertura, así como el estudio del comportamiento de la apertura a partir de un *phantom*. Cabe mencionar que un *phantom* puede ser construido físicamente [26] y ser comparado con el modelo software correspondiente.

La emisión y recepción en los elementos se va a producir de forma secuencial, por lo que la implementación software está basada en la técnica SAU (1.4.2). De entre las diferentes modalidades de SAU se usa *"Full Matrix Capture (FMC)"*, en la que en cada emisión de un elemento se recibe con todos los de la apertura, generando un total de N^2 señales. Dentro de los tipos de SAU, es la que genera imágenes con mayor calidad. [6, p. 20]



Figura 3.1: Adquisición de imagen mediante apertura sintética. Fuente: [40]



3.1. Lenguajes de programación

Primeramente, para desarrollar este capítulo se ha usado el software de *MATLAB* como entorno de trabajo. Más adelante se recurrió a Python por ser código de licencia libre, por ser un lenguaje accesible por cualquier ordenador y porque prácticamente ofrecía las mismas prestaciones de cara a alcanzar los objetivos. A esto se suma que son entornos en los que se pueden implementar funciones que se ejecutan de una forma relativamente rápida y eficiente con mecanismos de paralelización.

3.2. Caracterización de la apertura

Como ya se ha comentado, los elementos de la apertura están colocados siguiendo una distribución espacial de Fermat (Figura 2.1). Se dispone de 32 elementos en emisión y 32 en recepción, con un tamaño de $2\lambda x 2\lambda$ operando a una frecuencia de 1.5MHz. La velocidad del sonido es de 1540 m/s, la típica en los tejidos humanos, por lo que la longitud de onda $\lambda = v/f = 1.02$ mm. El diámetro de la apertura es de 70 λ . (El artículo de referencia en el que se basa el diseño de la apertura se puede encontrar en [27]. En este caso la apertura está compuesta por 96 elementos).

Volviendo a la apertura del sistema, queda decir que esta adquiere un ángulo de curvatura de ±20^o, tal como se presenta en la Figura 3.2. Consecuentemente, cada elemento adquiere un ángulo de inclinación en función de su posición respecto al centro de la apertura:



Figura 3.2: Curvatura en la distribución de elementos de la apertura

A lo largo de este capítulo, para caracterizar y trabajar con la apertura se han usado las posiciones de los transductores.



• Coordenadas de los transductores

Para posicionar los transductores se han usado coordenadas cartesianas. El ángulo de la distribución de Fermat es 141.59^o. A partir del ángulo y el radio (ecuaciones 1.9, 1.10) se generan las coordenadas x e y de los transductores. El centro de la apertura se encuentra en el origen de coordenadas. A continuación, se presenta un gráfico de dispersión con los diferentes puntos de los transductores en x e y:



Figura 3.3: Posición de los elementos en el plano XY

Para calcular las coordenadas z se ha realizado la intersección de un trozo de esfera con un círculo de Ra = 35λ , radio de la apertura. El radio de la esfera está definido a partir de Ra y la inclinación de la apertura de la siguiente forma:



Figura 3.4: Corte transversal de la intersección entre una esfera y un círculo de radio 35 λ



Por tanto, se despejan la coordenada zi de la siguiente expresión de la esfera con radio Re, siendo xi e yi las coordenadas de los diferentes transductores:

 $Re = 104.37mm = xi^2 + vi^2 + zi^2$

Figura 3.5: Coordenadas z de los puntos de la intersección

• Función de difracción

Otro factor a tener en cuenta es la influencia de la geometría del transductor en la difracción de la apertura. La integral de Rayleigh define el campo de radiación de una apertura separando la excitación de la contribución de cada elemento. Para un elemento rectangular situado en el plano XY la expresión del campo radiado en un punto del espacio es la siguiente [3, p. 141]:

$$\vec{P}(xi, yi, t) = \vec{p}(t)A(xo, yo) = \vec{p}(t)A_x(xo)A_y(yo)$$
 (3.2)

 \vec{P} es la función de presión en un punto del espacio y A es la función de difracción en el eje y y eje x del transductor. Esta última depende de la geometría del transductor.

Esta función de difracción varía dependiendo de si el transductor trabaja en la zona de campo lejano (zona de Fraunhofer) o en campo cercano (zona de Fresnel) del elemento. El punto que las limita está localizado en $D^2/4\lambda$, siendo D el diámetro del transductor. Dado que el sistema de imagen emite con un solo elemento en cada disparo, y no con todos, como en el caso de los *Phased Arrays*, el límite está marcado en 1.02 mm tomando D como 2λ (dimensión del transductor).

(3.1)



Se va a trabajar con z>>1.02 mm, zona de campo lejano. Por tanto, con la aproximación de Fraunhofer para campo lejano, se tiene la siguiente expresión de difracción en un elemento rectangular. Se trabaja con una distribución uniforme en amplitud a lo largo del transductor [1, p. 28]:

$$A(xi, yi, zi) = \iint_{-\infty}^{\infty} a(xo)a(yo) \exp\left(jk\left(\frac{xixo}{zi} + \frac{yiyo}{zi}\right)\right) dxodyo$$
(3.3)

siendo a(yo) y a(xo) los coeficientes de la distribución en amplitud en la superficie del transductor:

$$a(xo) = 1 \ para \ -\lambda \le xo \le \lambda$$
$$a(yo) = 1 \ para \ -\lambda \le yo \le \lambda$$

La expresión 3.3 es la transformada de Fourier de la función de difracción en las frecuencias: $fx = \frac{xi}{\lambda zi} \gamma fy = \frac{yi}{\lambda zi}$ (1/m). Resolviendo la expresión se consiguen unos coeficientes que dependen de cada punto en el espacio.

$$At(xi, yi, zi) = sinc\left(\frac{2xi}{zi}\right)sinc\left(\frac{2yi}{zi}\right)$$
(3.4)

En condición de campo lejano, la relación x/z o y/z se puede considerar como el ángulo ϑ que forma el eje de radiación del elemento con el eje z ya que z>>x y z>>y, por lo que:

$$\vartheta i = \arcsin\left(\frac{x_i}{\sqrt{x_i^2 + z_i^2}}\right) \approx \arcsin\left(\frac{x_i}{z_i}\right) \approx \frac{x_i}{z_i}$$
 (3.5)

$$\vartheta j = \arcsin\left(\frac{y_j}{\sqrt{y_j^2 + z_j^2}}\right) \approx \arcsin\left(\frac{y_j}{z_j}\right) \approx \frac{y_j}{z_j}$$
 (3.6)



• Ángulos de focalización

A la hora de caracterizar la apertura también hay que tener en cuenta la orientación que adquiere cada elemento debido a la curvatura de esta. Con las coordenadas z de los transductores y el radio de curvatura de la esfera (Re), el ángulo de inclinación de cada elemento queda reflejado en la siguiente relación trigonométrica:



Figura 3.6: Inclinación de un elemento de la apertura

• Relación entre inclinación y función de difracción de los elementos

Considerando los ángulos de inclinación y la expresión 3.4, para cada elemento tenemos la siguiente función de difracción en un punto del espacio:

$$At(xi, yi, zi, n) = sinc\left(\frac{2xi - x_elemento_n}{zi} - \vartheta_n\right)sinc\left(\frac{2yi - y_elemento_n}{zi} - \vartheta_n\right)$$
(3.8)



• Focalización

Hay un inconveniente con esta configuración de los elementos ya que la respuesta de la imagen medida depende de la superposición de todas las ondas radiadas por los diferentes elementos. Esto conlleva que haya más o menos convergencia de los patrones de radiación en función de la profundidad del punto medido. La máxima superposición aparece en un determinado punto, manteniéndose a lo largo de un eje. Las siguientes gráficas reflejan este fenómeno:



Figura 3.7: Superposición de diagramas de radiación de varios elementos en función de la profundidad: (a) 91 mm (b) 245 mm (c) 918 mm. Fuente: [27]

Esto define una zona de trabajo (ROW) en la que está el foco de la radiación, zona definida por los puntos donde la intersección del diagrama de radiación de los elementos es de -3dB. Esta zona se puede modificar dotando con una superficie cóncava a la apertura, imitando a una lente convergente. El foco se acercará a la posición de la apertura en función de su ángulo de curvatura, delimitando la zona de convergencia [27].



Teóricamente, para la apertura con la que se trabaja en este TFG, el ángulo de curvatura de 20º provoca que el foco esté comprendido en $z\epsilon$ (77.8 181.3) mm dentro de un cono de ± 8º (Figura 3.8). A partir de la implementación software que se expone en este capítulo, se comprobará si la apertura cumple con estas especificaciones.



Figura 3.8: Zona de convergencia de una apertura con una curvatura de 20º. Fuente: [27]

3.3. Simulador de señales ultrasónicas

Aparte del diseño del circuito multiplexor, uno de los objetivos originales de este TFG era medir imágenes a partir de señales reales emitidas y recibidas por la apertura y estudiar su comportamiento, pero circunstancias externas al trabajo hicieron replantearlo siguiendo otro método. Dado que no se tienen esas señales, se han simulado y conformado por medio de software. A continuación, se presenta el proceso realizado y la metodología empleada.

 La señal de excitación del transductor es un pulso gaussiano con un ancho de banda relativo de 0.6. El pulso esta modulado en frecuencia (*si*) debido a la función de transferencia del transductor, centrada en 1.5 MHz. Con el fin de suavizar la imagen a la hora de visualizarla, también es necesaria su componente en cuadratura (*sq*) y de esta forma se puede calcular la envolvente del pulso en recepción. Esta componente en cuadratura se calcula con la transformada Hilbert, desfasando 90º la señal en fase. La envolvente (*se*) se calcula de la siguiente forma, eliminado la frecuencia portadora:

$$se = \sqrt{si^2 + sq^2} \tag{3.9}$$



Figura 3.9: Señales que participan en la toma de imagen

- Matemáticamente, el espacio en 3D va a estar representado por un tensor de orden 3. En Matlab se traduce como una matriz *H* de tres dimensiones, en la que en cada posición se guarda el valor de reflectividad en ese punto del espacio. Al mismo tiempo se han caracterizado los puntos de cada eje de coordenadas por medio de tres arrays de una dimensión: *X_phantom*, *Y_phantom y Z_phantom*. Las coordenadas de los transductores también se guardan en vectores de una dimensión: *x_emis*, *y_emis*, *z_emis*, *x_recep*, *y_recep*, *z_recep*.
- Se va a trabajar en el dominio del tiempo, por tanto, es necesario calcular los diferentes valores del tiempo de vuelo que invierte una señal en viajar a un punto del espacio (*Ti*) y volver (*Tv*). Dado que usamos FMC como modalidad SAU, la apertura maneja un total de 1024 (32x32) señales. Las expresiones de los tiempos de vuelo son las siguientes (3.10):

$$Ti(k, n, m, p) = \frac{\sqrt{(x_{emis(k)} - X_{phantom(m)})^{2} + (y_{emis(k)} - Y_{phantom(n)})^{2} + (z_{emis(k)} - Z_{phantom(p)})^{2}}{c} (s)$$

$$Tv(l,m,n,p) = \frac{\sqrt{(x_{recep(l)} - X_{phantom(m)})^{2} + (y_{recep(l)} - Y_{phantom(n)})^{2} + (z_{recep(l)} - Z_{phantom(p)})^{2}}{c}(s)$$

Ttotal = Ti + Tv(s)



• Las señales que se manejan están muestreadas temporalmente, por lo que una señal desplazada en el tiempo es una señal desplazada un número de muestras. El retardo de las señales se ha aplicado con el comando *delayseq(data,delay)* de *Matlab.* La señal retardada se referencia como $s_i(Muestras)$.

Además, se ha implementado un interpolador lineal para ajustar el retardo entre dos muestras consecutivas [28]. τs son los segundos por muestra (3.11):

$$\begin{split} Muestras &= floor(\frac{Ttotal}{\tau s})\\ \Delta muestra &= \frac{Ttotal}{\tau s} - floor(\frac{Ttotal}{\tau s})\\ s_i &= s_i(Muestras) + \Delta muestra(s_i(Muestras + 1) - s_i(Muestras)) \end{split}$$

- Para el posterior procesado de señal (beamforming), es necesario guardar las diferentes señales con sus correspondientes retardos. Para ello se han creado dos matrices de tres dimensiones, *TiemposF* y *TiemposQ*, para las componentes en fase y cuadratura. El tamaño de las matrices es de 32x32xNMaxMuestras, recogiendo un vector de señales por cada combinación de emisor-receptor. Como ejemplo, la posición *TiemposF(5,20,:)* contiene todas las reflexiones originadas en el transductor *5* y recibidas por el *20*. La Figura 3.10 ilustra el proceso descrito en este párrafo.
- NMaxMuestras viene limitado por la máxima distancia que se quiere medir y por la frecuencia de muestreo. En el caso del phantom diseñado, como se expondrá posteriormente, se trabaja en un espacio de 60x60x60 mm. Con una frecuencia de 31x10⁶ muestras/s y la máxima distancia recorrida se obtiene que NMaxMuestras ≈ 4000. Para el cálculo se ha considerado el transductor más alejado del centro, en la posición ≈ (30,30) mm (3.12) :

$$dmax = 2 * \sqrt{(xmax_{transductor} + 30)^2 + (ymax_{transductor} + 30)^2 + 60^2}$$

$$NMaxMuestras = \frac{dmax}{c} fm \approx 4000$$



Figura 3.10: Proceso de adquisición en Full Matrix Capture [28]

IN FFER

C-IN

DIFFES

- El algoritmo final de simulación es un conjunto de iteraciones ejecutadas por cada combinación de transductores emisor-receptor:
 - 1. Por cada pareja emisor-receptor se mide el tiempo de vuelo a un punto del espacio.
 - 2. En segundo lugar, el pulso se pondera en función de la reflectividad de la matriz H en ese punto y se retarda en función del tiempo de vuelo.
 - 3. Se crea un vector de señales F donde se almacenan los diferentes pulsos provenientes de cada punto del espacio.
 - 4. Una vez barrido todo el espacio se guarda el vector F en la posición (k,i) de la matriz *TiemposF*, se vacía su contenido para poder reutilizarlo, y así poder guardar las señales de la siguiente combinación emisor-receptor. Como se ha dicho anteriormente, las componentes en cuadratura (*TiemposQ*) se calculan con la transformada de Hilbert de *TiemposF*.



A continuación, se presenta el pseudocódigo que se ha programado y que describe lo explicado:

for
$$k = 1$$
: Ne
for $i = 1$: Nr
for $p = 1$: Sz
for $m = 1$: Sy
 $T_total = T_ida + T_vuelta$
Muestras= floor($T_total/resolución$)
 $tr = T_total/resolución - Muestras$
Retardo = si(Muestras)+tr · (si(Muestras+1)-si(Muestras)))
 $F = F + H(n,m,p) \cdot Retardo$
end
end
end
 $TiemposF(k,i,:) = F$
 $F = 0;$
end
end

Constante	Descripción	
Ne	Número de transductores emisores	
Nr	Número de transductores receptores	
Sx, Sy, Sz	Dimensiones de los vectores X_phantom, Y_phantom y Z_phantom	
resolución	Segundos/muestra	
si(Muestras)	Pulso retardado un número de muestras	
F	Vector de señales con los diferentes retardos proporcionales al tiempo de vuelo	

Tabla 8: Constantes del algoritmo del simulador de señales



3.4. Beamforming

Una vez adquiridas las señales, solo falta construir la imagen a partir de estas. El proceso es análogo al anterior. En este caso se crean dos matrices de ceros en tres dimensiones (*Fase3D*, *Cuadra3D*) de igual tamaño que la matriz *H*, definiendo así nuestro espacio de trabajo.

- En cada iteración, por cada pareja emisor-receptor se calcula el tiempo de vuelo a un punto del espacio (*xi*, *yi*, *zi*).
- Se suma el valor de las 1024 señales en dicho punto: Para cada vector de señales de una pareja emisor-receptor, se accede al valor del vector en una posición marcada por ese tiempo de vuelo. Por ejemplo, *TiemposQ (20,10,1000)* almacena el valor de la muestra 1000 del vector de reflexiones de la pareja emisor-receptor (20,10). La suma de los 1024 valores se almacena en los escalares *pix_3D* Y *pix2_3D*.
- Para terminar, se asignan los valores *pix_3D* y *pix2_3D* a la posición *Fase3D(xi,yi,zi)* y *Cuadra3D(xi,yi,zi)* respectivamente. Se finaliza con el cálculo de la envolvente. Lo descrito en este apartado se refleja en el siguiente fragmento de pseudocódigo:

```
for n = 1: tamaño(Fase3D(:,1,1))
 for m = 1: tamaño(Fase3D(1,:,1))
    for p = 1: tamaño(Fase3D(1,1, :))
      for k = 1: Ne
        for i = 1: Nr
         T_total = T_ida + T_vuelta;
        Muestras= floor(T_total/resolucion);
         tr = T_total/resolucion - Muestras;
        pix_3D = pix_3D + TiemposF(k,i,Muestras) + tr (TiemposF(k,i,Muestras+1) - TiemposF(k,i,Muestras));
        pix2_3D = pix2_3D + TiemposQ(k,i,Muestras) + tr (TiemposQ(k,i,Muestras+1)- TiemposQ(k,i,Muestras));
        end
     end
    Fase3D(n,m,p) = pix_3D;
    Cuadra3D(n,m,p) = pix2_3D;
    pix_3D = 0;
   pix2_3D=0;
   end
 end
end
```

Envolvente = sqrt(Fase3D · Fase3D + Cuadra3D · Cuadra3D);



3.5. Diseño y medida del phantom

Para evaluar el funcionamiento de la apertura se ha implementado un *phantom* médico por medio de software. Como guía de diseño, se ha cogido el *phantom 040GSE* [29] en el que se presentan diferentes tipos de tejidos en función de su reflectividad.

Para caracterizar el *phantom*, se ha recurrido a la matriz de reflectividades *H* mencionada anteriormente. Las dimensiones del *phantom* son 60x60x60 mm. Cabe destacar que la simulación del *phantom* lleva implícita una ganancia que compensa la atenuación proporcional a la profundidad del *phantom* $(dB/(MHz \cdot cm))$. Dentro de la matriz H se han distribuido 25 quistes en forma de esfera con diferentes reflectores en su interior. Los diámetros de las esferas son de 6, 5.5, 5, 3.5 y 3 mm. Se han combinado diferentes tamaños de esfera con diferentes magnitudes de reflectores. Los reflectores de cada esfera se ajustan conforme a una distribución de Rayleigh con los siguientes valores medios:

	dB	Lineal
Valor I	0	1
Valor II	-2.14	0.78125
Valor III	-4.99	0.5625
Valor IV	-9.27	0.34375
Valor V	-18.06	0.125

Tabla 9: Valores medios de las reflectividades de los quistes

Por otro lado, alrededor de las esferas se ha introducido un ruido estructural causado por la vibración mecánica de los transductores. El valor de este ruido es de una media de -24 dB, siguiendo del mismo modo una distribución de Rayleigh.

La apertura trabaja con un nivel de lóbulos secundarios de -30 dB [30] por debajo de ese nivel de señal la apertura medirá ruido eléctrico sin poder distinguir entre diferentes objetos. Este ruido se debe a la electrónica implicada en la apertura y a la baja sensibilidad del transductor. Para tener en cuenta este factor, se ha introducido un ruido eléctrico de -20 dB en el *phantom*.

Para comparar la imagen medida por la apertura de nuestro sistema, se ha medido el *phantom* con un array lineal convencional de dos dimensiones, con transductores de tamaño $\lambda/2$ que tienen un patrón de radiación omnidireccional. Además, en esta distribución no se aplica la característica curvatura de ±20º. Los valores de la amplitud



están normalizados respecto al máximo en escala logarítmica. Se presenta un corte en el plano XZ de la imagen:



Figura 3.11: Phantom medido por un array convencional (AP1)

Por otra parte, se ha medido el *phantom* con la apertura del sistema. La diferencia con el *array* anterior es el incremento en el tamaño (2 λ) de los transductores. En este caso el nivel de la señal es 16 veces más alto ya que tenemos un incremento en el área radiante del elemento [27]. Además, el patrón de radiación cerrado y la curvatura de la distribución de los transductores hacen que se obtengan valores más redundantes de amplitud en la zona de convergencia. Del mismo modo que en el caso anterior, se presenta la imagen obtenida:



Figura 3.12: *Phantom* medido por la apertura del sistema (AP2)

Observando la imagen (AP2), se puede comprobar que hay quistes que se desvanecen o que presentan menor contraste respecto a la primera imagen (AP1). Esto se debe al efecto de la zona de convergencia descrita anteriormente donde el *beamforming* es más eficiente (Figura 3.8). Para comprobar el efecto de dicha zona, se han calculado los puntos (x_{min}, z_{min}) y (x_{max}, z_{max}) del *phantom* que delimitan la mitad de la zona de convergencia a partir del ángulo (8º) del trozo de cono. Para los valores de $z_{min} = 75 mm y z_{max} = 135 mm$ se tiene:

$$x_{min} = sen(8) \cdot \sqrt{ancho_X^2 + z_{min}^2} = sen(8) \cdot \sqrt{30^2 + 75^2} = 11.24 mm$$
$$x_{max} = sen(8) \cdot \sqrt{ancho_X^2 + z_{max}^2} = sen(8) \cdot \sqrt{30^2 + 135^2} = 18.57 mm$$



Se puede comprobar que, respecto a AP1, los quistes que aproximadamente superan los límites marcado por la línea que unes los puntos calculados, sufren una caída en su amplitud debido a que no se encuentran en la zona de convergencia, llegando incluso a desaparecer como es el caso del quiste centrado en (25,80) *mm*.

Por tanto, podemos concluir que la apertura del sistema está actuando coherentemente a las consecuencias de su forma de diseño. Se ha comprobado que existe esa zona de convergencia en el intervalo de distancias teórico: $z\epsilon$ (77.8 181.3) mm.

Capítulo 4

Conclusiones y líneas futuras

4.1 Conclusiones

En este TFG se ha diseñado un circuito multiplexor para una apertura ultrasónica de transductores dispersos. Esta apertura forma parte de una cadena de adquisición de imagen que termina con la conformación de señales captadas por la apertura. Para el diseño del circuito y de la PCB se ha usado la herramienta *software* Kikad. El principal impedimento de esta fase ha sido el no poder comprobar el funcionamiento del circuito multiplexor y, por ende, el de la cadena de adquisición.

Como consecuencia de ese impedimento se han comprobado las prestaciones de la apertura por medio de *software*. Este ha sido el segundo objetivo alcanzado en este TFG. A través de Python y Matlab se ha caracterizado la apertura e implementado un simulador de señales ultrasónicas junto al conformador de estas. Como escenario de ejecución de esta implementación se ha diseñado un *phantom* médico compuesto de diferentes quistes. Se ha comparado la imagen generada por la apertura del sistema con la de un *array* lineal convencional. Esto ha servido para comprobar que la apertura del sistema cumple con sus especificaciones teóricas. No se ha llegado a generar imágenes en 3D, por lo que se ha propuesto como línea futura de trabajo.

A nivel personal, este trabajo ha sido una oportunidad para aprender sobre un campo ligado a las telecomunicaciones y que me interesa mucho, la ingeniería acústica y más en concreto los ultrasonidos. A pesar del trabajo realizado para ese aprendizaje estoy satisfecho con los resultados y con el seguimiento recibido durante el proceso.



4.2 Líneas futuras

Durante el desarrollo de este trabajo han surgido ideas para la evolución del sistema de imagen:

- Dado que no se ha podido comprobar el funcionamiento del circuito multiplexor, como línea futura de trabajo está el diseño de un programa que controle la Red Pitaya y de esta forma poder automatizar la cadena de imagen. De esta forma se podrían adquirir y medir imágenes a partir señales ultrasónicas reales.
- También se propone generar imágenes con frecuencias de operación del transductor diferentes a 1.5 MHz.
- En lo referido a la implementación software, se plantea programar los diseños con CUDA a través del lenguaje C. Los tiempos de ejecución con Matlab y Python no eran lo suficientemente rápidos como para realizar el proceso de simulación y *beamforming* a tiempo real. CUDA es una plataforma de computación en paralelo que explota las ventajas de la GPU ofreciendo de esta forma un gran rendimiento para procesos de alta carga computacional como los de este TFG.
- En este TFG solo se ha llegado a generar imágenes en 2D, por lo que otra línea futura de trabajo es el diseño y medida de un *phantom* en 3D.

Agradecimientos

Authors gratefully acknowledge the support of the Spanish Agencia Estatal de Investigación and the Fondo Europeo de Desarrollo Regional (AEI/FEDER, UE) by funding the project DPI2016-80239-R.



Bibliografía

- S. I. Nikolov, Synthetic Aperture Tissue and Flow Ultrasound Imaging, M. S. thesis, Center for Fast Ultrasound Imaging, Dept. Elect. Eng., Tech. Univ. of Denmark, Copenhague, Dinamarca, 2001.
- [2] J. N. Cheeke, Fundamentals and Applications of Ultrasonic Waves. Capítulo 7, Concordia: CRC Press LLC, 2002.
- [3] T. L. Szabo, Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, Boston: Academic Press, 2014.
- [4] CIRS, «aapm.org,» [En línea]. Disponible en: https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/49-14379-35435-483.pdf.
- [5] R.P.Tandon, N. S. Ved Singh y V.K.Hans, «Fabrication, Properties and Design Considerations of Piezocomposite Transducers for Ultrasonic Imaging,» de 14th Conference of the Biomedical Engineering Society of India, India, 1995.
- [6] C. J. Martín Arguedas, Técnicas de apertura sintética para la generación de imagen ultrasónica, M. S. thesis, Escuela Politécnica Superior, Departamento de electrónica, Universidad de Alcalá 2010.
- [7] A. Blanco Paetsch, Desarrollo de un procedimiento rápido para la contrucción de arrays bidimensionales de transductores ultrasónicos, TFM, Universidad Politécnica de Madrid 2017.
- [8] A. Andreas y S. Holm, «Sparse 2-D Arrays for 3-D Phased Array,» *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control,* vol. 49, nº 8, pp. 1073 1086, 2002.
- [9] Ó. Martínéz-Graullera y G. Godoy, «2D array design based on Fermat spiral for ultrasound imaging,» *Ultrasonics,* vol. 50, nº 2, pp. 280-289, 2009.
- [10] E. Boni y P. Tortoli, «Next-Generation Ultrasound Research Scanners Design,» de 2017 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), Washington, 2017.
- [11] E. Boni, L. Bassi, A. Dallai y F. Guidi, «A Reconfigurable and Programmable FPGA-Based System for Nonstandard Ultrasound Methods,» *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 59, nº 7, pp. 1378 - 1385, 2012.
- [12] Vantage, «verasonics.com,» [En línea]. Disponible en: https://verasonics.com/wpcontent/uploads/2019/04/Vantage-Systems-Brochure.pdf.
- [13] J. Arendt Jensen, I. O. Holm, L. Joost Jensen y H. Bendsen, «Ultrasound Research Scanner for Real-time Synthetic Aperture Data Acquisition,» *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control,* vol. 52, nº 5, pp. 881 - 891, 2005.
- [14] «Red Pitaya,» [En línea].

Disponible en: http://downloads.redpitaya.com/doc/Red_Pitaya_Schematics_STEM_125-10_V1.0.pdf.

[15] XPPOWER, «A SERIES DATASHEET,» [En línea].

Disponible en: http://www.emcohighvoltage.com/datasheets/aseries.pdf.



- [16] Philips, «Shifter AN10441,» [En línea]. Disponible en: https://www.nxp.com/docs/en/application-note/AN10441.pdf.
- [17] F. Systems, «WMA-300,» [En línea].

Disponible en: https://www.falco-systems.com/High_voltage_amplifier_WMA-300.html.

[18] Kikad, «Comenzando en Kikad,» [En línea].

Disponible en:

https://docs.kicad-pcb.org/4.0.7/es/getting_started_in_kicad/getting_started_in_kicad.pdf.

[19] A. DEVICES, «AD8332 datasheet,» [En línea].

Disponible en:

https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8331_8332_8334.pdf.

[20] A. DEVICES_, «AD8421 datasheet,» [En línea].

Disponible en:

https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8421.pdf.

- [21] ARUBA, «"¿Qué es POE de alta potencia?",» 2018.
- [22] J. Petroski , «Power over Ethernet Thermal Analysis with an Engineering Mechanics Approach,» Cleveland, OH USA.
- [23] VISHAY, «BAV99 datasheet,» [En línea].

Disponible en: https://www.vishay.com/docs/85718/bav99.pdf.

[24] MicroChip, «HV2601 datasheet,» [En línea].

Disponible en: http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/20005391B.pdf.

- [25] Digi-Key, «Conector 1705549-1,» [En línea]. Disponible en: https://www.digikey.es/productdetail/es/te-connectivity-amp-connectors/1705549-1/A126674CT-ND/7696058.
- [26] R. O. Bude y R. S.Adler, «An Easily Made, Low-Cost, Tissue-Like Ultrasound Phantom Material,» Ann Arbor, 1995.
- [27] Ó. Martínez-Graullera, V. Yague-Jiménez, A. Blanco Paetsch, M. Parilla Romero, A. Ibáñez Rodríguez y T. Gómez Álvarez-Arenas, «Prototyping sparse arrays of ultrasonic transducers for 3D image generation,» de *Proc. Mtgs. Acoust. 38*, Bruges (Bélgica), 2019.
- [28] Ó. M. Graullera, M. García-Izquierdo, M. Santos Peñas, J. Villazón-Terrazas y D. Romero-Laorden, «Análisis de la implementación software de un conformador de señales ultrasónicas para tiempo real,» *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, vol. 13, nº 4, pp. 462-471, 2016.
- [29] CIRS, «Ultrasound Phantom : Model 040GSE,» [En línea]. Disponible en: http://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2019/04/040GSE-DS-120418.pdf.



- [30] Ó. Martínez-Graullera, V. Yagüe-Jiménez, A. Blanco Paetsch, A. Ibáñez Rodríguez y T. Gómez Álvarez-Arenas, «The Role of Additive Manufacturing Technology in the Design of Sparse Transducer Arrays,» de 2019 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), Glasgow, 2019.
- [31] L. Nolting, MD, P. Hunt, T. Cook y B. Douglas, «An Inexpensive and Easy Ultrasound Phantom».
- [32] RIGOL, «MSO5000 Series Digital Oscilloscope,» 2018. [En línea]. Disponible en: https://www.batterfly.com/PDF/RIGOL/mso5000/MSO5000_UserGuide_EN.pdf.
- [33] Microchip. [En línea].

Disponible en: http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/20005391B.pdf.

- [34] A. DEVICES. [En línea]. Disponible en: https://www.analog.com/media/en/technicaldocumentation/data-sheets/AD8331_8332_8334.pdf.
- [35] J. A. Jensen, «FIELD II Simulation Program,» [En línea]. Disponible en: https://field-ii.dk/.
- [36] R. Pitaya. [En línea]. Disponible en: https://www.redpitaya.com/.
- [37] Mini-Circuits, «TK-6T KK81 datasheet,» [En línea].

Disponible en: https://www.minicircuits.com/pdfs/T1-6T-KK81.pdf.

- [38] J. Arendt Jensen, H. Lund-Holten, R. Nilsson Throup, M. Hansen y U. Darling Larsen, «SARUS: A Synthetic Aperture Real-Time Ultrasound System,» *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control,* vol. 60, nº 9, pp. 1838 - 1852, 2013.
- [39] E. Boni, A. Yu, Freear, Steven y J. A. Jensen, «Ultrasound Open Platforms for Next-Generation Imaging Technique Development,» *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 65, nº 7, pp. 1078 - 1092, 2018.
- [40] J. A. Jensen, J. Kortbek y S. Nikolov, «Implementation of Synthetic Aperture Imaging in Medical Ultrasound,» de *European Conference on Synthetic Aperture Radar*, Lyngby, 2010.
- [41] A. Marzo, T. Corkett y B. W.Drinkwater, «Ultraino: An Open Phased-Array System for Narrowband Airborne Ultrasound Transmission,» *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control,* vol. 65, nº 1, pp. 102 - 111, 2018.

Anexo A:

Aspectos económicos, sociales y ambientales

A.1. Introducción

En los últimos años se han desarrollado numerosas técnicas y equipos para adquirir imágenes por medio de ultrasonidos (12), avanzando en su optimización, como por ejemplo, en el tiempo de adquisición requerido para la composición de una imagen o en la calidad de la misma.

Estos avances benefician a diferentes campos (1.1), siendo la medicina uno de los más importantes, como se aprecia en el desarrollo de ecógrafos. El objetivo de este TFG es la contribución en el diseño de una cadena de adquisición de imagen de bajo coste, a través de técnicas de apertura sintética, concretamente en el diseño de una de sus partes, el circuito multiplexor de los transductores de la apertura ultrasónica. Además, se ha realizado un estudio del funcionamiento de dicha apertura por medio de *software*.

A.2. Descripción de impactos relevantes relacionados con el proyecto

A continuación, se señalan los diferentes ámbitos en lo que puede incidir este sistema de imagen:

A nivel científico, supone un avance en el área de la investigación ya que este sistema usa menos transductores en su apertura ultrasónica reduciendo de esta forma la electrónica implicada. Por otra parte, posibilita una adquisición de imagen más rápida gracias a la técnica de imagen sintética empleada, frente a los sistemas convencionales en los que se usa *phased arrays*, un método con mayor carga de procesado de imagen al necesitar más elementos activos en la adquisición de la imagen.

A nivel medioambiental, la cadena de imagen en la que participa este diseño del circuito multiplexor también supone ciertas ventajas. El plástico empleado en la impresión 3D de la apertura es fácilmente reutilizable o reciclable, frente a otros materiales, siempre y cuando se deposite en puntos habilitados para el reciclaje; además, esta impresión exige menos consumo eléctrico. Los materiales del resto del circuito tampoco presentan grandes problemas en este sentido.

De igual modo, los ultrasonidos, frente a otros métodos de medida, no suponen ningún riesgo para la persona responsable de su uso.

A nivel económico también ofrece una serie de avances en su diseño y elaboración al ahorrar costes que se traducen en menor capital de inversión, menos horas en su elaboración, menor materia prima.

En el siguiente apartado se detalla este último punto.



A.3 Análisis del impacto económico

Desde el punto de vista económico, la metodología empleada para el estudio de la apertura por medio de *software* supone también un avance importante. Al realizarlo por medio de *software* se prescinde de la inversión económica que exigiría la adquisición de los *phantoms*. Por otra parte, esta cadena de imagen emplea un método de fabricación más barato como es la impresión 3D con la que se elaboró la apertura del sistema. En la siguiente tabla se aprecia este ahorro proporcional en horas de elaboración:

Part/Tool	FDM	Alternative Method
End of arm robot	\$600; 24 hours	\$10000; 4 weeks
Automated turntable	\$8800; 2 weeks	\$50000; 8 weeks
Steel plates	\$20; 2 hours	\$200; 2 weeks

Tabla A.3.1: Coste de producción de impresión 3D frente a métodoconvencional de fabricación. Fuente: [7]

Asimismo, el uso de la Red Pitaya como controlador del proceso de adquisición sustituye la función de otros equipos, como el osciloscopio, que resultan más caros. Todo ello se debe a que la Red Pitaya incorpora múltiples funciones para el tratamiento y generación de señales (osciloscopio, analizar de espectros, emisor de RF), todo ello desde un mismo dispositivo

Por último, en este apartado económico cabe señalar una última ventaja. La reducción de elementos en la apertura supone también una menor inversión en la electrónica necesaria, es decir, se necesitan menos canales de entrada-salida para las señales ultrasónicas medidas.

A.4 Conclusiones

Como conclusión, este sistema de imagen incentiva la investigación en el campo de la imagen ultrasónica debido a su bajo coste de diseño y fabricación; a esto se suma el uso de la técnica de imagen sintética como uno de los métodos novedosos y prometedores para generar imagen. Por otro lado, la implementación *software* para el estudio del comportamiento de la apertura aporta información sobre la composición de los *phantoms* que mejor evaluaría las prestaciones de la apertura.

Anexo B: presupuesto económico

Horas	Precio/hora		Total	
350	20€		7000€	
Tabla B.	1: Mano de obra	a(coste direc	to)	
	Precio	Tiempos de uso en meses	Amortización en años	Total
Ordenador	700€	6	6	58,33€
Licencia Matlab	800€	6	1	400€
Amplificador Falco	1795€	6	10	89,75€
Red Pitaya	250€	6	10	12,5€
Total				560,58€
Gastos generales (costes indirectos)	15 % sobre CD			1134,09€
Beneficio industrial(BI)	6 % sobre CD+Cl			521,68€

Tabla B.2: Recursos materiales(coste directo)

	Total
Multiplexores HV2601	35€
Amplificador AD8332	12€
Amplificador AD8421	5€
Conectores Jack	7€
Placa	150€
Componentes	5€
Cableado	4€
Cables Ethernet	21€
	234€

Tabla B.3: Material fungible (MF)

Subtotal	CI+BI+CD+MF	8889,68€
IVA	21.00 %	1866,83€
Total presupuesto		10756,51€



Anexo C: Funcionalidad de pines

• Multiplexor HV2601

Pin #	HV2601	HV2701	Description
1	NC	NC	No connect
2	NC	NC	No connect
3	SW4B	SW4B	Analog switch 4 terminal B
4	SW4A	SW4A	Analog switch 4 terminal A
5	SW3B	SW3B	Analog switch 3 terminal B
6	SW3A	SW3A	Analog switch 3 terminal A
7	SW2B	SW2B	Analog switch 2 terminal B
8	SW2A	SW2A	Analog switch 2 terminal A
9	SW1B	SW1B	Analog switch 1 terminal B
10	SW1A	SW1A	Analog switch 1 terminal A
11	SW0B	SW0B	Analog switch 0 terminal B
12	SWDA	SWOA	Analog switch 0 terminal A
13	V _{NN}	V _{NN}	Negative supply voltage
14	NC	NC	No connect
15	Vpp	Vpp	Positive supply voltage
16	NC	NC	No connect
17	GND	GND	Ground
18	Voo	VDD	Logic supply voltage
19	DIN	DIN	Data in logic Input
20	CLK	CLK	Clock logic input for shift register
21	LE	LE	Latch-enable logic input, low active
22	CLR	CLR	Latch clear logic input
23	Dout	Dout	Data out logic output
24	NC	RGND	No connect/Ground for bleed resistor
25	SW15B	SW15B	Analog switch 15 terminal B
26	SW15A	SW15A	Analog switch 15 terminal A
27	SW14B	SW14B	Analog switch 14 terminal B
28	SW14A	SW14A	Analog switch 14 terminal A
29	SW13B	SW13B	Analog switch 13 terminal B
30	SW13A	SW13A	Analog switch 13 terminal A
31	SW12B	SW12B	Analog switch 12 terminal B
32	SW12A	SW12A	Analog switch 12 terminal A
33	SW11B	SW11B	Analog switch 11 terminal B
34	SW11A	SW11A	Analog switch 11 terminal A
35	NC	NC	No connect
36	NC	NC	No connect
37	SW10B	SW10B	Analog switch 10 terminal B
38	SW10A	SW10A	Analog switch 10 terminal A
39	SW9B	SW9B	Analog switch 9 terminal B
40	SW9A	SW9A	Analog switch 9 terminal A
41	SW8B	SW8B	Analog switch 8 terminal B
42	SW8A	SW8A	Analog switch 8 terminal A
43	SW7B	SW7B	Analog switch 7 terminal B



• Amplificador AD8332

Pin No.	Mnemonic	Description		
1	LMD2	CH 2 LNA Midsupply Pin; Connect a Capacitor		
		for Midsupply HF Bypass		
2	INH2	CH2 LNA Input		
3	VPS2	CH2 Supply LNA 5 V		
4	LON2	CH2 LNA Inverting Output		
5	LOP2	CH2 LNA Noninverting Output		
6	COM2	CH2 LNA Ground		
7	VIP2	CH2 VGA Noninverting Input		
8	VIN2	CH2 VGA Inverting Input		
9	VCM2	CH2 Common-Mode Voltage		
10	GAIN	Gain Control Voltage		
11	RCLMP	Output Clamping Resistor		
12	VOH2	CH2 Noninverting VGA Output		
13	VOL2	CH2 Inverting VGA Output		
14	COMM	VGA Ground (Both Channels)		
15	VPSV	VGA Supply 5 V (Both Channels)		
16	VOL1	CH1 Inverting VGA Output		
17	VOH1	CH1 Noninverting VGA Output		
18	ENB	Enable—VGA/LNA		
19	HILO	VGA Gain Range Select (HI or LO)		
20	VCM1	CH1 Common-Mode Voltage		
21	VIN1	CH1 VGA Inverting Input		
22	VIP1	CH1 VGA Noninverting Input		
23	COM1	CH1 LNA Ground		
24	LOP1	CH1 LNA Noninverting Output		
25	LON1	CH1 LNA Inverting Output		
26	VPS1	CH1 LNA Supply 5 V		
27	INH1	CH1 LNA Input		
28	LMD1	CH 1 LNA Midsupply Pin; Connect a Capacitor for Midsupply HF Bypass		

Anexo D: Hoja de características del conector Jack

