

Gradu Amaierako Lana / Trabajo Fin de Grado

Medikuntzako Gradua / Grado en Medicina

DISEÑO Y PROTOTIPADO DE UN DISPOSITIVO DE IMAGEN ECOGRAFICA DE BAJO COSTE

Orientado al aprendizaje

Egilea /Autor:

Aritz Erkiaga Fernández

Zuzendaria / Director:

Dr. Ignacio García-Alonso Montoya

Indice

1. Introducción	3
1.1. Ecografía y diagnóstico médico	3
1.2. Historia.....	3
1.3. Principios físicos	4
1.4. Construcción del transductor.....	6
1.5. Métodos de imagen	8
1.5.1. Modo A.....	8
1.5.2. Modo B.....	8
1.5.3. Modo M.....	9
1.5.4. Imagen de armónicos	9
1.5.5. Doppler simple	9
1.5.6. Doppler color	10
1.5.7. Power Doppler	10
1.6. Ecografía y formación en medicina	11
2. Hipótesis y objetivos	11
3. Material y Métodos	12
3.1. Descripción de componentes básicos.....	12
3.1.1. Buzzer	12
3.1.2. Microcontrolador.....	12
3.1.3. Matriz de puertas programable en campo	13
3.2. Ensayos	13
3.3. Prototipo.....	14
4. Resultados	16
4.1. Primer ensayo.....	16

4.2. Segundo ensayo.....	18
4.3. Prototipo	20
5. Discusión.....	24
5.1. Diseño actual.....	24
5.2. Direcciones futuras.....	25
5.3. Otras propuestas	26
6. Conclusiones	28
7. Bibliografía	29
8. Anexo 1. Índice de figuras	31

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ECOGRAFÍA Y DIAGNÓSTICO MÉDICO

La ecografía es una técnica de imagen que emplea como mecanismo fundamental el eco en los tejidos de un haz de sonidos de elevada frecuencia, conocidos como ultrasonidos. Supone un coste reducido, en rango similar a la radiografía, con la ventaja de no emplear radiaciones ionizantes, al contrario que aquella¹.

1.2. HISTORIA

En la naturaleza, los murciélagos son capaces de sortear obstáculos en la oscuridad. Ya en 1793, el italiano Lazzaro Spallanzani postuló el sonido como método de localización espacial de estos animales, si bien su hipótesis quedó relegada a consecuencia de la obvia ausencia de sonido audible: los chillidos emitidos por estos mamíferos quedaban fuera del rango tonal perceptible, y, de hecho conocido, por la humanidad. No se terminó por comprobar este hecho hasta 1938, con posterioridad, de hecho, a los primeros usos tecnológicos de este tipo de sonido².

El uso del ultrasonido para localizar estructuras comenzó en la década de 1910, con las investigaciones de Paul Langevin, financiadas por el gobierno francés, que tenían como objetivo la detección de submarinos alemanes mediante el uso del fenómeno piezoeléctrico descrito por Pierre y Jacques Curie, y que finalmente se materializarían en el *sonar* del ejército estadounidense, que hizo su debut con el hallazgo del Titanic en las profundidades del océano Atlántico^{3,4,5}.

Fue el físico Sergéi Sokolov quien en 1928 desarrolló la imagen por ultrasonidos propiamente dicha en su faceta industrial. Su dispositivo empleaba la transmisión del sonido para hallar defectos en grandes estructuras metálicas sin causar daños a las mismas. Este mismo sistema fue perfeccionado en los años 40 por parte de Donald Sproule y Floyd Firestone; este último patentó en 1944 un dispositivo de ecografía industrial basado en la reflexión del ultrasonido, que empleaba un mismo cristal piezoeléctrico como emisor y receptor^{2,3,6}.

Ya en 1948, los hermanos Karl y Friederick Dussik extendieron esta técnica al cuerpo humano. La primera imagen que produjeron, supuestamente de los ventrículos cerebrales, resultó no ser nada más que la sombra acústica generada por el cráneo desde

diferentes ángulos. Aun así, su dispositivo sentó las bases de la ecografía moderna, y posteriormente extendieron su experimentación a múltiples tejidos y escenarios^{2,3,7}.

En 1952, Wild y Reid desarrollaron el primer ecógrafo en modo B, mediante el cual fueron capaces de diagnosticar neoplasias mamarias².

1.3. PRINCIPIOS FÍSICOS

El sonido es una onda mecánica, es decir, la propagación de un movimiento alternante a través de un medio, ocasionando ciclos de compresión y descompresión en cada punto del mismo. El número de estos ciclos que se producen en una unidad de tiempo se conoce como frecuencia, y se mide en hercios (Hz); la distancia recorrida en el tiempo que abarca un ciclo se denomina longitud de onda, y es inversamente proporcional a la frecuencia. Se conoce como ultrasonido a aquel sonido con una frecuencia superior a la que el oído humano es capaz de percibir, es decir, superior a 20.000 Hz⁴.

El fenómeno físico cuyo descubrimiento propició la invención de la ecografía fue el efecto piezoeléctrico, con la aparición por primera vez de materiales que lo exhibían. Este consiste en la generación de un campo eléctrico en el seno de un material al ser sometido a una deformación, y viceversa, la producción de deformación en el mismo al aplicar un campo eléctrico⁸.

Gracias a este mecanismo, es posible generar y detectar ondas acústicas de muy elevada frecuencia, en el rango de megahercios, y muy reducida longitud de onda. Estas penetran con facilidad en el agua y tejidos biológicos que exhiben propiedades acústicas similares⁸.

Durante su propagación en el seno de un material, el sonido en general, y el ultrasonido en particular, experimenta los siguientes fenómenos de interés:

- **Absorción:** el material absorbe la energía acústica mediante procesos de fricción viscosa, conducción de calor durante los ciclos de compresión-expansión y excitación mecánica de las moléculas. La atenuación reduce la intensidad del sonido exponencialmente con la distancia recorrida, y conlleva una conversión de su energía en calor. La pérdida de energía acústica es tanto mayor cuanto más alta es la frecuencia del haz^{4,8}.

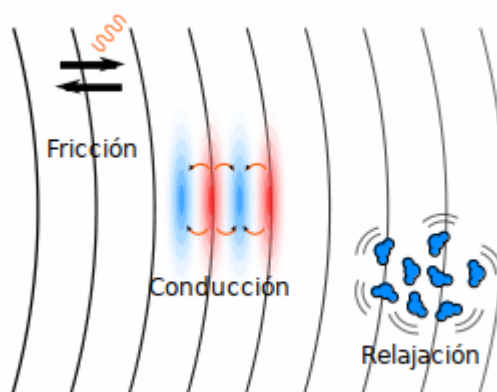


Figura 1. Mecanismos de pérdida de energía acústica en forma de calor (absorción).

- **Reflexión y refracción:** al encontrarse las ondas de sonido con una frontera entre dos regiones con distinta impedancia acústica (definida como el producto de la densidad del medio y la velocidad del sonido en este, o, equivalentemente, como la razón entre la presión acústica y la velocidad de las partículas), una fracción del sonido experimenta un cambio de dirección y continúa propagándose en la misma región (reflexión), mientras otra atraviesa la interfaz y cambia de dirección (refracción)⁸.

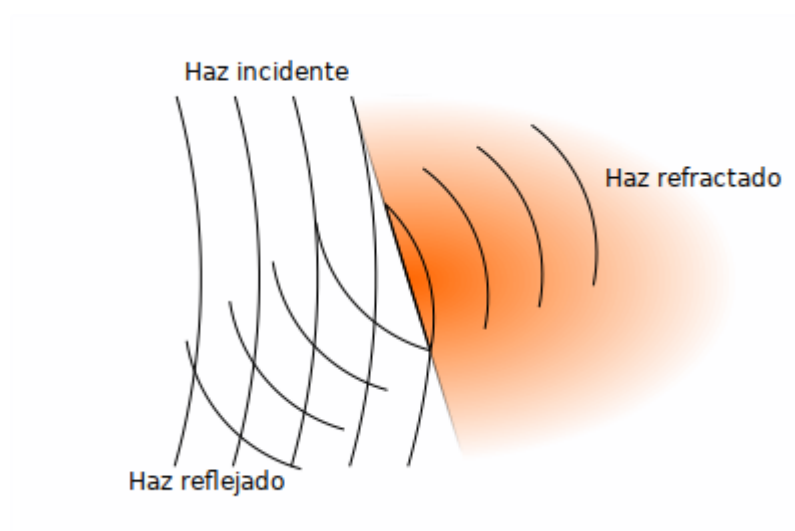


Figura 2. Esquema de los fenómenos de reflexión y refracción al incidir el sonido sobre la interfaz con un medio distinto.

- **Dispersión:** cuando el tamaño de las estructuras con distintas propiedades acústicas es mucho menor que la longitud de onda del ultrasonido empleado, una fracción de este se dispersa en todas direcciones. Este mecanismo se puede explotar mediante el uso de contrastes acústicos, consistentes en burbujas microscópicas que pueden inyectarse y son capaces de resaltar elementos anatómicos^{4,8}.

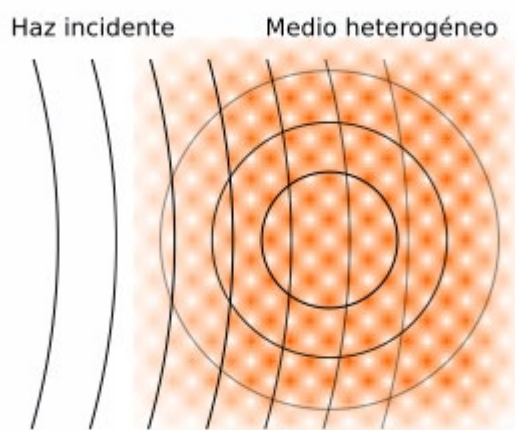


Figura 3. Esquema simplificado de la interacción del sonido con un medio granular o heterogéneo, dando lugar a un proceso de dispersión.

Estos efectos conllevan la producción de ondas de sonido que se dirigen de vuelta al transductor, provocando una deformación del material piezoeléctrico que se traduce en un campo eléctrico detectable⁸.

1.4. CONSTRUCCIÓN DEL TRANSDUCTOR

Existen múltiples materiales que exhiben efecto piezoeléctrico, entre los cuales cabe destacar el titanato de plomo (PT), metaniobato de plomo (PMN) y titanato de zirconato de plomo (PZT). Estos son materiales cerámicos, con polarización eléctrica intrínseca, que habitualmente pierden su efecto al ser expuestos a temperaturas elevadas⁸.

El elemento piezoeléctrico, debido a la conservación del momento, genera dos haces de ultrasonido dirigidos en sentidos opuestos y con una diferencia de fase de medio ciclo. Con el fin de aprovechar toda la energía acústica y evitar artefactos, se sitúa tras

el mismo un medio con una gran diferencia de impedancia acústica, que por tanto refleja el haz posterior⁹.

- Los transductores terapéuticos (p. ej., destinados a litotricia por ondas de choque) emplean aire para este fin, con muy baja impedancia acústica, lo que induce resonancia y maximiza la energía transferida⁸.
- Lo más habitual en transductores diagnósticos es el uso de un polvo metálico de elevada impedancia acústica, que ofrece un aumento del ancho de banda del transductor, es decir, el rango de frecuencias a las que es capaz de responder; esto permite emitir pulsos más breves, con mayor resolución espacial⁸.

Similarmente, es de vital importancia conducir el haz de ultrasonido hacia el tejido (y de vuelta desde el mismo) con la mayor eficiencia posible, impidiendo por tanto fenómenos de reflexión. Dada la habitualmente elevada impedancia acústica del material piezoeléctrico en relación al agua, es necesario interponer entre ambos una o varias capas de materiales con impedancias acústicas decrecientes, eliminando de esta forma la caída brusca de la misma en la interfaz⁸.

Finalmente, dado que el haz emitido por el elemento piezoeléctrico se propaga radialmente de manera amplia, en forma de cono, es necesario enfocarlo. Esto se puede llevar a cabo mediante dos estrategias⁸:

- **Lente acústica:** aprovechando el fenómeno de la refracción, se interpone una estructura con una impedancia acústica distinta y la forma adecuada para conducir el ultrasonido emitido por el elemento piezoeléctrico hacia un mismo punto⁸.
- **Matriz de fase:** se emplean múltiples elementos piezoeléctricos que disparan el mismo pulso en distintos momentos, con un cierto retraso entre ellos. La interferencia entre los pulsos durante su propagación da lugar a un único haz, cuya dirección y enfoque es posible regular⁸.

Así pues, el transductor debe constar de los siguientes elementos:

- Cristales piezoeléctricos, controlables mediante campos eléctricos. Es importante evitar altas temperaturas en su manipulación.
- Pieza de soporte posterior con elevada impedancia acústica.

- Una o varias capas de ajuste anterior con impedancias acústicas progresivamente menores.
- Lente acústica u otro método de enfoque en uno o ambos ejes transversales.

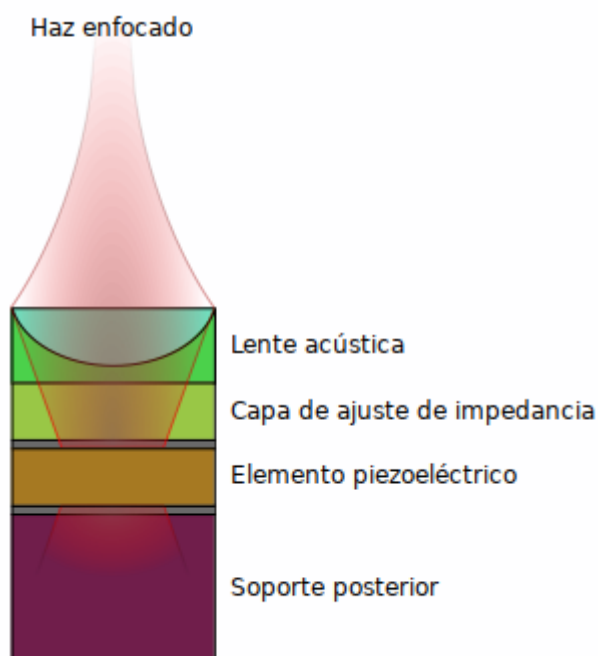


Figura 4. Sección esquemática de un transductor de ecografía, mostrando la propagación de las ondas.

1.5. MÉTODOS DE IMAGEN

1.5.1. Modo A

Se emite un pulso de ultrasonidos y se registra la intensidad del eco recibido a lo largo del tiempo. Debido a la escasa diferencia de velocidad en los diferentes tejidos, el tiempo de llegada es proporcional a la profundidad. Esta es una técnica estrictamente unidimensional, incapaz de diferenciar estructuras lateralmente, y actualmente su uso en ecografía se limita a la medición de la atenuación a cada profundidad con el fin de calibrar otros modos de imagen¹⁰.

1.5.2. Modo B

Se puede considerar una extensión bidimensional del modo A. En esta técnica se registra la intensidad (ajustada a la atenuación) a lo largo del tiempo en múltiples haces

simultáneamente, lo que permite producir una imagen al asociar cada punto en el espacio con un color en escala de grises¹⁰.

Algunos transductores emplean una matriz de fase para enfocar un único haz en diferentes puntos y así producir una imagen. Esto permite emplear un número menor de elementos piezoeléctricos frente al diseño habitual¹¹.

1.5.3. Modo M

Al igual que el modo A, este modo de imagen emplea un único haz. Sin embargo, a diferencia de este, representa la intensidad del eco en escala de grises a lo largo de un eje, disponiendo las mediciones sucesivas a lo largo del otro eje. Esto permite observar movimientos de estructuras con una resolución temporal muy superior a la del modo B¹⁰.

1.5.4. Imagen de armónicos

Según el ultrasonido atraviesa el tejido, parte de la energía se dispersa en forma de ondas con una frecuencia superior a la original y múltiplo de esta, conocidas como armónicos. Notablemente, estos no se generan como consecuencia de artefactos como la reverberación o en el interior del propio transductor, y las ondas que escapan al enfoque en una matriz de fase producen menos armónicos. Por estos motivos, medir únicamente la intensidad de los armónicos, ignorando el eco recibido en la frecuencia original, permite reducir enormemente los artefactos de imagen, a costa de una menor capacidad de penetración¹².

1.5.5. Doppler simple

Al reflejarse una onda sobre un objetivo móvil, su frecuencia se modifica de manera dependiente de su velocidad relativa al transductor en el eje longitudinal. Esto permite determinar el flujo de sangre a través de los vasos sanguíneos mediante la emisión de un pulso que posteriormente se capta⁸.

Al multiplicar la señal recibida por la enviada (demodulación), se obtiene una señal cuya frecuencia corresponde a la diferencia de frecuencia entre ambas, y por tanto proporcional a la velocidad relativa en el tejido. De aquí se derivan dos métodos de visualización:

- **Doppler espectral:** es posible realizar una transformada de Fourier sobre la señal resultante, representando el resultado mediante escala de grises en el eje vertical y el tiempo en el horizontal¹³.
- **Señal audible:** dado que la diferencia de frecuencia debida al desplazamiento Doppler en ecografía diagnóstica se encuentra en el rango audible, la señal resultante de la demodulación puede ser emitida directamente a través de un altavoz⁸.

1.5.6. Doppler color

De modo similar a cómo el modo B expande el modo A a dos dimensiones, el Doppler color muestra una imagen bidimensional correspondiente al cómputo del desplazamiento Doppler en cada punto del espacio. Habitualmente, se marcan en rojo los puntos que se aproximan al transductor, en azul los que se alejan, y en otro color (p. ej., verde) aquellos cuya velocidad es superior a la detectable por el dispositivo (y por tanto no es posible determinar el sentido de movimiento). La mayoría de ecógrafos modernos, al hallar regiones con velocidades fuera de rango, emiten automáticamente varios pulsos en sucesión, aumentando así este rango detectable⁸.

Debido al elevado tiempo requerido para realizar la medición en cada punto, este modo suele exhibir una resolución inferior a la del modo B. Es habitual que los ecógrafos realicen imagen en modo B simultáneamente y únicamente muestren la imagen en Doppler color en una región definida por el usuario, un modo de imagen conocido como *dúplex*¹⁰.

1.5.7. Power Doppler

Algunos dispositivos disponen de este modo de imagen, en el que en lugar de representarse la frecuencia, obtenida mediante transformada de Fourier, de la señal demodulada (que se corresponde con la velocidad relativa al transductor), se muestra únicamente la intensidad de la misma, empleando una escala de color no divergente. Esto no permite determinar la velocidad ni el sentido del flujo, pero sí es mucho más sensible al movimiento, sirviendo habitualmente para la visualización de vasculatura de pequeño calibre⁸.

1.6. ECOGRAFÍA Y FORMACIÓN EN MEDICINA

La ecografía, ya una técnica de amplio uso en la práctica clínica, está abriéndose paso rápidamente en la enseñanza de la Medicina. En universidades como la de Carolina del Sur ya se llevan a cabo actividades formativas durante el Grado, con un doble propósito: la introducción en materia de anatomía y fisiología mediante la observación directa de estructuras en funcionamiento, y la capacitación clínica propiamente dicha para el empleo de este método¹⁴.

Un estudio realizado por parte de la Universidad de Harvard avala este tipo de práctica educativa, evidenciando la actitud positiva de los propios estudiantes hacia la misma. La Sociedad Americana de Ecocardiografía va más allá, proponiendo un plan de formación continua a lo largo del Grado¹⁴.

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

El objetivo general de este trabajo es realizar un primer acercamiento teórico y experimental al diseño de un dispositivo de ecografía de interés pedagógico, buscando una serie de características en el mismo:

- Flexibilidad y transparencia en su funcionamiento, permitiendo a los estudiantes adquirir una comprensión más profunda de la teoría subyacente y las posibilidades de esta técnica de imagen.
- Fabricación exenta de métodos excesivamente especializados o componentes de difícil adquisición, de modo que sea posible la obtención del dispositivo por parte de amplios sectores de la enseñanza, así como una experimentación más exhaustiva con el mismo.
- Diseño público sujeto a estándares y herramientas digitales de libre acceso, con el fin de facilitar investigaciones posteriores por parte de terceros.

De cara a este trabajo, se plantean los siguientes objetivos concretos:

1. Elaboración de diseños concretos informados por el conocimiento disponible, incluyendo especificaciones de todas las piezas, código y procedimientos de ensamblaje.

2. Abordaje experimental, con realización de diversas pruebas destinadas a ampliar el conocimiento e identificar limitaciones y posibilidades del diseño.
3. Proposición de modificaciones en el diseño en base a los nuevos datos, con la intención de permitir una nueva iteración del proceso.

3. MATERIAL Y MÉTODOS

3.1. DESCRIPCIÓN DE COMPONENTES BÁSICOS

Consideramos oportuno explicar en esta sección los elementos técnicos básicos involucrados en la fabricación de los dispositivos experimentales que posteriormente se expondrán.

3.1.1. Buzzer

Con este nombre se conoce el dispositivo consistente en un fino disco de material piezoeléctrico (habitualmente PZT) emplazado entre dos elementos conductores, siendo uno de ellos una lámina metálica más o menos rígida, y el otro una fina capa flexible, y hallándose ambos soldados a sendos cables.

El resultado es un objeto plano, circular, más o menos amplio, y de muy bajo coste de fabricación. Al aplicar una diferencia de voltaje entre sus dos terminales, la deformación del material piezoeléctrico, unida a la rigidez del sustrato metálico, conduce a un abombamiento neto del dispositivo.

Los buzzers suelen encontrar utilidad en pequeños elementos encargados de generar pitidos y tonos musicales, como pueden ser diversos indicadores de alarma, postales...

3.1.2. Microcontrolador

Se trata de un componente que, al igual que una CPU, es capaz de llevar a cabo operaciones de todo tipo una vez dotado de una programación. Sin embargo, a diferencia de aquella, suele presentarse en un formato pequeño y de baja potencia, y está diseñado para interactuar con todo tipo de circuitos, realizando tareas de control como parte de un dispositivo más complejo.

Existe gran variedad de microcontroladores y productos derivados de ellos destinados a diferentes escenarios; así, además de poder embeber directamente uno de estos

componentes en un diseño terminado, también es posible adquirir placas con multitud de conexiones que posibilitan el prototipado rápido.

3.1.3. Matriz de puertas programable en campo

Una matriz de puertas programable en campo (o FPGA, por sus siglas en inglés) es un dispositivo conceptualmente similar a un microcontrolador: su función es interactuar con circuitos electrónicos como parte de un aparato mayor. Sin embargo, su funcionamiento es completamente diferente; mientras el microcontrolador se programa con una serie de instrucciones (posiblemente un gran número de ellas) que ejecuta secuencialmente, la FPGA consta de numerosos componentes sencillos (puertas) que se programan individualmente y funcionan en paralelo.

Así, una FPGA es capaz de procesar señales a una velocidad mucho mayor, a costa de ser mucho menos flexible en cuanto a la complejidad de las operaciones que puede realizar, y de una mayor dificultad técnica para su programación.

3.2. ENSAYOS

Para ambos ensayos se utilizó una placa de prototipado con microcontrolador Arduino Mega 2560 R3, adquirida de la empresa Elegoo a través del portal de ventas Amazon. Junto con la placa se procuraron una serie de productos de la misma empresa, concretamente una matriz de prototipado o breadboard para facilitar las conexiones, cables con conectores en sus extremos y múltiples componentes electrónicos. Se obtuvo a través del mismo procedimiento un buzzer de 35 mm.

Los componentes electrónicos específicos empleados en el primer ensayo fueron un par de resistencias de $10\ \Omega$, una de $1\ \text{M}\Omega$ y un condensador de $46\ \text{nF}$, todos ellos obtenidos del fabricante ya mencionado.

Por su parte, en el segundo ensayo fueron utilizadas dos resistencias de $20\ \text{k}\Omega$, una de $10\ \text{k}\Omega$, otra de $100\ \Omega$, un condensador de $100\ \text{pF}$ y otro de $10\ \mu\text{F}$. Nuevamente, fueron piezas procuradas de Elegoo.

Ambos dispositivos se programaron a través del software de uso libre proporcionado por Arduino. Se redactó el primer programa, de 74 líneas, que se instaló en la placa; a través de un programa de ordenador modular escrito en el lenguaje de programación

Rust (872 líneas) se extrajo la información experimental necesaria para producir la imagen en modo A, que finalmente se ensambló mediante el software de hojas de cálculo LibreOffice Calc, también de libre acceso.

El circuito empleado en el segundo ensayo se diseñó mediante el programa de diseño electrónico asistido KiCAD, disponible libre de coste. Se llevaron a cabo simulaciones numéricas y se exportaron los gráficos pertinentes. Modificando el programa de la placa y del ordenador se pudo generar nuevas imágenes en modo A.

3.3. PROTOTIPO

El prototipo con capacidad de imagen en modo B requirió una cantidad mucho mayor de piezas. Para empezar, se adquirieron un microcontrolador Espressif ESP32 DevKit V1, una FPGA Sipeed Tang Nano, transistores S8050 y un lote de buzzers piezoeléctricos de 35 mm, todo ello a través de la plataforma de compra online AliExpress.

Se encargó la placa de circuitos a la empresa PCBWay, enviando los archivos de diseño a su interfaz online. De modo similar, las piezas estructurales fueron fabricadas mediante deposición de filamento en ácido poliláctico (PLA) por la empresa de fabricación por encargo Craftcloud.

Todos los componentes electrónicos a excepción de los ya mencionados fueron obtenidos de una tienda de electrónica local. Se procuró un tubo de adhesivo de montaje Quiadsa Turbo en un establecimiento de bricolaje, así como una bisagra de latón y adhesivo de fijación de roscas en una ferretería y un paquete de arcilla estándar en una tienda de manualidades.

Tabla 1: inventario de productos adquiridos para la fabricación del prototipo.

Tipo de componente	Valor/modelo	Precio unidad	Cantidad	Precio total
Microcontrolador	ESP32 DevKit V1	4,52 €	1	4,52 €
FPGA	Tang Nano	9,57 €	1	9,57 €
Buzzer	35 mm	0,27 €	4+ (10)	1,08 €
Placa de circuitos	PCBWay	4,52 €	1+ (5)	4,52 €
Carcasa, fondo	Craftcloud	7,22 €	1	7,22 €
Carcasa, tapa	Craftcloud	7,14 €	1	7,14 €

Carcasa, lente	Craftcloud	1,68 €	1	1,68 €
Resistencia	100 Ω	0,20 €	2	0,20 €
Resistencia	180 Ω	0,10 €	1	0,10 €
Resistencia	10 k Ω	0,10 €	3	0,30 €
Resistencia	20 k Ω	0,10 €	4	0,40 €
Resistencia	68 k Ω	0,10 €	1	0,10 €
Condensador	100 pF	0,10 €	2	0,20 €
Condensador	1 nF	0,15 €	1	0,15 €
Condensador	10 μ F	0,15 €	4	0,60 €
Transistor	S8050	0,01 €	2 [*] (50)	0,02 €
Hilo de soldadura	0,6 mm, 63 % Sn	4,15 €	1 [*]	4,15 €
Bisagra	4 cm latón	2,10 €	1 [*]	2,10 €
Adhesivo de montaje	Quiadsa Turbo	7,84 €	1 [*]	7,84 €
Adhesivo de roscas	SuperTite 10 g	4,60 €	1 [*]	4,60 €
Arcilla de modelado	Jovi Air Dry	5,10 €	1 [*]	5,10 €
Total				61,59 €

* únicamente se empleó una fracción del producto correspondiente.

^{*} el producto correspondiente se adquirió en lote (cantidad entre paréntesis).

Nuevamente se utilizó KiCAD para el diseño y simulación de los circuitos, así como para la comprobación automática y generación de archivos necesarios para su producción.

En cuanto a las piezas estructurales, fueron elaboradas en el software de diseño asistido paramétrico de libre acceso OpenSCAD. Para el diseño de la lente acústica se recurrió a una versión modificada de las ecuaciones expuestas por González-Acuña et al. para lentes libres de aberración esférica¹⁵. El código paramétrico encargado de generar las piezas ascendió a 228 líneas.

Se escribieron 2185 líneas de código para el microcontrolador en el lenguaje de programación C++, así como 162 líneas en Verilog para la FPGA y 1131 líneas en Rust para el programa cliente, el cual se dividió en varios componentes reutilizables.

4. RESULTADOS

Este trabajo ha supuesto una serie de ensayos realizados de manera secuencial, siguiendo los objetivos planteados anteriormente. Los resultados de cada ensayo, efectuado sobre un nuevo dispositivo de prueba, han puesto de manifiesto las virtudes y las carencias del mismo, dando pie a una nueva evolución, o ensayo.

Por este motivo, en la exposición de los resultados de este Trabajo de Fin de Grado seguiremos esa secuencia temporal, siguiendo una estructura de subapartados. Se expondrán dos iteraciones de dispositivos sencillos destinados a llevar a cabo una primera evaluación de las técnicas empleadas, y una tercera en la que se presenta y evalúa un primer prototipo dotado de capacidad de imagen. Las propuestas a futuro derivadas de estos ensayos se expondrán en el próximo apartado.

4.1. PRIMER ENSAYO

Nuestro primer dispositivo consistió en un circuito de detección sin amplificación conectado a una placa de microcontrolador de uso general y a un sensor piezoeléctrico.

Como transductor se empleó un *buzzer* piezoeléctrico sin ningún tipo de cobertura; este se conectó directamente al sensor, a través de un par de resistencias se fijó el voltaje en su rango óptimo y se utilizaron un condensador y una resistencia de alto valor para transferir la señal generada al circuito. Una placa equivalente a Arduino Mega 2560 R3 llevó a cabo la función de generación como la de detección.

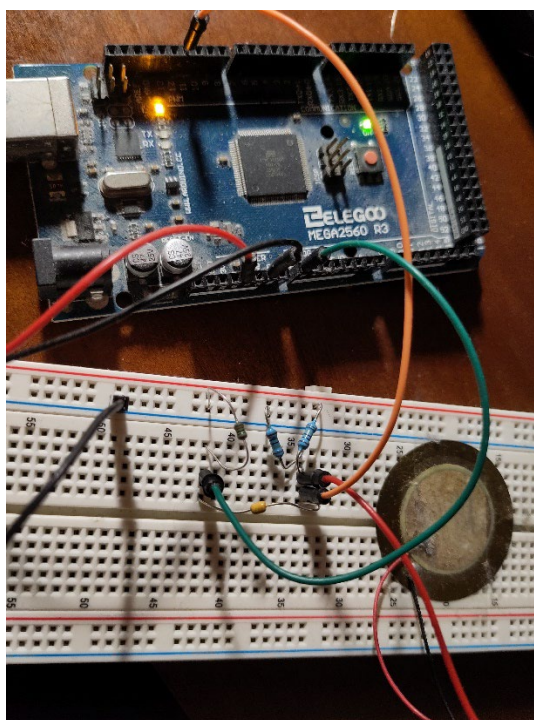


Figura 5. Dispositivo del primer ensayo. En la parte inferior se aprecia el circuito de detección, conectado al transductor (disco), y en la parte superior el resto de componentes.

Se programó este aparato para emitir pulsos cortos de 1 MHz, así como registrar tras cada pulso el voltaje absoluto en el sensor a breves intervalos. A pesar de no estar el sensor integrado de la placa dotado de la capacidad para medir una señal oscilatoria, se logró calcular la amplitud de la señal gracias a las características de muestreo de este, que permitieron realizar un análisis estadístico con los datos recogidos sin artefactos derivados del tiempo de detección.

Con este dispositivo elemental, se procedió a efectuar un registro de la señal generada ante diferentes medios: aire, un recipiente de vidrio, y uno de plástico flexible con agua en su interior. Se apreció un comportamiento claramente diferenciador de esta, con hiposeñal generalizada para el aire, un pico seguido de sombra acústica para el vidrio, y un registro homogéneo hasta profundidades elevadas en el caso del recipiente de agua.

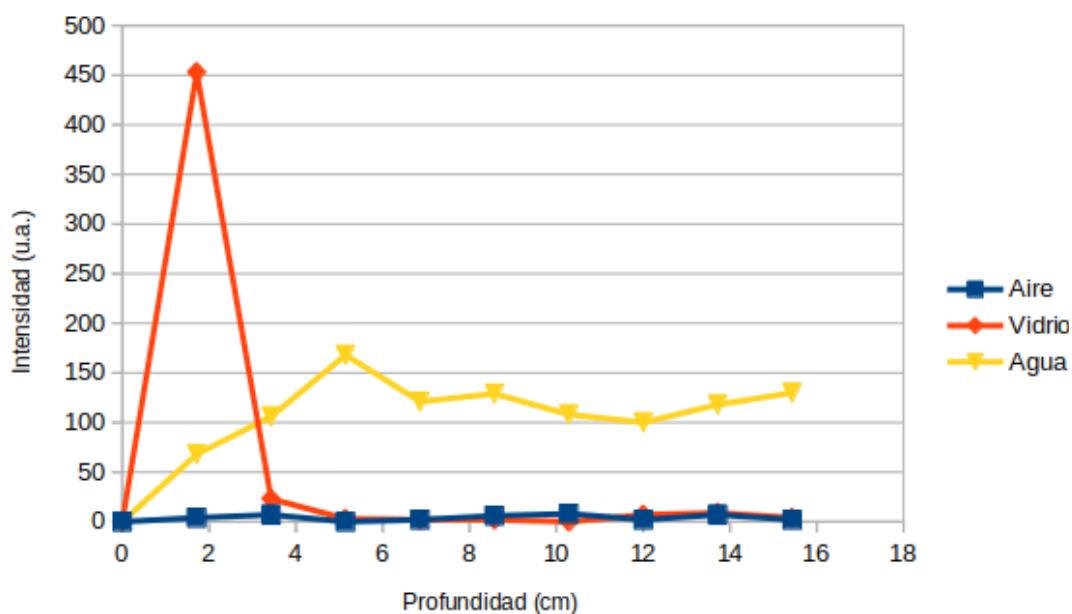


Figura 6. Señal registrada con los diferentes medios utilizados para el ensayo (imagen en modo A).

De este modo se demostró la viabilidad teórica del uso de simples *buzzers* como elementos transductores, suprimiendo la necesidad de adquirir costosos transductores dedicados, lo que dio pie al planteamiento inicial del proyecto.

4.2. SEGUNDO ENSAYO

Esta segunda iteración incorporó un circuito de amplificación de tipo A, así como sendos filtros de paso de agudos destinados a eliminar interferencias y restringir el intervalo de frecuencias detectadas a aquellas empleadas por el propio transductor, concretamente las comprendidas en el intervalo de 250 kHz a 15 MHz.

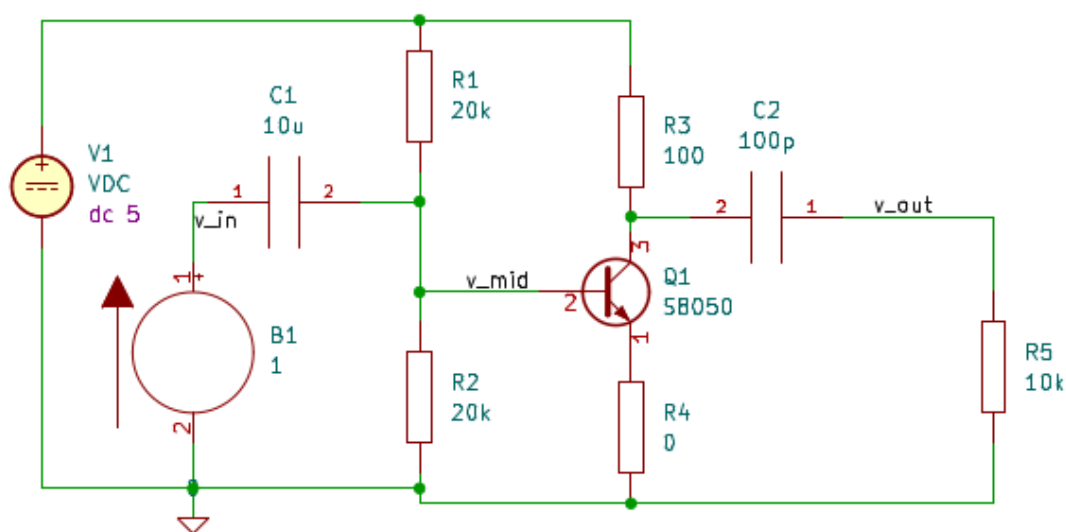


Figura 7. Diagrama del circuito de detección del segundo dispositivo.

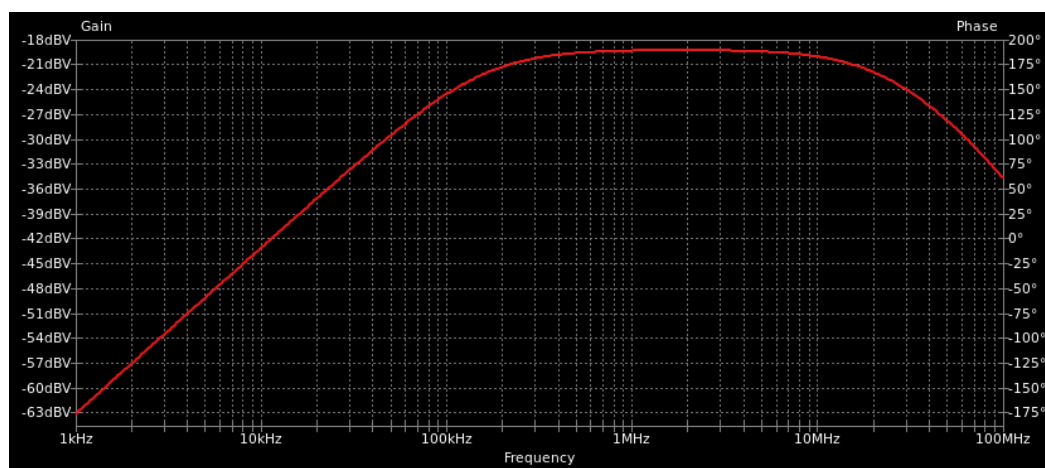


Figura 8. Curva de amplificación del circuito

El circuito amplificador aumenta notablemente la sensibilidad del dispositivo, permitiendo recibir señales del orden de milivoltios. Se mantiene la discriminación de material, aunque comienza a aparecer una cierta cantidad de ruido.

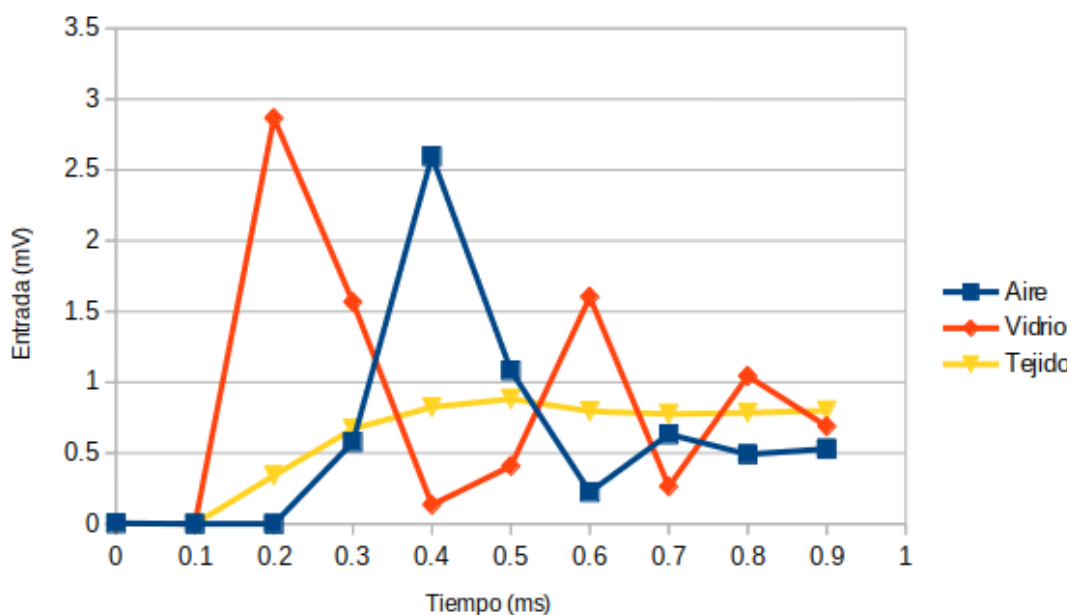


Figura 9. Señal registrada con los diferentes medios utilizados para el ensayo nº 2 (imagen en modo A).

4.3. PROTOTIPO

La versión inicial del dispositivo implementó el circuito de detección definitivo, consistente en un doble amplificador tipo A y múltiples filtros de frecuencias. Se reemplazó el microcontrolador de familia AVR, Arduino, por un dispositivo más potente y de menor coste y tamaño, el ESP32, de la familia Xtensa, lo cual requirió la programación de rutinas de sincronización entre ambos núcleos del microcontrolador, y se complementó con la reimplementación de numerosas funciones estándar para mejor aprovechamiento de los recursos periféricos de hardware.

Además, se añadió una FPGA a modo de sintetizador de señal: un módulo de bajo coste Tang Nano 1K, y se aumentó el número de cristales piezoeléctricos disponibles a un total de 4.

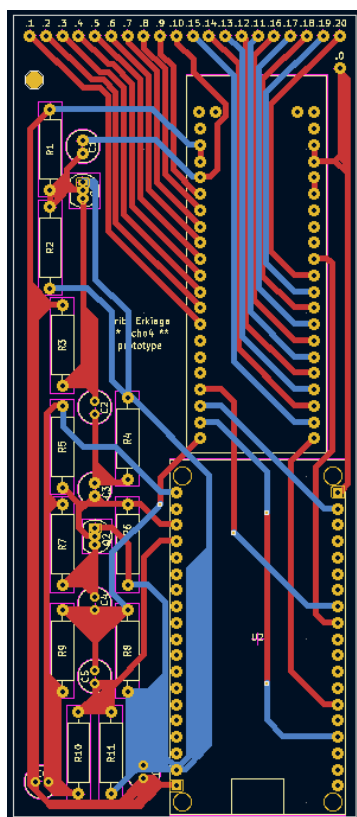


Figura 10. Plano de diseño de la placa del dispositivo 3

Todo ello se fabricó sobre un circuito impreso solicitado a la empresa especializada abierta al consumidor PCBWay. Los componentes se soldaron a mano mediante un sencillo montaje a través de orificio.

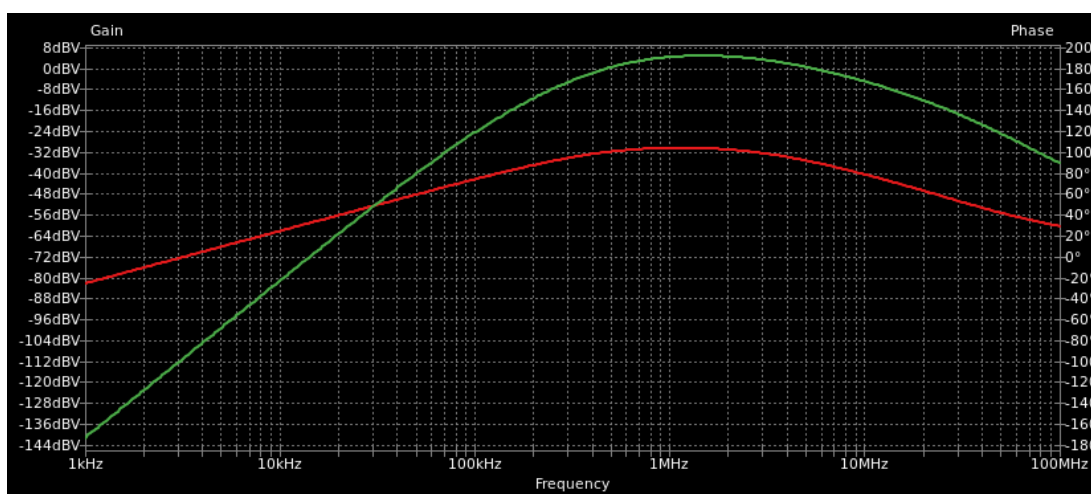


Figura 11. Curvas de amplificación del circuito en el dispositivo nº 3, correspondientes a sus dos canales de entradas

Tras comprobar el buen funcionamiento del cristal con el nuevo circuito, se montó el transductor completo, consistente en cristales de menor tamaño derivados de *buzzers* manipulados con herramientas de corte, sobre una lámina de zinc, y cubiertas por una capa de ajuste de impedancia de arcilla. Los cristales se cortaron mediante una sierra radial estándar para adaptarlos a dimensiones rectangulares de 0,5 x 1 cm, manteniendo los elementos de conexión inalterados. Sobre este montaje se dispuso la lente acústica, generada por impresión 3D empleando como material el sencillo y asequible ácido poliláctico (PLA), y rellena con una pasta adhesiva flexible. Estos mismos materiales se usaron para dar forma a la carcasa del dispositivo, que se hizo hermética mediante el uso de la pasta adhesiva ya mencionada.

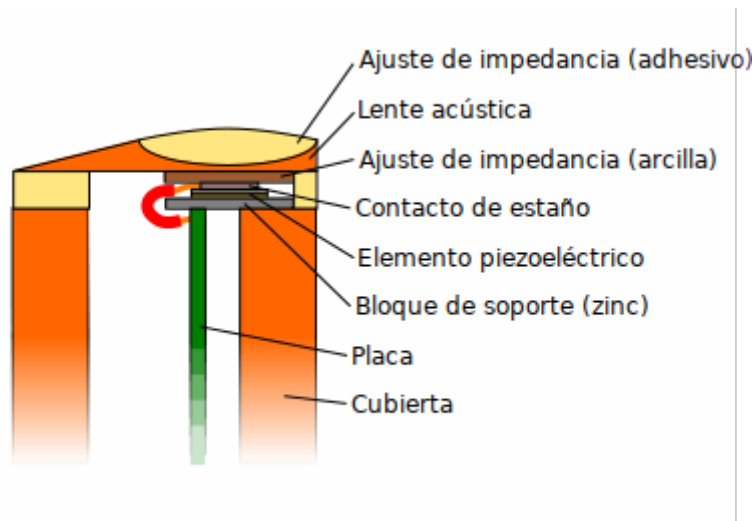


Figura 12. Esquema ilustrativo del transductor. Se aprecian los diferentes elementos que lo constituyen (corte transversal)

Una vez programado el microcontrolador, se elaboraron dos librerías de *software* empleando el lenguaje de programación Rust, que permitían la comunicación con el dispositivo a través de un protocolo *ad hoc* sobre un puerto de serie virtual. Asimismo, se escribió un sencillo cliente de *software* para la visualización de las secuencias de imagen, capaz de exportar los datos para su análisis o mostrarlos en pantalla mediante el uso de la librería de acceso a tarjeta gráfica *wgpu*.

Se llevaron a cabo varias pruebas, exportando los datos, que posteriormente se analizaron a través de un simple *script* Python. Este combinó múltiples fotogramas, reduciendo así el ruido y produciendo imágenes digitales en escala de color a través de la librería de diagramas *matplotlib*.

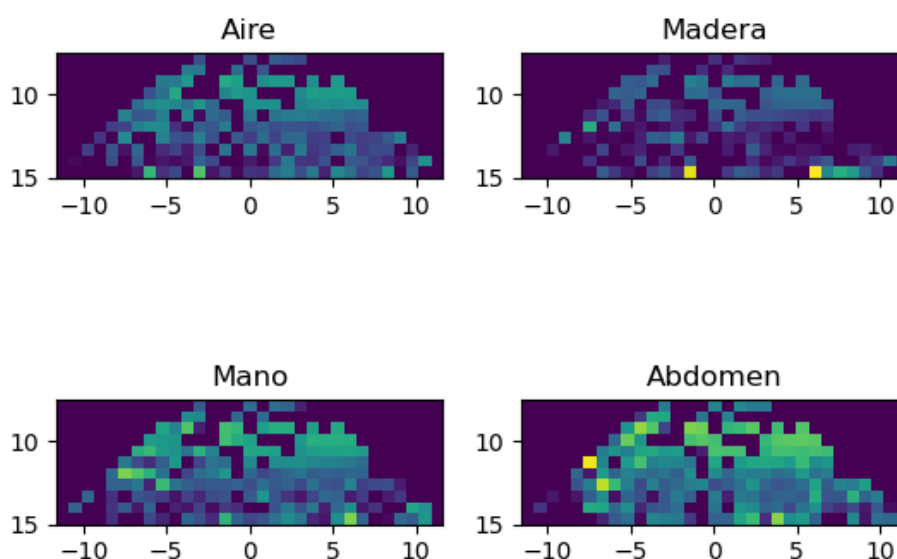


Figura 13. Imagen obtenida mediante procesado de la señal (1 MHz) en distintos medios (Modo B)

La primera prueba, empleando una frecuencia de 1 MHz, muestra una imagen con abundante ruido a pesar del postprocesado, así como escasa penetración. Debido a la ausencia de calibración para la atenuación, los primeros milímetros exhiben una ecogenicidad aparentemente mayor. Es posible distinguir la ausencia de eco en el seno de una pieza de madera, que contrasta con la resonancia del aire y la ecogenicidad del tejido. A pesar de ello, no se objetiva claramente la superficie, debido a la intensidad del ruido y la baja resolución.

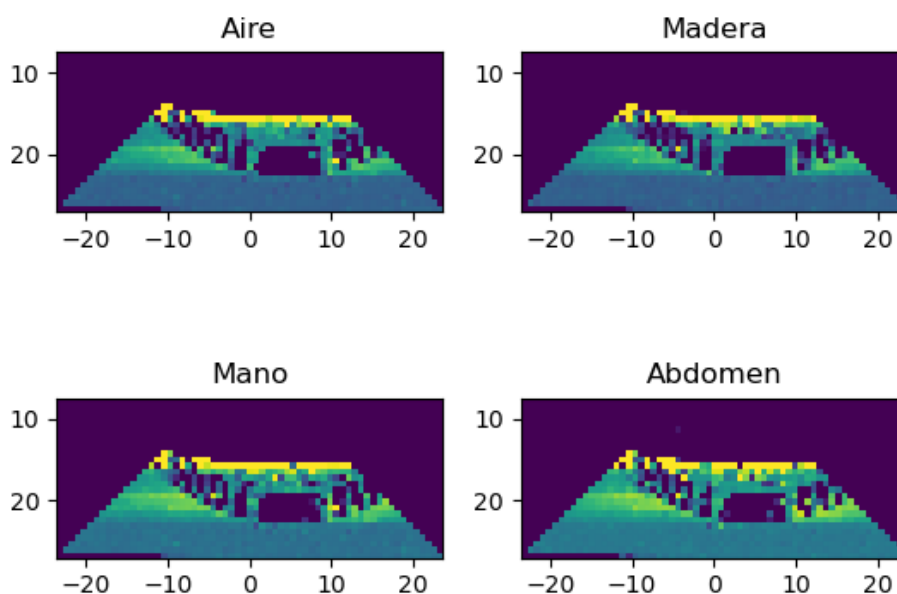


Figura 14. Imagen obtenida mediante procesado de la señal (2 MHz) en distintos medios (Modo B)

En contraste, el uso de una frecuencia superior, 2 MHz, pone de manifiesto una interfaz, que a juzgar por la constancia de los ecos, se sitúa en el interior del transductor, correspondiendo a la lente acústica; esta estructura se sigue de abundantes artefactos posteriores. Se produce una ausencia casi total de penetración que impide diferenciar los diferentes medios.

Se extraen, por tanto, dos conclusiones principales de este último experimento:

1. El mecanismo de orquestación del haz y generación de imagen es satisfactorio tanto a nivel electrónico como de programación, ofreciendo distribuciones bidimensionales de puntos en escala de color plenamente compatibles con los escenarios planteados.
2. Por otro lado, la combinación de sensibilidad del sensor y capacidad de conducción y/o conversión del transductor se mostró un tanto exigua, limitando la profundidad de imagen e introduciendo en la misma ruido y artefactos.

5. DISCUSIÓN

Tras haber presentado las distintas etapas de nuestro proyecto, culminando en el diseño y construcción de un prototipo inicial y las imágenes obtenidas experimentalmente mediante el mismo, procederemos a enumerar y argumentar las consideraciones de diseño efectuadas. Por un lado, aquellas que se considera que han posibilitado este resultado, y por otro, aquellas que se juzgan oportunas para una futura iteración del proceso.

5.1. DISEÑO ACTUAL

Los experimentos realizados a lo largo del desarrollo de este TFG nos han permitido comprobar la viabilidad de construir un ecógrafo funcional, manteniendo la restricción autoimpuesta de simplificar su proceso de fabricación a la vez que se hace accesible (proceso al alcance de no-especialistas) y asequible (bajo coste). Estos requisitos son imprescindibles si se quiere utilizar como elemento didáctico.

Así, hemos comprobado que un sencillo buzzer piezoeléctrico, sujeto a operaciones simples (corte, adhesión, etc.), es suficiente como elemento fundamental del transductor ecográfico.

Una FPGA de bajo coste puede servir como generador de pulsos, lo que permite reemplazar gran parte de los componentes de un ecógrafo estándar en un formato programable. Al mismo tiempo, emplear un mecanismo de matriz de fase para trasladar parte de la complejidad del transductor piezoeléctrico a la programación de la FPGA simplifica aún más el diseño.

Por otra parte, al conectar nuestro dispositivo a una computadora mediante un cable USB para que ésta sea la encargada de proporcionar energía eléctrica y mostrar las imágenes al operario, se torna posible simplificar el dispositivo. Además, el uso de una computadora estándar, permite desarrollar en ella (o instalar en ella) un cliente modular, separado en una librería y una interfaz, ambas elaboradas haciendo uso de un lenguaje de programación con garantías de seguridad.

Por último, es posible recurrir a impresoras 3-D (cuyo coste ya se ha reducido enormemente) para imprimir las piezas mecánico-estructurales diseñadas “ad hoc” sin que se encarezca el proceso. Dichas piezas pueden ensamblarse fácilmente utilizando adhesivos de montaje estándar.

5.2. DIRECCIONES FUTURAS

Tal como se ha expuesto en secciones previas, el diseño actual adolece de una limitada capacidad de detección, tanto en forma de penetración como de fidelidad de la imagen. En base a los conocimientos adquiridos durante el diseño, fabricación y experimentación, podemos proponer una serie de líneas de trabajo que pueden ser utilizadas para futuros Trabajos Fin de Grado:

- Disminuir la atenuación y los artefactos ocasionados por el propio transductor, simplificando el diseño actual, disponiendo el elemento piezoeléctrico en el exterior de la carcasa y reemplazando el adhesivo y otros elementos por una fina capa de resina epoxi y una cubierta de gel de silicona o látex.
- Ya que el sensor de voltaje integrado del chip ESP32 ha mostrado un rendimiento inferior a lo esperado en las condiciones de funcionamiento requeridas, un sensor dedicado (por ejemplo, un chip de la familia ADC14L040 de Texas Instruments, específicamente planteado para aplicaciones

biomédicas) podría ofrecer una ratio beneficio-coste favorable, en combinación con un método de muestreo más elaborado.

- La introducción de un sensor de mayor calidad debería posibilitar un circuito de detección más simple y por tanto menos propenso a la distorsión de la señal.

5.3. OTRAS PROPUESTAS

Por último, a partir de lo aprendido en estos dos años de desarrollo, surgen otras consideraciones no relacionadas con el rendimiento del dispositivo, y que podrían mejorar futuros desarrollos.

En este sentido, apporto algunas sugerencias más, que podrían aumentar la adecuación del trabajo a los objetivos establecidos al inicio:

- Se sobrestimó la complejidad de producir un transductor empleando un único cristal piezoeléctrico y múltiples electrodos en lugar de ensamblar múltiples cristales, ruta de fabricación que podría resultar más simple y menos propicia a errores.
- Aunque las limitaciones de velocidad de transferencia de datos a través de la conexión USB y el puente interno de la placa ESP32 no supusieron un problema en el prototipo, es evidente que un enlace más rápido permitiría extender las capacidades del dispositivo, así como delegar mayores responsabilidades de análisis de datos al software cliente y simplificar el diseño. Del mismo modo, un conector USB tipo C contribuiría a la facilidad de uso del instrumento, permitiendo utilizar cables de mayor disponibilidad en puntos de venta y dando lugar a un punto de conexión más robusto y duradero.
- Con el fin de manejar un sensor dedicado y el consiguiente gran volumen de datos, así como un mayor número de elementos piezoeléctricos o electrodos para mejor enfoque, sería prudente reemplazar el sencillo Tang Nano por un mucho más potente Tang Nano 20K. Por otra parte, este cambio haría posible eliminar por completo el microcontrolador ESP32, empleando directamente el veloz enlace USB de la FPGA, así como su conector USB tipo C. Esto supondría una reducción del tamaño y la complejidad del aparato.

- Si bien el empleo de componentes de montaje a través de orificio aportó un menor coste de fabricación, este beneficio fue modesto y supuso en contrapartida la necesidad de realizar soldadura a mano, además de un mayor tamaño y una menor fiabilidad del dispositivo. La introducción de montaje de superficie podría abordarse a través de un relativamente asequible ensamblaje por encargo. Como beneficio adicional, posibilitaría la producción a escala.

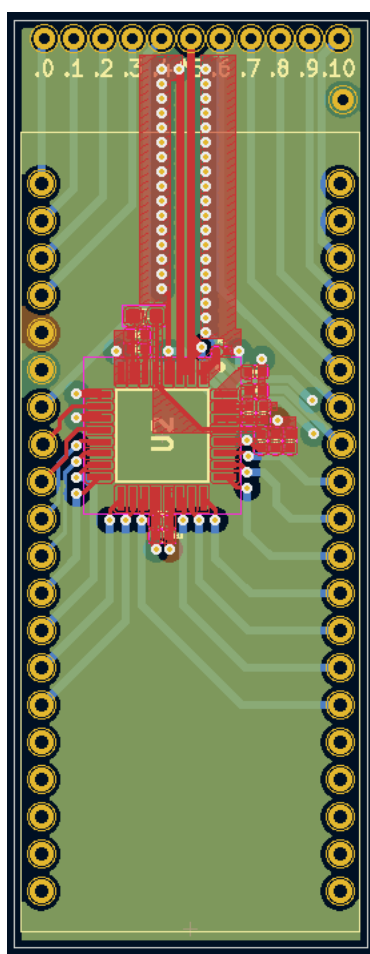


Figura 15. Plano de diseño de una posible evolución del dispositivo incorporando las sugerencias recogidas

6. CONCLUSIONES

Llevamos a cabo este Trabajo de Fin de Grado con la finalidad de iniciar una línea de investigación sobre dispositivos ecográficos de bajo coste y fabricación sencilla, buscando producir diseños de referencia funcionales, resultados experimentales sobre los mismos y directrices para investigaciones futuras.

Ha sido posible diseñar y producir tres iteraciones de dispositivos, dos de ellos dotados de capacidad de imagen en modo A y destinados a explorar las posibilidades técnicas, y un tercero en calidad de prototipo de referencia y capaz de producir imágenes en modo B. El funcionamiento del dispositivo se comprobó cualitativamente, con un nivel inicial de rendimiento en términos cuantitativos de resolución y profundidad de imagen.

Sobre este prototipo y su adecuación a los objetivos planteados al inicio, cabe destacar:

- Diseño reprogramable y generación de datos en formato plenamente manipulable para cualquier fin. Elementos funcionales claramente diferenciados e ilustrativos de su funcionamiento.
- Coste de fabricación reducido (61,59 €) y proceso no sujeto a elevados requisitos técnicos (únicamente corte, soldadura fría y ensamblaje manual) o acceso a materiales especializados (solo piezas de venta general, herramientas de ferretería y fabricación por encargo accesible al público).
- Diseño completo realizado mediante herramientas y estándares de uso estrictamente libre, incluyendo las especificaciones a nivel electrónico, mecánico e informático; posibilidad de uso de las mismas por parte de terceros sin recurrir a recursos adicionales.

Gracias a los conocimientos adquiridos tanto durante las fases de diseño y fabricación como la fase experimental, fue posible concretar una serie de características técnicas que posibilitarían nuevas iteraciones del dispositivo, mejorando sus prestaciones y simplificando su producción.

En conclusión, este Trabajo ha requerido la adquisición de una comprensión profunda y amplia de los aspectos técnicos que posibilitan la ecografía, y ha permitido producir, a lo largo de dos años, un corpus de diseños operativos y resultados dirigidos a la

consecución de los objetivos planteados de coste y accesibilidad didáctica, y que ponemos a disponibilidad del público para futuros Trabajos.

7. BIBLIOGRAFÍA

1. Postema M, Gilja OH. Contrast-enhanced and targeted ultrasound. *World J Gastroenterol*. 2011 Jan 7;17(1):28-41. doi: 10.3748/wjg.v17.i1.28.
2. Prada Reyes R. Historia del diagnóstico por ultrasonido. Aplicaciones en el Hospital San Juan de Dios. *Rev Fac Med UN Col*. 1995;43(4):204-6.
3. Nadrljanski M, Culpo G, Murphy A, et al. History of ultrasound in medicine. Reference article, Radiopaedia.org (Accessed on 08 Mar 2024) <https://doi.org/10.53347/rID-8660>.
4. Díaz-Rodríguez N, Garrido-Chamorro R, Castellano-Alarcón J. Metodología y técnicas. Ecografía: principios físicos, ecógrafos y lenguaje ecográfico. *Medicina de Familia SEMERGEN*. 2007;33(7):362-9.
5. Langevin P: patente francesa nº 505,703. Presentado el 17 de septiembre de 1917. Publicado el 5 de agosto de 1920.
6. Sokolov SY, inventor: Medios para indicar fallas en los materiales. Patente de Estados Unidos 2164125. 1937.
7. Dussik KT: Sobre la posibilidad de utilizar ondas de ultrasonido como ayuda para el diagnóstico. *Neurol Psychiat* 1942; 174: 153–168.
8. Postema M. *Fundamentals of Medical Ultrasonics*. CRC Press; 2011. 248 p. ISBN: 9781482266641.
9. G. Kossoff, "The Effects of Backing and Matching on the Performance of Piezoelectric Ceramic Transducers," in *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, vol. 13, no. 1, pp. 20-30, March 1966, doi: 10.1109/T-SU.1966.29370.
10. Palmer, PES. *Manual de diagnóstico ultrasónico*. California: Organización Mundial de la Salud; 1996. Disponible en: https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/41834/924354461_spa_part1.pdf?sequence=2&isAllowed=y

11. Nightingale R, Murphy A, Knipe H, et al. Phased array. Reference article, Radiopaedia.org (Accessed on 11 Apr 2024) <https://doi.org/10.53347/rID-54643>
12. Tranquart F, Grenier N, Eder V, Pourcelot L. Clinical use of ultrasound tissue harmonic imaging. *Ultrasound Med Biol.* 1999 Jul;25(6):889-94. doi: 10.1016/s0301-5629(99)00060-5. PMID: 10461715.
13. Carroll D, Chieng R, Howden W, et al. Spectral Doppler (ultrasound). Reference article, Radiopaedia.org (Accessed on 11 Apr 2024) <https://doi.org/10.53347/rID-67204>
14. Vázquez Reyes JM, Millán-Hernández M, Ramírez Terán OA, Fernández Saldívar F, Cortés Algara A, González Ramírez PA et al . El ultrasonido, de la cabecera del paciente al aula. *Rev. Fac. Med. (Méx.)* [Internet]. 2020 Feb.; 63(1): 48-55. <https://doi.org/10.22201/fm.24484865e.2020.63.1.08>.
15. González-Acuña RG, Chaparro-Romo HA, 2018. General formula for bi-aspheric singlet lens design free of spherical aberration.

8. ANEXO 1. INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Mecanismos de pérdida de energía acústica en forma de calor (absorción).	5
Figura 2. Esquema de los fenómenos de reflexión y refracción al incidir el sonido sobre la interfaz con un medio distinto.....	5
Figura 3. Esquema simplificado de la interacción del sonido con un medio granular o heterogéneo, dando lugar a un proceso de dispersión.....	6
Figura 4. Sección esquemática de un transductor de ecografía, mostrando la propagación de las ondas.	8
Figura 5. Dispositivo del primer ensayo. En la parte inferior se aprecia el circuito de detección, conectado al transductor (disco), y en la parte superior el resto de componentes.....	17
Figura 6. Señal registrada con los diferentes medios utilizados para el ensayo (imagen en modo A).....	18
Figura 7. Diagrama del circuito de detección del segundo dispositivo.....	19
Figura 8. Curva de amplificación del circuito.....	19
Figura 9. Señal registrada con los diferentes medios utilizados para el ensayo nº 2 (imagen en modo A).....	20
Figura 10. Plano de diseño de la placa del dispositivo 3	21
Figura 11. Curvas de amplificación del circuito en el dispositivo nº 3, correspondientes a sus dos canales de entradas	21
Figura 12. Esquema ilustrativo del transductor. Se aprecian los diferentes elementos que lo constituyen (corte transversal).....	22
Figura 13. Imagen obtenida mediante procesado de la señal (1 MHz) en distintos medios (Modo B)	23
Figura 14. Imagen obtenida mediante procesado de la señal (2 MHz) en distintos medios (Modo B)	23

Figura 15. Plano de diseño de una posible evolución del dispositivo incorporando las sugerencias recogidas.....	27
---	----