

# Estudio y desarrollo de un sistema para tomografía ultrasónica bidimensional

Study and Development of a System for 2-D Ultrasonic Tomography

Maximiliano D. Reigada\*<sup>1</sup>, Martín G. González\*<sup>†</sup>, Leonardo Rey Vega\*<sup>†</sup>

\**Facultad de Ingeniería, Universidad de Buenos Aires  
 Paseo Colon 850, C1063ACV, Buenos Aires, Argentina*

<sup>†</sup>*Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas, (CONICET)  
 Godoy Cruz 2290, C1425FQB, Buenos Aires, Argentina*

<sup>1</sup>[mreigada@fi.uba.ar](mailto:mreigada@fi.uba.ar)

Recibido: 15/11/23; Aceptado: 13/12/23

**Resumen**— En este trabajo se aborda el estudio y desarrollo de un sistema que posibilita la obtención de imágenes de ultrasonido bidimensionales. El enfoque principal del desarrollo consistió en conseguir que el sistema sea apto para reutilizarlo en otras aplicaciones de índole semejante. Para este propósito, se empleó un transductor de inmersión comercial, se diseñó e implementó un subsistema para explorar la muestra bajo estudio desde distintos ángulos, y se desarrolló un algoritmo de reconstrucción para generar las imágenes a partir de las mediciones acústicas registradas. Asimismo, se desarrolló un modelo computacional para simular el funcionamiento del tomógrafo en su totalidad. Para evaluar el desempeño del sistema real y el simulado, se utilizaron dos figuras de mérito (correlación de Pearson y relación señal a ruido pico) entre las imágenes de referencia y las reconstrucciones obtenidas.

**Palabras clave:** tomografía; ultrasonido; reflexión.

**Abstract**— In this work, we study and develop a system for two-dimensional ultrasonic tomography. The main focus of the development was to make the system suitable for reuse in other applications of a similar nature. For this purpose, we carried out the design and implementation of a system to explore the sample under study using only one commercial immersion transducer and the development of a reconstruction algorithm to generate the images from the measured acoustic signals. Moreover, we implemented a software to simulate the tomographic system. Finally, in order to evaluate the performance of the real and simulated system, we used the Pearson correlation and the peak signal-to-noise ratio as figure of merits between the reconstructed and the reference images.

**Keywords:** tomography; ultrasound; reflection.

## I. INTRODUCCIÓN

El término tomografía se deriva de las palabras griegas “tomé” y “gráfé”, que significan corte y gráfico, respectivamente, y se aplica literalmente a cualquier sistema capaz de obtener imágenes de una sección transversal de un objeto. Particularmente, la tomografía computarizada por ultrasonido (TCUS) es una técnica que utiliza métodos de tomografía computarizada (TC) para resolver un problema inverso que involucra señales de ultrasonido [1]. A diferencia de los rayos X utilizados en la TC convencional (TCX), las técnicas tomográficas que procesan datos provenientes de señales de ultrasonido deben tener en cuenta fenómenos de propagación de ondas como la reflexión, la refracción

o incluso la difracción [2]. En un medio no homogéneo, los pulsos de ultrasonido no viajan en línea recta, lo que complica el problema de inversión y genera una carga adicional en los requisitos computacionales. La necesidad de un gran poder de cómputo y procesamiento de datos asociado ha sido un factor histórico importante en la limitación del desarrollo de TCUS en comparación con TCX y otros métodos tomográficos. Sin embargo, hoy en día, gracias al aumento del poder de procesamiento, el panorama ha cambiado drásticamente [3].

Al igual que con todas las demás técnicas de formación de imágenes, el concepto físico subyacente es aplicar un campo acústico conocido a un objeto y medir el campo resultante de la interacción con la muestra bajo estudio. El objetivo de un sistema TCUS es extraer esta información de múltiples mediciones del campo acústico. El conjunto de datos completo se utiliza para recuperar la distribución espacial de las propiedades acústicas dentro de la región de interés. En este sentido se requiere: (i) un modelo matemático que describa la relación entre las propiedades medidas y las condiciones de contorno espacial impuestas por la configuración de medición empleada y el parámetro de interés, y (ii) un procedimiento de reconstrucción adecuado para extraer el parámetro de los datos medidos [1].

En la mayoría de las aplicaciones prácticas, el objeto se puede limitar a un plano 2D o un volumen 3D, mientras que las mediciones se realizan típicamente en un espacio 1D o 2D, respectivamente. Se han investigado muchas configuraciones geométricas para las ubicaciones de los transductores [4]–[6]. Una configuración típica consiste en rodear el objeto con una serie de elementos transductores o rotar un transductor alrededor de la muestra para sondear el objeto con ondas de ultrasonido y medir la interacción resultante. La opción de girar mecánicamente un transductor alrededor de la muestra para proporcionar muchos puntos de sonorización y medición tiene la ventaja de ser electrónicamente simple y poco costosa. Por otro lado, la utilización de un arreglo de transductores es generalmente más costosa de implementar pero acelera enormemente el proceso de adquisición de datos. Por lo tanto, existe una relación de compromiso entre el costo y la velocidad asociados con cualquier implementación de TCUS [3].

La propiedad acústica más estudiada con sistemas para

TCUS es la velocidad del sonido, ya que está directamente relacionada con la densidad del material [7] y se ha demostrado que, a partir de la estimación del mapa de la misma, puede producir imágenes con un contraste similar al obtenido en las mamografías de rayos X [5]. De hecho, la obtención del mapa de la velocidad del sonido podría proporcionar una alternativa útil para detectar el cáncer de mama con configuraciones de costo relativamente bajo, evitando la dosis de radiación y la dolorosa compresión mamaria requerida en la mamografía de rayos X [8]. Por otro lado, la atenuación acústica puede proporcionar un contraste mejorado para diferentes tipos de tejidos en comparación con la velocidad del sonido [7]. La atenuación acústica varía más con el tipo de tejido que con la densidad o la velocidad, por lo que puede mejorar significativamente la detección de masas en la mama. La combinación de mapas de velocidad de sonido y de atenuación acústica también puede permitir una mejor discriminación entre masas benignas y malignas [9].

Se han propuesto varios métodos para la reconstrucción de imágenes en sistemas para TCUS. Algunos de ellos utilizan modelos aproximados, como la aproximación de Born o Rytov o algoritmos de trazado de rayos que emplean los principios de la óptica geométrica [10]. Uno de los algoritmos más utilizados en aplicaciones de tomografía de rayos rectos es el algoritmo de retroproyección filtrada. Este método se deriva utilizando el teorema de cortes de Fourier que relaciona los datos de proyección medidos con la transformada bidimensional de Fourier de la sección transversal del objeto bajo estudio. Este enfoque se puede aplicar a la realización de tomografías de reflexión. El objetivo básico de este tipo de tomografía es construir una imagen transversal cuantitativa a partir de datos de reflexión. En consecuencia, la reconstrucción que se consigue realizar corresponde a la función de reflectividad del objeto bajo estudio. Un aspecto interesante es que no es necesario rodear el objeto con transmisores y receptores para recopilar los datos de proyección. La transmisión y la recepción se realiza con un único transductor que funciona secuencialmente como transmisor y receptor, lo que simplifica el esquema de trabajo y el costo en comparación con otras alternativas como, por ejemplo, la tomografía por transmisión [2], donde se requiere además de un transmisor ultrasónico, un receptor ultrasónico posicionado detrás de la muestra y en línea recta con el transmisor.

En base a lo descrito anteriormente, un sistema para TCUS se encuentra formado, esencialmente, por tres subsistemas: (i) el que lleva a cabo la emisión y detección de ultrasonido; (ii) el que contiene la muestra y permite su exploración con ultrasonido; y (iii) el encargado del procesamiento de las mediciones para obtener la imagen.

En este trabajo se aborda el estudio de cada uno de los subsistemas enumerados anteriormente con el objetivo de desarrollar un sistema que sea capaz de obtener imágenes de ultrasonido bidimensionales. El enfoque principal consiste en implementar un diseño simple y de bajo costo, pero al mismo tiempo flexible y adaptable, que pueda ser utilizado en pruebas y ensayos en los que se requiera realizar modificaciones o reemplazos de los componentes. Para lograr esto, en el subsistema (i) se hizo uso de un transductor

comercial no sintonizado de onda longitudinal con un ancho de banda de 1,6 MHz preparado para ser sumergido en agua, en conjunto con un diseño electrónico apropiado que permita su utilización como emisor y receptor. En el caso del subsistema (ii), se diseñó un recipiente para sumergir y contener al transductor en una posición estable, y permitir la rotación de la muestra bajo estudio para ser explorada desde varios ángulos. Finalmente, para el subsistema (iii), se implementó y evaluó un algoritmo de reconstrucción acorde al caso de tomografía de reflexión.

## II. MÉTODOS Y MATERIALES

### A. Transductor

El uso de ondas ultrasónicas como estímulo físico en un sistema de TC se encuentra justificado por múltiples razones. Además de por su carácter no invasivo y libre de radiación ionizante, este tipo de ondas ofrece una resolución espacial excepcional, de manera que pueden proporcionar imágenes minuciosas de las estructuras internas del cuerpo bajo estudio. Asimismo, una parte significativa de las ondas que corresponden al rango de frecuencias que abarca el ultrasonido pueden utilizarse para lograr una penetración eficaz en los tejidos biológicos y atravesarlos así sin presentar una atenuación sustancial de la señal. Esto posibilita la obtención de imágenes de estructuras profundas con alta calidad de detalle [11]. En un esquema de TCUS típico, la muestra biológica bajo estudio se encuentra rodeada de agua de forma de maximizar el acoplamiento de las ondas ultrasónicas con el sistema de detección. De esta forma, el agua sirve para acoplar la energía del transductor al objeto y proporciona una buena coincidencia con la impedancia acústica del tejido [2].

En el contexto de este trabajo, una opción compatible con las particularidades descritas anteriormente es la de emplear un transductor de inmersión. Estos transductores de onda longitudinal se caracterizan por presentar una composición física de un solo elemento y contar con una capa de cuarto de longitud de onda adaptada acústicamente al agua. Este diseño está ideado específicamente para emitir ondas ultrasónicas en aplicaciones en las que la muestra estudiada se encuentra sumergida en agua de forma parcial o completa, permitiendo una técnica de acoplamiento uniforme e instantánea para la exploración rápida. Como particularidad, es posible agregar lentes de focalización para aumentar la sensibilidad y el rendimiento de éstos en un área de exploración concreta, siguiendo el patrón de campo acústico más conveniente para el caso de aplicación. Cuando se lo utiliza como un emisor no enfocado, se lo puede considerar como un pistón o un disco que es impulsado frontalmente y cuya onda generada puede ser modelada matemáticamente como la suma de las ondas producidas desde una amplia cantidad de fuentes puntuales. Esto se deriva del principio de Huygens, con el que se establece que cada punto de un frente de onda que avanza puede ser considerado como una fuente puntual, la cual genera una nueva onda esférica, y que el frente de onda unificado resultante es la suma de todas las ondas esféricas individuales [12]. Bajo estas consideraciones, y dado que el área detectable de las muestras con las que se pretende realizar los ensayos no superan los 200 mm<sup>2</sup>, de entre los componentes comerciales disponibles

en el mercado se seleccionó para utilizar el transductor ultrasónico Olympus V306-SU [13]. Este transductor se caracteriza principalmente por presentar un patrón de campo acústico no enfocado, un espectro en frecuencia centrado en 2,25 MHz y un diámetro efectivo de 13 mm.



Fig. 1. Transductor de inmersión Olympus V306-SU.

### B. Sistema de transmisión/recepción

En sistemas para TUS se tiene una situación similar a la de otras aplicaciones (radar, RMN, etc.) en la que se debe conectar un transductor tanto a un transmisor de elevada potencia (generador de pulsos cortos) como a un receptor sensible (amplificador de transimpedancia). Dado que el transductor no puede funcionar en un modo *full-duplex*, se requiere de un método para hacer uso compartido de éste entre la transmisión y recepción y al mismo tiempo evitar que el transmisor de elevada potencia dañe los componentes del receptor de gran sensibilidad. Además, el transductor debe conectarse rápidamente después de una emisión para permitir que el detector adquiera y mida el ultrasonido recibido. Para lograr esto se suele recurrir a conmutadores de transmisión/recepción (T/R), que están diseñados para manejar la tarea de cambiar rápidamente un transductor entre su modo transmisor y receptor, al mismo tiempo que proporcionan el aislamiento requerido entre las rutas T/R. Los interruptores T/R también manejan la potencia transmitida al tiempo que ofrecen una baja pérdida de inserción para evitar la atenuación de la señal transmitida y mantienen una impedancia característica fija para evitar la reflexión y la pérdida de la señal. Hay varias tecnologías disponibles para implementar conmutadores T/R. En TUS se suele utilizar un interruptor T/R de alta tensión (entre  $\pm 100$  V) que actúa para proteger la electrónica sensible de baja tensión de las señales de pulso de elevada tensión que se utilizan para excitar un transductor ultrasónico. En este caso, el transmisor (generador de pulsos cortos de alta tensión) queda conectado directamente al transductor, mientras que el receptor queda conectado al mismo transductor a través de un interruptor T/R. En este trabajo se usó el interruptor T/R de alta tensión MD0100N8-G [14], que es un dispositivo de dos terminales que limita la corriente de forma bidireccional.

Para realizar la caracterización acústica del subsistema de emisión y detección de ultrasonido conformado por el transductor, el interruptor T/R y un generador de pulsos cortos (HP 222A Pulse Generator), se empleó un esquema de medición de la respuesta de eco. Para esto, se sumergió en un recipiente con agua destilada un reflector plano enfrentado con el transductor, y con la ayuda de una base de desplazamiento bidireccional se varió gradualmente la distancia de separación entre ambos. En cada paso efectuado

se usó un osciloscopio digital para registrar las mediciones correspondientes a las señales eléctricas detectadas entre los terminales de recepción del interruptor T/R. Al realizar esta caracterización lo que se buscó fue evaluar la incidencia del efecto de campo cercano producido por la interferencia de ondas acústicas propia de la geometría del transductor utilizado. Este efecto está presente en las cercanías de la superficie emisora como fluctuaciones en la presión sonora axial y aleada generada que la diferencian de un comportamiento asintótico monótono decreciente e inversamente proporcional a la distancia transitada por las ondas. La notoriedad de este fenómeno depende esencialmente de la longitud de las ondas emitidas, ya que las variaciones de la presión sonora se reducen e incluso pueden desaparecer por completo cuando se utilizan pulsos cortos [15]. La expresión analítica para el cálculo de la distancia respecto a la cara del transductor a partir de la cuál el campo generado no se ve afectado por este efecto está dada por [12]:

$$N = \frac{D^2}{4\lambda} \left[ 1 - \left( \frac{\lambda}{D} \right)^2 \right] \quad (1)$$

donde  $D$  es el diámetro efectivo del elemento transductor y  $\lambda$  la longitud de onda de la señal emitida. Es importante remarcar que esta expresión se deriva de la suposición de que la señal de excitación es una onda monocromática. Conforme a esto, para el transductor V306-SU, si se toma una velocidad del sonido de 1480 m/s, para una onda continua de 2,25 MHz se tiene una distancia de campo lejano  $N = 64$  mm. Este resultado teórico fue contrastado con las mediciones realizadas a fin de verificar el comportamiento acústico del emisor y la incidencia del efecto de campo cercano para el caso en la señal eléctrica de excitación empleada es un pulso de corta duración. En base a esto, se pudo determinar la distancia conveniente a establecer entre el transductor y el entorno de disposición de las muestras en el subsistema (ii).

### C. Simulación computacional

Además de ser utilizados para el diseño del sistema en su totalidad, los resultados derivados de las caracterizaciones realizadas son de gran utilidad para implementar un modelo computacional mediante el cual realizar simulaciones numéricas. Esta herramienta puede ser realmente útil si se pretende evaluar el desempeño de los algoritmos de reconstrucción o de distintas configuraciones de los elementos que conforman al sistema de TCUS de forma anticipada a su armado. En este contexto, se presentó como una opción viable el uso del programa *j-Wave* [16]. Este novedoso simulador da la posibilidad de realizar simulaciones acústicas rápidas, paralelizables y personalizables sacando provecho de la aceleración por GPU. Además, dado que está escrito en un lenguaje que sigue la sintaxis de *NumPy*, es fácil adaptar, mejorar o volver a implementar cualquiera de las etapas que lo conforman. En el contexto de este trabajo, para emular el comportamiento del transductor se debió partir de una estructura basada en el principio de Huygens previamente explicado. Se simularon múltiples emisores-receptores puntuales ubicados de manera lineal en un entorno con características similares a las que se tiene en

el subsistema para exploración de la muestra. Cada emisor puntual fue configurado para que emita una señal acorde a la respuesta de eco del transductor. De esta forma, la señal emitida por cada emisor puntual presenta la forma resultante del producto de una onda senoidal con una ventana gaussiana. Para obtener la señal equivalente a la recibida por el mismo transductor se sumó cada una de las registradas por los receptores puntuales. Este modelado se utilizó con dos objetivos principales. En primer lugar, para obtener una estimación gráfica del patrón del haz acústico del transductor y comparar con los resultados obtenidos experimentalmente. En segundo lugar, se utilizó para simular el sistema para TCUS. Para esto, el procedimiento a seguir consistió en obtener las señales acústicas registradas por el detector, rotar la muestra simulada y repetir el accionar hasta completar una vuelta. Las mediciones generadas en esta simulación se utilizaron para realizar las primeras pruebas y mejoras del algoritmo de reconstrucción. En la Fig. 2 se observa un esquema equivalente de la configuración empleada para realizar este último procedimiento. En este esquema las posiciones relativas a la muestra que ocupa el transductor durante el ciclo de adquisición son marcadas mediante los puntos azules que conforman una circunferencia. La región imagen se indica mediante el cuadrado de líneas verdes discontinuas en cuyo centro se ubica la muestra analizada.

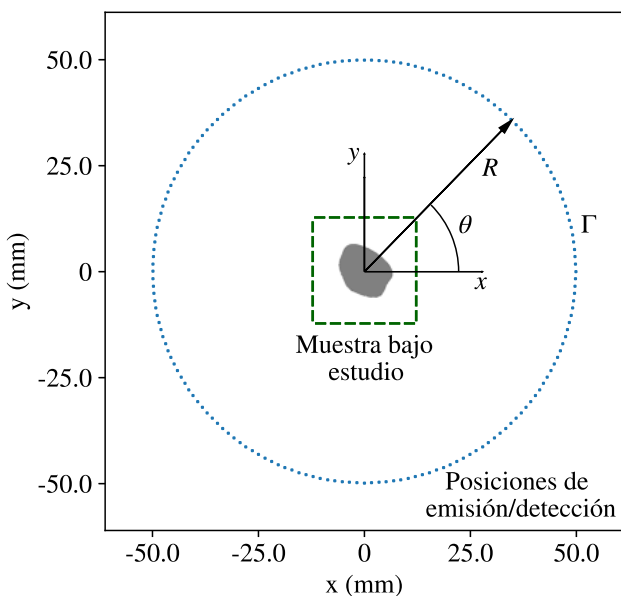


Fig. 2. Esquema equivalente de simulación empleado.

#### D. Subsistema para exploración de la muestra

En el marco de este trabajo, el subsistema encargado de explorar las muestras desempeña un papel fundamental para alcanzar el objetivo de construir un sistema flexible y adaptable. Cada componente que lo conforma debe cumplir con la función designada y a su vez debe permitirse que sea modificado o reemplazado por otros elementos sin incurrir en un problema significativo.

La necesidad de contar con un contenedor específicamente diseñado para la exploración de muestras en sistemas de TCUS radica en su capacidad para garantizar una detección

precisa y no invasiva. Al proporcionar un entorno controlado y seguro, se minimizan las interferencias externas y se puede optimizar la calidad de las imágenes que se obtienen. Dado que, para el desarrollo planteado en este trabajo se requirió disponer de una estructura de bajos costos, resistente y que permita la observación y manipulación con facilidad de las muestras analizadas, se realizó el diseño e implementación de un recipiente de material acrílico (PMMA). Las dimensiones de esta cuba fueron estimadas para el uso de transductores de inmersión con características similares al elegido en este trabajo. A fin de poder ser reutilizada en esquemas de exploración que requieran del uso simultáneo de dos transductores, se dispuso de dos alojamientos enfrentados sobre las paredes laterales que la conforman. Por otra parte, como es necesario poder realizar la rotación de la muestra bajo estudio, se proporcionó un agujero en la base, centrado con los alojamientos previamente descritos, para poder introducir el eje de rotación correspondiente a un motor eléctrico de precisión. Cada uno de estos agujeros fue complementado con o-rings de goma para asegurar que el sistema sea estanco. Para facilitar el uso continuo se incluyó una válvula de desagote en la superficie de la cuba, en conjunto con cuatro patas que permitieron mantener la estructura elevada y sujeta de forma externa.

Dada la naturaleza del esquema abordado en este trabajo, es primordial tener un control de precisión sobre la rotación de la muestra bajo estudio. Para conseguir esto, se hizo uso de un motor paso a paso (Newport PR50CC) [17] acompañado de un controlador compatible (*driver* ESP-300) [18]. Este conjunto permitió no solo controlar el ángulo de rotación, sino también configurar la velocidad angular, la aceleración, el tipo de rotación en referencia absoluta o relativa, y realizar consulta a cada uno de estos parámetros, entre otras funciones. Estas características fueron de gran utilidad para probar el desempeño del ciclo de adquisición y la eventual reconstrucción, en función de la cantidad de ángulos que se tomó para realizar las mediciones.

Una característica fundamental de la velocidad del sonido en un medio líquido como el agua es que varía significativamente con la temperatura. Cuanto más caliente se encuentre el líquido, más rápido se propagan las ondas de ultrasonido a través de él. Por lo tanto, esta dependencia debe ser tenida en cuenta en un sistema de TCUS dado que afecta fuertemente al desempeño de los algoritmos de reconstrucción. Es por esto que contar con una medición precisa de la temperatura del agua en la cuba es fundamental. Para lograr este cometido se hizo uso de un termistor. Estos dispositivos suelen ser más económicos en comparación con otros sensores de temperatura, y a su vez presentan la precisión necesaria y un tamaño lo suficientemente compacto como para ser integrados sin problemas en el sistema. Para obtener un ajuste a la expresión analítica que relaciona la resistencia que presenta el termistor con la temperatura del medio, se utilizó un procedimiento de calibración por comparación en un rango de 10 °C a 40 °C. Para calcular el valor de velocidad de sonido a partir de la medición de la temperatura se utilizó la expresión detallada en [19] aplicada al caso de uso de agua destilada.

En la Fig. 3 se observa una fotografía del sistema implementado en el laboratorio, dispuesto sobre una mesa anti-



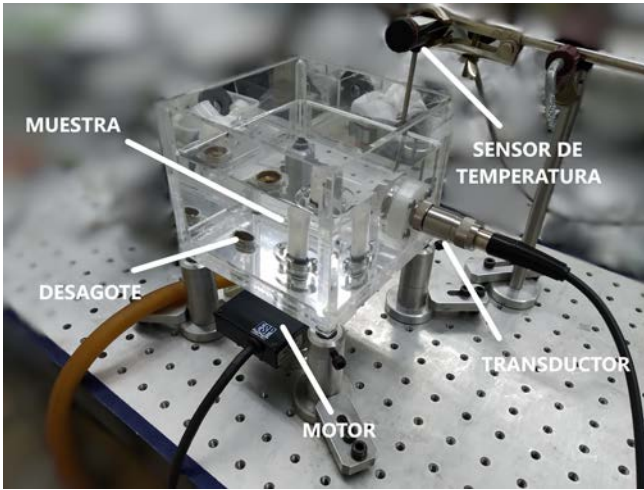


Fig. 3. Fotografía del sistema de TCUS experimental en laboratorio.

vibratoria.

El controlador del motor y el osciloscopio digital (Tektronix TDS2024B) utilizado para registrar las mediciones comparten la característica de poder ser controlados de forma remota desde una computadora. Para esto, cada instrumento dispone de una interfaz de comunicación determinada y un conjunto de comandos documentados por el fabricante. Dada la flexibilidad y adaptabilidad que se buscó conseguir, fue necesario aprovechar esta característica para facilitar la integración de estos instrumentos en el ciclo principal que conforma la adquisición de datos del sistema para TCUS. En base a esto, usando el paquete de *Python PyVISA* [20], se desarrolló un programa ad-hoc para el control de cada instrumento. De esta forma, se consiguió abstraerse de las particularidades de los protocolos correspondientes a cada interfaz de comunicación, y su vez establecer una estructura de programación mediante la cual lograr una abstracción similar respecto a los comandos específicos de cada dispositivo.

### E. Algoritmo de reconstrucción

La tomografía de reflexión se basa en la medición de integrales de línea de la función de reflectividad del objeto estudiado. Al rotar al cuerpo sobre un eje a una distancia constante del transductor, es posible recolectar suficientes integrales de línea para reconstruir una imagen transversal de éste. Para derivar un procedimiento de reconstrucción utilizando esta información se puede partir de dos hipótesis. En primer lugar, que el comportamiento del transductor empleado es comparable a uno de onda plana. En segundo lugar, que la aproximación de Born sea cumplida. Esto último significa que los efectos de la interacción del campo disperso con otros elementos dispersores puede ignorarse. Entre otras cosas, esto implica que se puede ignorar el efecto de la refracción causada por las variaciones de la velocidad del sonido [1].

Teniendo en cuenta el esquema mostrado en la Fig. 2, y suponiendo que la señal emitida por el transductor  $p_t$  es plana e independiente de su posición ( $R \cos \theta$ ,  $R \sin \theta$ ) en la curva de emisión/detección  $\Gamma$  (independiente de  $\theta$ ), la señal recibida por el transductor se puede escribir como [2]:

$$p_r(t, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{S_{xy}} f(x, y) p_t \left( t - \frac{2x' \cos \theta + 2y' \sin \theta}{v_s} \right) dx dy \quad (2)$$

donde  $v_s$  es la velocidad del sonido promedio en el medio,  $x' = R \cos \theta - x$ ,  $y' = R \sin \theta - y$ ,  $f(x, y)$  es la función de reflectividad de la muestra y  $S_{xy}$  es la superficie de la región imagen. Como se puede apreciar en la ec. 2,  $f(x, y)$  se puede obtener realizando una deconvolución. De esta manera, en el dominio de la frecuencia, se tiene que la reflectividad del objeto es:

$$F(k_x, k_y) = \frac{P_r(\omega, \theta)}{P_t(\omega)} \quad (3)$$

donde  $k_x = (\omega/v_s) \cos \theta$ ,  $k_y = (\omega/v_s) \sin \theta$ , y  $P_r(\omega, \theta)$  y  $P_t(\omega)$  representan las transformadas de Fourier temporales de las funciones  $p_r$  y  $p_t$ , respectivamente. Luego,  $F(k_x, k_y)$  es la transformada Fourier espacial definida como:

$$F(k_x, k_y) = \frac{1}{S_{xy}} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) e^{-j2\omega \hat{t}} dx dy \quad (4)$$

donde  $\hat{t} = 2(x' \cos \theta + y' \sin \theta) / v_s$ . Realizando el siguiente cambio de variables:

$$k^2 = k_x^2 + k_y^2 = \omega^2 \frac{4}{v_s^2} \quad \theta = \text{atan} \frac{k_y}{k_x} \quad (5)$$

y posteriormente aplicando la anti-transformada de Fourier a la ec. 4, se puede obtener la reflectividad de la muestra en función de la posición:

$$f(x, y) = \frac{4S_{xy}}{v_s^2} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} |\omega| \frac{P_r(\omega, \theta)}{P_t(\omega)} e^{j\omega \hat{t}} d\omega d\theta \quad (6)$$

Es necesario destacar que, dado que puede haber frecuencias donde  $P_t(\omega)$  sea igual a cero, se debe recurrir a técnicas como el filtrado de Wiener [21] para determinar la razón entre  $P_r(\omega, \theta)$  y  $P_t(\omega)$ .

Para evaluar la precisión de los resultados obtenidos mediante la implementación de este algoritmo de reconstrucción se plantearon dos esquemas distintos. En primer lugar se realizó una simulación del sistema de TCUS utilizando una imagen de prueba estándar que luego fue tomada como referencia y comparada con la reconstrucción obtenida. En el segundo esquema se realizó una tomografía sobre un elemento real de simetría cilíndrica simple y, utilizando las dimensiones medidas manualmente sobre este elemento, se creó una imagen circular para utilizar como referencia. En ambos casos se usaron como figuras de mérito la correlación de Pearson ( $PC$ ) y la relación señal a ruido pico ( $PSNR$ ).

Una gran limitación de la tomografía de reflexión es que no proporciona información relevante sobre el objeto en bajas frecuencias. Esto queda evidenciado en la ec. 6. Si bien esta expresión indica que solo se desecha la información correspondiente a las componentes de continua, al realizar la implementación numérica utilizando la FFT también se impone que se descarte información originalmente presente entre las frecuencias más bajas discretizadas. Debido a esto, para realizar la evaluación de precisión previamente descrita, cada imagen de referencia tuvo que ser procesada mediante un filtro pasa altos.

### III. RESULTADOS

Para realizar la caracterización acústica del subsistema de emisión y detección de ultrasonido empleando el esquema de medición de la respuesta de eco, como señal eléctrica de excitación se utilizaron pulsos rectangulares de 150 ns de ancho, 10 V de amplitud y una frecuencia de repetición de 10 Hz. En la Fig. 4 se compara una de las mediciones realizadas en el laboratorio con la curva informada por el fabricante del transductor. Ambas señales fueron normalizadas y desplazadas temporalmente. En los dos casos la distancia empleada entre la cara expuesta del transductor y el reflector plano fue de aproximadamente 50 mm.

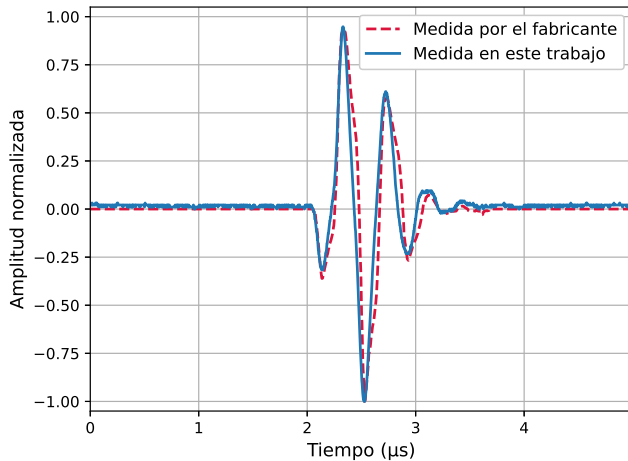


Fig. 4. Comparación entre la señal de respuesta de eco medida en este trabajo y la medida por el fabricante del transductor.

En la Fig. 5 se muestra el espectro de estas dos señales. A diferencia de los valores informados por el fabricante, en el espectro correspondiente a la respuesta de eco se midió una frecuencia pico de 2,53 MHz, una central de 2,45 MHz y un ancho de banda de 1,6 MHz medido a  $-6$  dB.

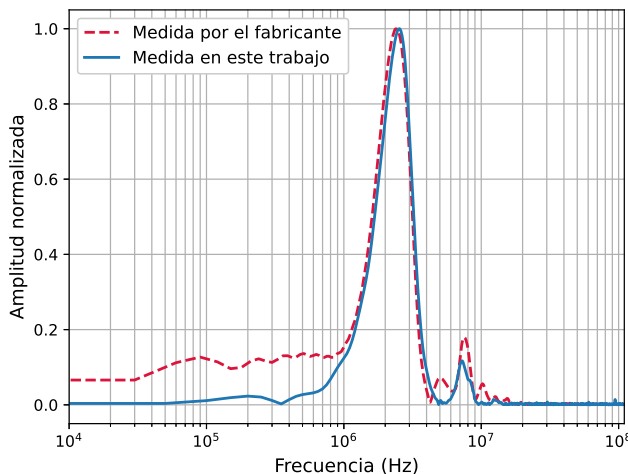


Fig. 5. Espectros normalizados de la señal de respuesta de eco medida en este trabajo y la medida por el fabricante del transductor.

Los datos obtenidos de las mediciones de la respuesta al eco fueron utilizados para configurar la simulación del transductor en modo de emisión en un medio homogéneo. Para esta simulación se utilizó una grilla de  $1024 \times 600$

píxeles con un espaciado de 0,12 mm entre cada punto. La velocidad de propagación del medio fue programada en  $v_s = 1480$  m/s. El resultado obtenido puede verse en la Fig. 6. Claramente, el haz resultante no presenta un patrón uniforme. Sin embargo, luego de simular el sistema de tomografía completo disponiendo la muestra digital en el entorno correspondiente a la locación horizontal que va de 35 mm a 50 mm aproximadamente, y comparar la imagen reconstruida con la que se obtiene al utilizar una distancia de disposición de la muestra mayor a la estimada mediante la ec. (1), se determinó que, para la simulación, los efectos de no uniformidad no influyen significativamente en la reconstrucción.

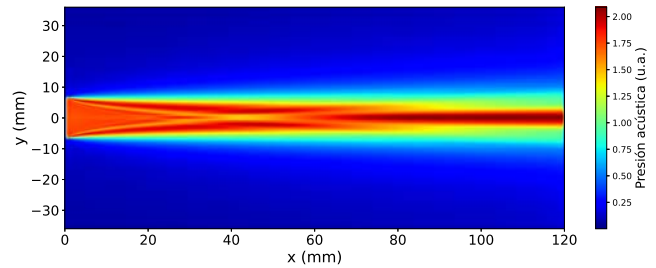


Fig. 6. Patrón del haz acústico resultante de la simulación.

Utilizando el esquema de medición de respuesta al eco, se realizaron más mediciones desplazando gradualmente el elemento reflector desde una distancia respecto al transductor de 10 mm hasta 100 mm. En este procedimiento no se detectaron variaciones significativas en la forma de las ondas registradas, más allá de una disminución de la amplitud que depende de la distancia transitada por las ondas. Este experimento fue replicado mediante simulación utilizando una configuración espacial extendida del esquema mostrado anteriormente. En la Fig. 7 se observa un gráfico del valor máximo de las señales registradas en función de la distancia transitada por las ondas acústicas y el resultado que se obtuvo mediante simulación.

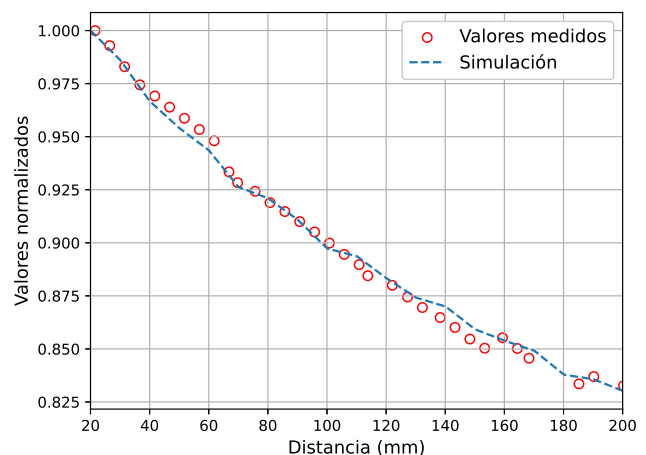


Fig. 7. Comparación entre valores máximos normalizados de las señales medidas para la caracterización acústica y curva simulada en función de la distancia transitada por las ondas.

En base a estos últimos resultados, se propuso como hipótesis que en la generación de las ondas planas en

su totalidad utilizando pulsos cortos, el efecto de campo cercano no incide significativamente. De esta forma, se decidió utilizar en el sistema de exploración de la muestra un distanciamiento menor a los 64 mm obtenidos mediante la ec. (1). Dadas las dimensiones de la cuba utilizada, la menor separación que se pudo lograr entre la cara del transductor y el eje de rotación fue de 44 mm. Usar esta disposición ayudó a poder generar y detectar señales con la mayor amplitud posible, y evitó así la necesidad de, en algunos casos, incurrir en el uso de un amplificador sobre las señales eléctricas detectadas.

Para la prueba de desempeño del sistema de TCUS simulado y del algoritmo de reconstrucción propuestos se utilizó la imagen de prueba estándar conocida como fantoma de Shepp-Logan en una resolución de  $256 \times 256$  píxeles. En este caso, se asignó 1554 m/s como valor máximo de velocidad del sonido en la composición de la muestra para asegurar que sea similar a la que se tiene en tejidos blandos. De esta forma, al configurar una  $v_s = 1480$  m/s en el medio circundante, se aseguró de estar cumpliendo con la aproximación de Born. En la Fig. 8.a se observa la imagen original utilizada, dimensionada de manera equiparable al diámetro efectivo del transductor. En la Fig. 8.b se observa la imagen luego de ser procesada por un filtro pasa altos. En Fig. 8.c se presenta el esquema de simulación utilizado para la adquisición de mediciones. Finalmente, en la Fig. 8.d se puede ver el resultado obtenido mediante la aplicación del algoritmo de reconstrucción empleado sobre un total de 360 señales registradas, correspondientes a cada posición angular tomada alrededor de la muestra con pasos de  $1^\circ$ . En este caso, utilizando la imagen filtrada como referencia comparativa, el valor de las métricas obtenido fue de  $PC = 0,31$  y  $PSNR = 15,7$  dB.

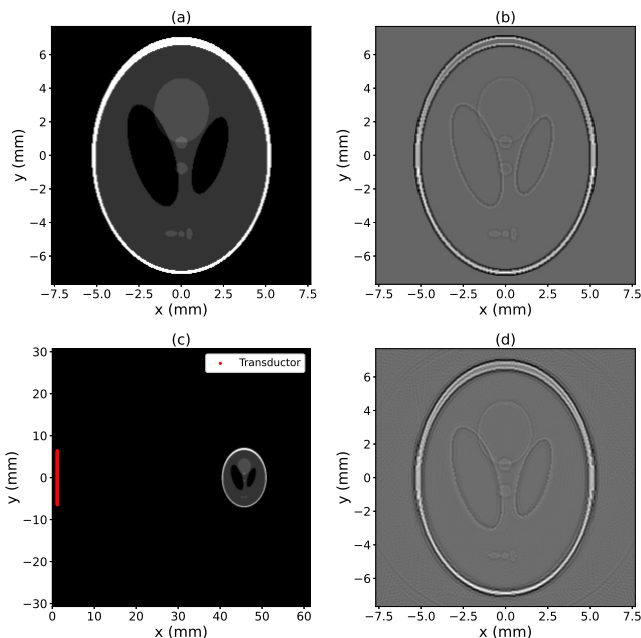


Fig. 8. (a) Imagen original. (b) Imagen original filtrada en bajas frecuencias. (c) Configuración del entorno de simulación. (d) Reconstrucción usando mediciones simuladas.

Este último procedimiento también fue usado para evaluar el desempeño del sistema de TCUS ya implementado en

el laboratorio. Para esto se utilizó un cilindro de material acrílico de 4 mm de diámetro, dispuesto de manera levemente desviada respecto al eje de rotación del motor de precisión. En la Fig. 9.a se observa la imagen original utilizada como referencia, creada a partir de las mediciones manuales sobre la muestra utilizada. En la Fig. 9.b se observa la imagen luego de ser procesada por un filtro pasa altos. La velocidad del sonido en el material utilizado es de aproximadamente 2700 m/s. Durante el experimento la  $v_s$  del agua medida fue de 1485 m/s. Bajo estas condiciones, el campo acústico dispersado, producto de la interacción con la muestra, evidentemente no es mucho más pequeño que el campo emitido, y en consecuencia la aproximación de Born no fue cumplida. Esto queda evidenciado en la reconstrucción presente en la Fig. 9.d y en la comparación del corte transversal de la imagen filtrada y la reconstrucción obtenida para  $y = 0$  en la Fig. 9.c, ambas obtenidas a partir del procesamiento de 180 señales medidas usando un paso angular de  $2^\circ$ . Además del contorno externo del cilindro, también se ve formado uno interno que no era parte de la pieza medida. La aparición de esta figura se debe a que en cada señal registrada también se midieron las reflexiones correspondientes a la contracara del cilindro no iluminada por el transductor. Cómo el algoritmo de reconstrucción está basado en la aproximación de Born, estas reflexiones las interpreta como parte de la forma de la muestra. Para este caso, utilizando la imagen filtrada como referencia comparativa, los resultados de las métricas fueron  $PC = 0,61$  y  $PSNR = 23,07$  dB, que son valores más elevados que los obtenidos con el fantoma de Shepp-Logan. Esto es debido a que las figuras de mérito escogidas comparan píxel a píxel y la muestra de acrílico es mucho más pequeña que la región imagen.

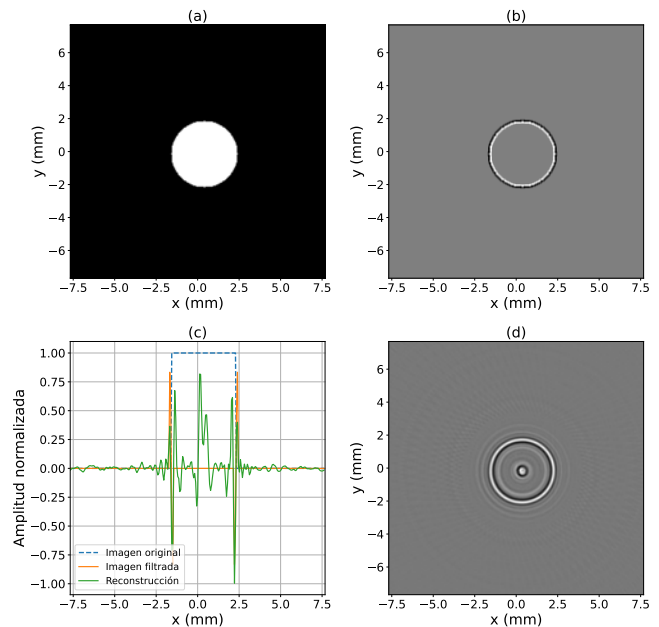


Fig. 9. (a) Imagen original. (b) Imagen original filtrada en bajas frecuencias. (c) Comparación del corte transversal de la imagen original de referencia, la filtrada y la reconstrucción obtenida para  $y = 0$ . (d) Reconstrucción usando mediciones.

Finalmente, para efectuar una evaluación cualitativa de la reconstrucción para un caso en que la aproximación de Born



sea cumplida, se realizó una tomografía sobre una muestra de goma. En este caso,  $v_s \approx 1600$  m/s, por lo que se puede estimar que la refracción resultante es despreciable. En la Fig. 10.a se observa una fotografía de la muestra, enfocada desde una vista superior, y en la Fig. 10.b la reconstrucción que se obtuvo tomando 180 mediciones utilizando un paso angular de  $2^\circ$ . Las marcas con forma de líneas de tendencia horizontal que se hace presente en la imagen reconstruida se atribuyen a la diferencia de intensidad en la mediciones efectuadas. Esta diferencia se produce por la variación del ángulo de incidencia sobre la superficies planas del contorno de la muestra. Este efecto también se observó presente en la reconstrucción obtenida mediante simulación de elementos con características similares. Para reducir la notoriedad de estos artefactos se puede tomar una mayor cantidad de mediciones alrededor de la muestra para utilizarlas en el proceso de reconstrucción.

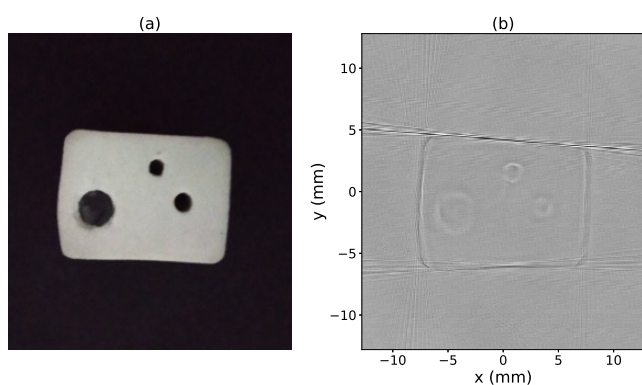


Fig. 10. (a) Fotografía de la vista superior de la muestra de goma utilizada. (b) Reconstrucción usando 180 mediciones.

#### IV. CONCLUSIONES

En este trabajo se presentó el estudio y desarrollo de un sistema para tomografía ultrasónica bidimensional. A partir de la caracterización acústica de un subsistema de emisión y detección de ultrasonido, cuyo componente principal es un transductor de inmersión comercial, fue posible realizar una estimación de los requisitos espaciales con los que se debía cumplir para obtener un buen desempeño del sistema. Así mismo, se pudo desarrollar un modelo computacional mediante el cual simular una configuración de los componentes y usar esos resultados para, previo al armado físico del dispositivo, evaluar el desempeño de un algoritmo de reconstrucción implementado. Dado que el esquema de exploración abordado se caracterizó principalmente por ser sencillo, las reconstrucciones obtenidas como resultados presentan aspectos mejorables cuantitativamente. La limitación impuesta por el esquema de medición de reflexiones radica en la falta de información sobre el objeto en bajas frecuencias. Por lo tanto, un desafío a considerar a futuro es, a partir de los resultados obtenidos en este trabajo, conseguir extrapolar parte del contenido faltante. Otro aspecto a tener en cuenta es el referido a los artefactos presentes en las imágenes reconstruidas debido a las diferencias significativas en las características acústicas que se presentan entre el medio de inmersión y la muestra analizada. Dada la adaptabilidad del sistema implementado en este trabajo, es posible

proponer otros esquemas de exploración y/o algoritmos de reconstrucción, a fin de mejorar los resultados para estos casos particulares, sin incurrir en problemas significativos.

#### AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue financiado por la Universidad de Buenos Aires (UBACYT 20020190100032BA), CONICET (PIP 11220200101826CO) y la Agencia I+D+i (PICT 2018-04589, PICT 2020-01336).

#### REFERENCIAS

- [1] M. Ashfaq, "Measuring and signal processing techniques for ultrasound computed tomography," Ph.D. dissertation, Ruhr University, Bochum, Alemania, 2007.
- [2] A. C. Kak and M. Slaney, *Principles of computerized tomographic imaging*. Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics, 2001.
- [3] N. Duric, C. Li, O. Roy, and S. Schmidt, "Acoustic tomography: Promise versus reality," in *2011 IEEE International Ultrasonics Symposium*, 2011, pp. 2033–2041.
- [4] S. Johnson, T. Abbott, R. Bell, M. Berggren, D. Borup, D. Robinson, J. Wiskin, S. Olsen, and B. Hanover, "Non-invasive breast tissue characterization using ultrasound speed and attenuation," in *Acoustical Imaging*. Dordrecht: Springer Netherlands, 2007, pp. 147–154.
- [5] N. Duric, P. Littrup, C. Li, O. Roy, S. Schmidt, J. Seamans, A. Wallen, and L. Bey-Knight, "Whole breast tissue characterization with ultrasound tomography," in *Medical Imaging 2015: Ultrasonic Imaging and Tomography*, ser. SPIE Conference Series, J. G. Bosch and N. Duric, Eds., vol. 9419, Mar. 2015, p. 94190G.
- [6] E. Kretzek, T. Hopp, and N. Ruiter, "Gpu-based 3d soft reconstruction including attenuation correction," vol. 9419, 03 2015.
- [7] T. D. Mast, "Empirical relationships between acoustic parameters in human soft tissues," *Acoustics Research Letters Online*, vol. 1, no. 2, pp. 37–42, 10 2000.
- [8] J. Nebeker and T. R. Nelson, "Imaging of sound speed using reflection ultrasound tomography," *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 31, no. 9, pp. 1389–1404, 2012.
- [9] M. André, J. Wiskin, and D. Borup, *Clinical Results with Ultrasound Computed Tomography of the Breast*. Dordrecht: Springer Netherlands, 2013, pp. 395–432.
- [10] C. Li, N. Duric, P. Littrup, and L. Huang, "In vivo breast sound-speed imaging with ultrasound tomography," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 35, no. 10, pp. 1615–1628, 2009.
- [11] N. Tole, H. Ostensen, and W. Technology, *Basic Physics of Ultrasonographic Imaging*, ser. Who/Diagnostic Imaging and Laboratory Technology Series. World Health Organization, 2005.
- [12] L. Kinsler, A. Frey, A. Coppens, and J. Sanders, *Fundamentals of Acoustics*. Wiley, 2000.
- [13] Olympus corporation: Product portfolio (2023). [Online]. Available: <https://www.olympus-ims.com/>
- [14] *Single/Dual-Channel High-Voltage Protection T/R Switch*, Microchip, 2018, rev. A.
- [15] J. Krautkrämer, H. Krautkrämer, J. Hislop, W. Grabendorfer, R. Frielinghaus, W. Kaule, L. Niklas, U. Opara, U. Schlengermann, H. Seiger et al., *Ultrasonic Testing of Materials*. Springer Berlin Heidelberg, 2013.
- [16] A. Stanzola, S. R. Arridge, B. T. Cox, and B. E. Treeby, "j-wave: An open-source differentiable wave simulator," 2022.
- [17] *PR50CC: Motorized Rotation Stage, Compact, 360°, DC Servo Motor*, Newport, 2023. [Online]. Available: <https://www.newport.com/p/PR50CC>
- [18] *Esp30x 3-axis DC and stepper motion controller*, Newport, 2023. [Online]. Available: <https://www.newport.com/f/esp30x-3-axis-dc-and-stepper-motion-controller/>
- [19] K. V. Mackenzie, "Nine-term equation for sound speed in the oceans," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 70, no. 3, pp. 807–812, 09 1981. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1121/1.386920>
- [20] H. E. Grecco, M. C. Dartailh, G. Thalhammer-Thurner, T. Bronger, and F. Bauer, "Pyvisa: the python instrumentation package," *Journal of Open Source Software*, vol. 8, no. 84, p. 5304, 2023. [Online]. Available: <https://doi.org/10.21105/joss.05304>
- [21] A. Rosenfeld and A. C. Kak, *Digital Picture Processing: Volume 1*, 2nd ed. San Francisco, CA, USA: Morgan Kaufmann Publishers Inc., 2014.