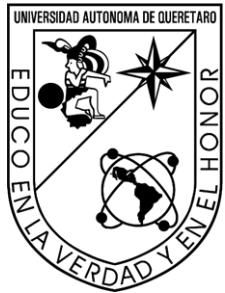


2025

**DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA CARACTERIZAR
TRANSDUCTORES ULTRASÓNICOS PARA FISIOTERAPIA**

Nadia Gabriela
Martínez Mancilla



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Ingeniería

**DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA CARACTERIZAR
TRANSDUCTORES ULTRASÓNICOS PARA FISIOTERAPIA.**

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el grado de

Maestra en Ingeniería de Calidad y Productividad

Presenta:

Ing. Nadia Gabriela Martínez Mancilla

Dirigido por:

MI Javier García Pérez

Santiago de Querétaro, Qro. Junio 2025

La presente obra está bajo la licencia:
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.es>



CC BY-NC-ND 4.0 DEED

Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0 Internacional

Usted es libre de:

Compartir — copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato

La licenciatario no puede revocar estas libertades en tanto usted siga los términos de la licencia

Bajo los siguientes términos:



Atribución — Usted debe dar [crédito de manera adecuada](#), brindar un enlace a la licencia, e [indicar si se han realizado cambios](#). Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que usted o su uso tienen el apoyo de la licenciatario.



NoComercial — Usted no puede hacer uso del material con [propósitos comerciales](#).



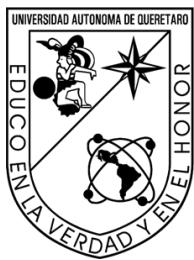
SinDerivadas — Si [remezcla, transforma o crea a partir](#) del material, no podrá distribuir el material modificado.

No hay restricciones adicionales — No puede aplicar términos legales ni [medidas tecnológicas](#) que restrinjan legalmente a otras a hacer cualquier uso permitido por la licencia.

Avisos:

No tiene que cumplir con la licencia para elementos del material en el dominio público o cuando su uso esté permitido por una [excepción o limitación](#) aplicable.

No se dan garantías. La licencia podría no darle todos los permisos que necesita para el uso que tenga previsto. Por ejemplo, otros derechos como [publicidad, privacidad, o derechos morales](#) pueden limitar la forma en que utilice el material.



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Ingeniería

Maestría en Ingeniería de Calidad y
Productividad

**DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA CARACTERIZAR
TRANSDUCTORES ULTRASÓNICOS PARA FISIOTERAPIA**

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el grado de

Maestra en Ingeniería de Calidad y Productividad

Presenta:

Ing. Nadia Gabriela Martínez Mancilla

Dirigido por:

M.I. Javier García Pérez

Dr. Eric L. Huerta Manzanilla

Secretario

M.P. José Agustín Martínez Rodríguez

Vocal

M. en C. Carlos Elí Martínez Pérez

Suplente

Dr. Abraham Gastélum Barrios

Suplente

Centro Universitario, Querétaro, Qro.

Junio 2025

AGRADECIMIENTOS

Expreso mi más sincero agradecimiento a la **Universidad Autónoma de Querétaro**, por el apoyo económico otorgado a través de una beca invaluable, así como al **Centro Nacional de Metrología (CENAM)**, por brindarme la oportunidad de desarrollar este proyecto en sus instalaciones, facilitándome el acceso a recursos y conocimientos esenciales.

También extiendo mi gratitud a la **Universidad Anáhuac Querétaro**, por proporcionarme material indispensable, asesorías y apoyo técnico que resultaron fundamentales para en el desarrollo de este trabajo de investigación.

A mi director de tesis, el **MI. Javier García Pérez**, por haber sido el vínculo para ingresar al CENAM, y por haber brindado su confianza, guía y conocimiento a lo largo de este proceso, mismos que han sido pilares fundamentales en la culminación de esta tesis.

Agradezco igualmente a los integrantes de mi jurado: el **M. en C. Carlos Elí Martínez Pérez**, por su paciencia al enseñarme el uso de LabVIEW y por su constante apoyo y seguimiento durante el desarrollo de la tesis; el **MI. José Agustín Martínez Rodríguez**, el **Dr. Eric L. Huerta Manzanilla** y el **Dr. Abraham Gastélum Barrios**, por sus valiosas aportaciones y retroalimentaciones que enriquecieron notablemente este trabajo.

De manera muy especial, expreso mi gratitud a la **Dra. Ana Lilia López Sánchez**, investigadora del CENAM, por aceptarme como su estudiante, y brindarme su apoyo incondicional, asesoría y por haber sido una excelente mentora a lo largo de este camino.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	11
ABSTRACT	12
I. Introducción	12
II. Antecedentes	13
III. Planteamiento del problema	23
IV. Justificación.....	24
V. Hipótesis.....	24
VI. Objetivos	25
6.1 Objetivo general	26
6.2 Objetivos específicos	26
VII. Materiales y metodología	26
VIII. Resultados y discusiones.....	35
IX. Conclusiones	58
X. Bibliografía	59
XI. Anexos	66

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1. Archivo generado en Excel con los datos de captura de medición de potencia ultrasónica.</i>	32
<i>Tabla 2. Archivo generado en Excel con los datos capturados por la balanza, mostrando el tiempo y la potencia registrada en cada instante.</i>	33
<i>Tabla 3. Archivo generado en Excel con los datos capturados por la balanza y el osciloscopio para la medición de referencia, mostrando el tiempo, la potencia registrada y el voltaje RMS.</i>	34
<i>Tabla 4. Datos experimentales de las lecturas de la balanza.</i>	44
<i>Tabla 5. Mediciones de temperatura y su incertidumbre estándar.</i>	44
<i>Tabla 6. Incertidumbre estándar para el coeficiente de atenuación.</i>	45
<i>Tabla 7. Sensibilidades de las fuentes de incertidumbre.</i>	47
<i>Tabla 8. Contribuciones de las fuentes de incertidumbre con incertidumbre combinada total e incertidumbre expandida.</i>	48
<i>Tabla 9. Incertidumbre en la medición de potencia ultrasónica.</i>	48
<i>Tabla 10. Incertidumbre histórica en la medición de potencia ultrasónica reportada en el CENAM (Luna et al., 2011).</i>	49
<i>Tabla 11. Resultados del estudio Gage R&R mediante ANOVA.</i>	52
<i>Tabla 12. Condiciones acústicas del agua empleada como medio de referencia en las mediciones.</i>	53

<i>Tabla 13. Parámetros acústicos y físicos medidos para cada una de las muestras a 1MHz de frecuencia, donde cada material tiene una estructura sin geometría (SG), con pirámides (P) y cuñas (C)</i>	53
<i>Tabla 14. Análisis de la varianza ANOVA, donde GL son grados de libertad, MC la media cuadrada ajustada y F y p los estadísticos de prueba.</i>	56
<i>Tabla 15. Resumen del modelo estadístico obtenido del análisis de varianza.</i>	56

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Esquema de la balanza de fuerza de radiación equipada con un objetivo reflectante (fuente propia).....	19
Figura 2. Forma de un pulso típico de ultrasonido con dos partes importantes: Presión compresional máxima (pc) y Presión de rarefacción máxima (pr) (Harris et al., 2023).....	21
Figura 3. Cortes transversales y longitudinales del campo acústico generados con un transductor mediante un escaneo con hidrófono. El patrón de colores representa la distribución espacial de la presión acústica, el cual permite visualizar la forma, simetría y focalización del haz ultrasónico (Fuente propia).	21
Figura 4. Representación esquemática del montaje de medición con aperturas mediante BFR (IEC 2013).	22
Figura 5. Gráfica de la respuesta de la balanza de fuerza de radiación al encender y apagar el transductor ultrasónico, mostrando las etapas de estabilidad antes (m1) y después (m4) del escalón, así como las masas aparentes medidas (m2 y m3) (Luna et al., 2002).	28
Figura 6. Montaje de la Balanza de fuerza de radiación (Fuente propia).	30
Figura 7. Ventana principal de la interfaz gráfica en LabVIEW para la medición de potencia ultrasónica (Fuente propia).	31
Figura 8. Segunda ventana de la interfaz gráfica en LabVIEW para la medición de potencia ultrasónica, mostrando la respuesta en tiempo real y opciones de control del equipo durante el proceso (Fuente propia).....	32
Figura 9. Segunda ventana de la interfaz gráfica en LabVIEW para la medición de un transductor de referencia (Fuente propia).	33
Figura 10. Gráfica de cruces por cero utilizada para identificar los máximos de potencia entre ciclos de encendido y apagado (fuente propia).	34

Figura 11. Probetas para utilizarse en la caracterización del AER en los transductores ultrasónicos para fisioterapia (fuente propia).....	36
Figura 12. Configuración para la técnica de sustitución para determinar la velocidad del sonido y atenuación del material (fuente propia).....	37
Figura 13. Configuración experimental para la medición de atenuación por método de sustitución, que incluye el llenado del tanque con agua y la colocación de los transductores en el sistema de posicionamiento (fuente propia).....	41
Figura 14. Calibración del blanco, donde z es la distancia de separación entre el transductor y el vértice del blanco, z1 la distancia del borde del tanque al borde del recubrimiento, z2 la distancia del borde del tanque al vértice del blanco, z3 la distancia del borde del agua al espejo del agua y z4 la altura del transductor sumergida en agua (fuente propia).	47
Figura 15. Gráfica de corridas del estudio de medición tipo 1 para la Potencia ultrasónica (fuente propia).....	50
Figura 16. Histograma con curva normal para de la medición de Potencia ultrasónica (fuente propia).....	51
Figura 17. Resultados del informe Gage R&R del sistema de medición ANOVA para la medición de potencia ultrasónica (fuente propia)	51
Figura 18. Señales ultrasónicas recibidas para cuatro condiciones experimentales, a) sin material (referencia), b) con material blanco (silicón), c) material verde (elastómero) y d) material crema (TPU). Se muestran los puntos de pico máximo y el cruce por cero detectado en cada señal. (fuente propia)	54
Figura 19. Gráfica de efectos principales para a) factores material y geometría, y b) interacción entre material y geometría. Se muestran las medidas del coeficiente de atenuación en función de las combinaciones de factores (fuente propia).....	57

Figura 20. Pantalla principal. Captura de datos del transductor ultrasónico a medir.....	67
Figura 21. Diagrama de bloques en LabVIEW para la pantalla principal. Esta interfaz lleva a las demás pantallas para realizar la medición	67
Figura 22Figura 22. Pantalla de medición para transductores ultrasónicos para fisioterapia.	
.....	68
Figura 23. Diagrama de bloques en LabVIEW para la de medición para transductores ultrasónicos para fisioterapia.	68
Figura 24. Pantalla de medición para transductores ultrasónicos de referencia.	68
Figura 25. Diagrama de bloques en LabVIEW para la de medición para transductores ultrasónicos de referencia.....	69
Figura 26. Diseños en SolidWorks de las piezas y moldes empleados para la fabricación de las muestras utilizadas para determinar el AER.....	72
Figura 27. Interfaz gráfica en LabVIEW para adquirir la señal ultrasónica detectada por el transductor receptor.....	73
Figura 28. Diagrama de bloques en LabVIEW para el control y adquisición de datos de la captura y guardado de la señal ultrasónica registrada.....	73

ABREVIATURAS Y SIGLAS

<i>UT</i>	Ultrasonido terapéutico
<i>BFR</i>	Balanza de fuerza de radiación
<i>P</i>	Potencia ultrasónica, W
<i>c</i>	Velocidad del sonido en el agua ms ⁻¹
<i>m</i>	Masa, kg
<i>g</i>	Aceleración de la gravedad, ms ⁻²
<i>α</i>	Coeficiente de atenuación en el líquido (agua), m ⁻¹
<i>z</i>	Distancia entre el blanco reflector y la cara del transductor, m
<i>θ</i>	Ángulo entre la dirección del haz ultrasónico y la normal a la superficie de reflexión, °
<i>f</i>	Frecuencia, Hz
<i>T</i>	Temperatura del agua, °C
<i>t</i>	Tiempo, s
<i>λ</i>	Longitud de la onda en el líquido, m
<i>k</i>	Número de onda circular, $k=2\pi/\lambda$, m ⁻¹
<i>U</i>	Tensión eléctrica RMS, V
<i>AER</i>	Área efectiva de radiación, cm ²
<i>h</i>	factor objetivo para balanzas de fuerza de radiación
<i>I</i>	Intensidad, W/cm ²
<i>I_m</i>	Intensidad máxima
<i>I_w</i>	Intensidad medible en agua
<i>l</i>	Distancia entre el hidrófono y el transductor
<i>p</i>	Presión acústica instantánea

Z impedancia eléctrica compleja del hidrófono

ρ Densidad en el líquido (agua)

ω Frecuencia angular ($2\pi f$)

r Radio

HIFU High-Intensity Focused Ultrasound

IEC International Electrotechnical Commission

RESUMEN

Introducción: La terapia por ultrasonido es una herramienta en fisioterapia cuya eficacia depende en gran medida de la precisión de los parámetros de radiación ultrasónica. Caracterizar un transductor ultrasónico es crucial para comprender su comportamiento en términos de distribución de energía. Este estudio presenta una metodología para el desarrollo de un sistema de caracterización mediante BFR para mejorar la evaluación de los dispositivos.

Métodos: Se creó una interfaz gráfica para acondicionar los diferentes métodos de caracterización, los cuales se basan en las normas IEC 16189 e IEC 61161. Se utiliza LabVIEW para el desarrollo de las interfaces de usuario centrándose en la captura de datos, y a su vez, se emplea Octave para el procesamiento de datos. Con ello se obtiene un sistema que optimiza la caracterización de los transductores ultrasónicos para fisioterapia, además de que se propone un material accesible que actúa como máscara de apertura para tener una caracterización más completa.

Resultados: Se evaluó la incertidumbre asociada al sistema de medición en 3 niveles de potencia: baja, media y alta. Los resultados mostraron una incertidumbre relativa del 0.1%, mejorando los valores históricos del CENAM. También se encontró que el TPU como material absorbente para máscara de apertura ofrece un desempeño adecuado para su uso como material delimitador en la caracterización de transductores.

Conclusiones: El sistema automatizado basado únicamente utilizando BFR, es un método accesible y preciso para caracterizar los transductores ultrasónicos en fisioterapia. Se logró reducir la incertidumbre en la medición de potencia y se mejoró la trazabilidad del proceso. Persisten retos como la mejora de la repetibilidad del sistema y reducción de impactos ambientales, donde se puede seguir explorando sobre nuevas estrategias que mejoren la robustez en la caracterización de transductores ultrasónicos.

Palabras clave: Ultrasonido, Fisioterapia, Transductores ultrasónicos, Interfaz gráfica, automatización, Potencia acústica, Intensidad acústica.

ABSTRACT

Introduction: Ultrasound therapy is a tool in physiotherapy whose effectiveness strongly depends on the accuracy of the ultrasonic radiation parameters. Characterizing an ultrasonic transducer is essential to understand its energy distribution behavior. This study presents a methodology for developing a characterization system using a Radiation Force Balance (RFB) to improve the evaluation of such devices.

Methods: A graphical user interface was developed to condition different characterization methods based on IEC 61689 and IEC 61161 standards. LabVIEW was used for user interface development, focusing on data acquisition, while Octave was used for data processing. This approach resulted in a system that optimizes the characterization of physiotherapy ultrasonic transducers. Additionally, an accessible material is proposed to act as an aperture mask for more complete characterization.

Results: Measurement uncertainty was evaluated at three power levels: low, medium, and high. Results showed a relative uncertainty of 0.1%, improving upon historical values reported by CENAM. It was also found that TPU, as an absorbing material for the aperture mask, offers adequate performance as a delimiting material in transducer characterization.

Conclusions: The automated system based solely on RFB is an accessible and precise method for characterizing ultrasonic transducers used in physiotherapy. The system achieved reduced measurement uncertainty and improved process traceability. Challenges remain, such as enhancing system repeatability and minimizing environmental impacts, highlighting the need to explore new strategies to improve robustness in ultrasonic transducer characterization.

Keywords: Ultrasound, Physical Therapy, Ultrasonic Transducers, Graphical Interface, Automation, Acoustic Power, Acoustic Intensity.

I. INTRODUCCIÓN

El ultrasonido terapéutico (UT) es una técnica ampliamente utilizada para el tratamiento de lesiones y trastornos musculoesqueléticos (Han et al., 2023). Se considera una herramienta valiosa en el campo de la medicina debido a su carácter no invasivo y a los efectos térmico-mecánicos que ejerce sobre los tejidos tratados. Estos efectos se traducen en varios beneficios, como la extensibilidad del tejido conectivo, el incremento del metabolismo local, la mejora de la circulación sanguínea y la aceleración de la regeneración de los tejidos (Maxwell, et al., 1992).

La característica principal de los tratamientos es que emplean ondas sonoras de alta frecuencia, habitualmente entre 1 y 3 MHz, que no son audibles al oído humano. Las ondas ultrasónicas se generan mediante un transductor piezoelectrónico que convierte la energía eléctrica en energía mecánica. Estas ondas se transmiten a través de un gel conductor aplicado sobre la piel para facilitar su paso a los tejidos subyacentes. Al atravesar el tejido, el ultrasonido genera calor y vibraciones que inducen efectos terapéuticos como alivio del dolor, disminución de la hinchazón y de la inflamación (Van Der Windt et al., 1999).

El UT presenta ventajas de seguridad en el entorno clínico debido a que no es invasivo. Por ejemplo, no implica exposición a radiación ionizante, como ocurre con los rayos X o la tomografía computarizada (TC), que aumentan el riesgo de cáncer. Las exposiciones a baja energía, por debajo del nivel que podría causar efectos biológicos no se acumulan, incluso con múltiples tratamientos. El operador del equipo de ultrasonido no necesita preocuparse por su propia exposición a estas ondas, ya que se dispersan fácilmente y no se transmiten eficazmente en el aire, lo que elimina la necesidad de usar equipo de protección especializado (Miller et al., 2012).

A pesar de que UT es una técnica eficaz y segura, los equipos que la utilizan son complejos y, con el tiempo, tienden a deteriorarse y presentar fallos. El desgaste o la mala calibración de los transductores pueden resultar en la entrega de energías incorrectas y causar efectos adversos a los pacientes, como quemaduras, daño tisular o falta de eficacia en el tratamiento. Para que su uso sea seguro es importante prestar atención a los aspectos de

seguridad como la correcta calibración y el mantenimiento periódico. Con esto se garantiza que los equipos operen dentro de los parámetros adecuados de potencia e intensidad acústica.

Si bien la caracterización es un aspecto crucial, en la práctica actual existen diversas barreras que dificultan su implementación. La calibración es un procedimiento sofisticado que requiere de condiciones controladas y equipamiento especializado (Shaw et al., 2008). Las normas internacionales como las publicadas por la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC), establecen métodos cuyas aplicaciones en entornos clínicos y de laboratorios resultan complejas, lo que conduce a la falta de verificación periódica de los dispositivos (Sasono et al., 2023).

Un estudio realizado por el Centro Nacional de Metrología (CENAM) reveló que 1 de cada 4 equipos de UT en el estado de Querétaro presentan discrepancias significativas con respecto a los estándares establecidos por las normativas (Luna et al., 2011). Más preocupante aún, se descubrió que el 100% de los médicos y fisioterapeutas no estaban al tanto de las capacidades de operación y limitaciones de sus dispositivos, lo que compromete la seguridad y la eficacia de los tratamientos ofrecidos. Este escenario genera incertidumbre sobre la calidad de los tratamientos y potenciales riesgos para la salud de los pacientes.

La gestión de la atención médica demanda una constante vigilancia sobre el estado de los equipos médicos, ya que las inspecciones periódicas proporcionan confiabilidad en los tratamientos. Sin embargo, no existe un método simple para realizar este control, son pocos los laboratorios especializados capaces de realizar dichas verificaciones (Sasono et al., 2023). Además, factores como el costo elevado, el tiempo requerido y la necesidad de retirar el equipo del lugar de trabajo, representa un desafío para los profesionales de la salud que buscan supervisar sus dispositivos (Rajagopal et al., 2015).

La falta de acceso a los procesos de evaluación puede provocar una pérdida de funcionalidad y un incumplimiento con los estándares, incluso en equipos recién adquiridos. Ante esta problemática, surge la necesidad de desarrollar un sistema que facilite

la caracterización de los transductores ultrasónicos (Cheng et al., 2023). El proceso de caracterización consta de una balanza de fuerza de radiación (BFR) para medir la potencia acústica y un sistema de posicionamiento e hidrófono (C-scan) para medir la intensidad, siguiendo las normas IEC aplicables.

El uso de sistemas automatizados (software) representa una solución que facilita la recolección, procesamiento y análisis de datos, además de la gestión y configuración de los instrumentos (hardware) (Costa Felix et al., 2006). No solo se reducen los errores humanos y se optimiza el tiempo de medición, sino que también se mejora la accesibilidad a estos procedimientos. De esta manera, se permite que las instituciones de salud y laboratorios realicen calibraciones de manera más frecuente y precisa. Esto contribuye a la seguridad de los pacientes y facilita el cumplimiento de los estándares internacionales, lo que promueve una mayor confianza en el uso de estas tecnologías.

II. ANTECEDENTES

El ultrasonido terapéutico ha sido utilizado en fisioterapia durante los últimos 50 años para tratar el dolor y acumulaciones de líquido en los tejidos del cuerpo. Funciona para tratar enfermedades inflamatorias agudas y crónicas, eventos traumáticos y manejo de enfermedades reumáticas. Inicialmente su práctica era básica y poco sofisticada (Ferrari et al., 2010). Sin embargo, con el paso del tiempo ha ido experimentando un progreso desde sus primeras aplicaciones clínicas, ampliando su aplicación tanto en la fisioterapia como en la medicina deportiva y hasta en el tratamiento de enfermedades neuromusculares. (Harrison et al., 2021).

La forma en que funciona UT se basa en su capacidad para generar un aumento local de temperatura en los tejidos del cuerpo. Este aumento de temperatura ayuda a relajar los músculos, a mejorar la circulación sanguínea al dilatar los vasos y a eliminar las toxinas y sustancias dañinas acumuladas en áreas inflamadas o lesionadas (Safa et al., 2024; Rodriguez et al., 2023). Avances en recientes investigaciones utilizan cada vez más UT en otras aplicaciones, como la litotricia, la hemostasia y la administración dirigida de medicamentos (Moyano et al., 2022). En este sentido, la tecnología de UT sigue

evolucionando y requiere de una necesidad para conocer las características de los campos acústicos (Xing et al., 2021).

El avance en el uso de equipos terapéuticos ha generado una creciente demanda de dispositivos más sofisticados y de una búsqueda constante por asegurar tratamientos seguros y efectivos para los pacientes (Zhou et al., 2024). A pesar de que se han realizado diferentes estudios sobre la eficacia de los tratamientos con ultrasonido en trastornos musculoesqueléticos, no es común que se mencionen los detalles sobre la eficiencia del equipo o los valores nominales seleccionados (Johns et al., 2007; Kollmann et al., 2005). La falta de estandarización en su uso hace que sea difícil evaluar su efectividad en diferentes situaciones clínicas.

En fisioterapia, un tema que ha pasado desapercibido debido a la percepción de bajo riesgo asociada a su uso, es la caracterización de los transductores ultrasónicos. A diferencia de dispositivos invasivos o críticos, como los equipos quirúrgicos o la administración de radiación ionizante, el ultrasonido se considera generalmente seguro para los pacientes (Shaw et al., 2011). A pesar de que su funcionamiento es bastante avanzado, el ultrasonido se considera poco riesgoso debido a que no implica una intervención directa en el cuerpo. Como resultado, los protocolos y las normas en torno a la calibración y caracterización de los transductores no son tan estrictas o detalladas como deberían ser (IEC 2013).

La caracterización confiable de los campos ultrasónicos sigue siendo un desafío y es esencial para el control de calidad. En el Reino Unido, el Servicio Nacional de Salud (NHS) estima que se realizan aproximadamente un millón de tratamientos de UT al año. Dado este uso masivo, fue a partir de 1960 que surgió la necesidad de medir y calibrar los equipos de UT. La Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) desarrolló normas para regular y estandarizar estas mediciones, ayudando a establecer parámetros de seguridad (IEC 1963). Sin embargo, aún existen limitaciones en su implementación y cumplimiento.

Estudios de exposición llevados a cabo por la Organización Mundial de la Salud (OMS) demostraron que los efectos terapéuticos de UT pueden lograrse con niveles de intensidad por debajo de los 3 W/cm^2 . Esta cifra se ha adoptado como límite superior de exposición en

los estándares de seguridad internacionales (IEC 2013). Niveles altos de intensidad pueden generar calor excesivo, ondas de choque y cavitación, lo que es peligroso para el tejido biológico (Zauhar et al., 2019). Mientras que si son demasiado bajos (menos de 1 W/cm²) es posible que el tratamiento no sea lo suficientemente efectivo para producir el resultado deseado (Sasono et al., 2023).

En los últimos años, el ultrasonido focalizado de alta intensidad (HIFU, por sus siglas en inglés) ha ganado popularidad como herramienta terapéutica y quirúrgica avanzada. Esta técnica se utiliza para el tratamiento de cánceres, como próstata, hígado, riñón, tiroides, entre otros (Jiang et al., 2018; Guo et al., 2024). HIFU tiene la capacidad de focalizar la energía ultrasónica en un punto específico dentro del tejido, y eleva la temperatura local por encima de los 55 °C, lo que permite destruir el tejido objetivo sin dañar las áreas circundantes (Ter Haar et al., 2007). A pesar de ser considerado prometedor en el tratamiento de cáncer, no reemplaza los tratamientos convencionales, como la cirugía, la quimioterapia o la radioterapia.

El hecho de que HIFU pueda generar temperaturas tan altas dentro del cuerpo requiere un nivel extremo de precisión. La dosis de energía debe de ser controlada con exactitud para garantizar la seguridad y efectividad del procedimiento. Con esto se resalta la importancia de contar con métodos confiables de medición y caracterización de los campos ultrasónicos generados por los equipos de ultrasonido en general (Harrison et al., 2021). El conocimiento de los parámetros ultrasónicos es importante para asegurar que el tratamiento se administre correctamente. Gracias a esto se puede monitorear el desempeño del dispositivo durante el tratamiento y con ellos evitar complicaciones y asegurar buenos resultados clínicos.

Se han realizado estudios sobre el rendimiento de los equipos de UT a lo largo de los años y se ha encontrado que la mayoría de estos presentan errores significativos en los ajustes de potencia nominal. En algunos casos, más del 80% de las máquinas mostraron diferencias superiores a ±20% entre el valor indicado por el equipo y el real aplicado (R.T. Hekkenberg et al., 1994; Luna et al., 2011). De manera más alarmante, 69% de los equipos tenían errores superiores a ±30%. Estas diferencias también reflejan en los estudios casos de daños

biológicos en los pacientes, como quemaduras, lo cual se le atribuye a la falta de calibración periódica de los dispositivos (P.A. Artho et al., 2002).

2.1 Parámetros ultrasónicos clave

Existen parámetros que son esenciales definir para guiar la administración precisa de la energía ultrasónica durante los tratamientos. Las principales características del campo acústico que requieren atención son la potencia acústica (AP por sus siglas en inglés) y la intensidad promedio espacial-temporal. La caracterización requiere de la medición del área del cristal que produce el ultrasonido, ya que esta afecta directamente a la distribución de la energía acústica. Para AP se emplea el método de la balanza de fuerza de radiación (BFR), mientras que para la medición de la intensidad acústica se realiza mediante el método de mapeo del campo de presión acústica con hidrófonos (IEC 2013).

2.2 Potencia ultrasónica y fuerza de radiación

La técnica aceptada para medir la AP es mediante BFR (Durando et al., 2016). Existe una considerable cantidad de literatura que aborda y detalla el concepto, la teoría y la implementación (Butterworth et al., 2012; Karaboce et al., 2017). La potencia contenida en un haz ultrasónico está directamente relacionada con la “dosis” o la cantidad de energía aplicada al paciente y, por lo tanto, su medición se considera de suma importancia. El principio de la técnica utiliza un objetivo colocado en la trayectoria del haz, la cual experimenta una fuerza debido al cambio de presión generado por el haz (Fig. 1). El objetivo puede ser de material absorbente o reflectante, y el procedimiento se lleva a cabo en un entorno acuoso para simular las condiciones en el cuerpo humano (IEC 2013).

Cuando el transductor emite ondas ultrasónicas hacia el objetivo, estas ondas causan cambios en las moléculas del medio en el que se propagan (agua), generando una fuerza que se conoce como "fuerza de radiación" (M. Kavitha et al., 2012). Esta fuerza se mide al situar el objetivo, ya sea de tipo reflectante o absorbente, sobre una balanza gravimétrica que percibe un cambio en la masa al energizar el transductor (Gumanová et al., 2020). Las BFR de estándar primario son capaces de realizar mediciones en niveles bajos de frecuencia y con potencias de alrededor de 100 mW con incertidumbre entre 2 y 4%.

También se han desarrollado balanzas de fuerza con base en el estándar primario con incertidumbres de $\pm 7\%$ (Hekkenberg et al., 2001).

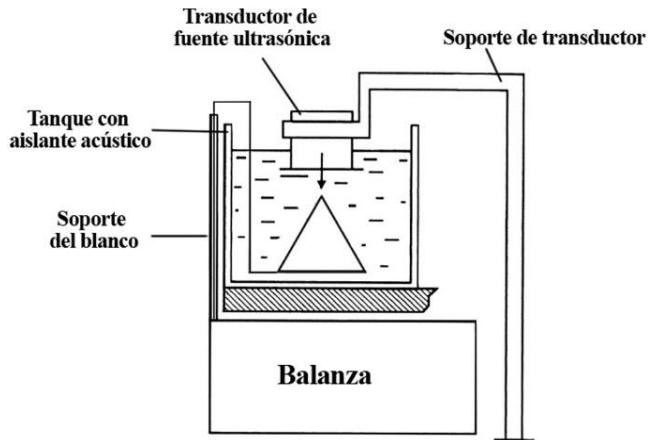


Figura 1. Esquema de la balanza de fuerza de radiación equipada con un objetivo reflectante (fuente propia).

A pesar de que el proceso de medición permite una evaluación acústica más directa y simple, su implementación en entornos clínicos y laboratorios secundarios siguen presentando desafíos. Muchos centros no disponen de la infraestructura adecuada, además de que la correcta aplicación del método requiere de un entendimiento profundo de la física del ultrasonido (Luna et al., 2011). Además, la variabilidad en los resultados, influenciada por factores como el entorno de medición y la calidad de los materiales, genera incertidumbres que pueden ser críticas en aplicaciones clínicas. Es esencial continuar investigando y desarrollando soluciones para facilitar la adopción de estas mediciones, y garantizar la seguridad de los pacientes.

Existen diversas técnicas para llevar a cabo esta medición. Entre las metodologías alternativas se encuentra la piroelectricidad y el método por calorimetría. La piroelectricidad utiliza el efecto piroeléctrico de una membrana de polímero piezoelectrónico (PVDF), que al estar unida a un absorbente acústico, genera un voltaje proporcional a la tasa de aumento de temperatura resultante de la absorción de la energía ultrasónica. Por el otro lado, la calorimetría aprovecha la absorción de ultrasonido en el agua, minimizando las fuentes de calor externas y garantizando un acoplamiento acústico adecuado. No obstante, a

pesar de que estos enfoques son más simples y menos laboriosos, BFR continúa siendo la técnica preferida debido a su consistencia y precisión (Zeqiri et al., 2007).

2.3 Área efectiva de radiación

El área efectiva de radiación (ERA, por sus siglas en inglés), es un parámetro que define la superficie real que emite la mayor parte de la energía ultrasónica. Esta área no corresponde necesariamente al tamaño físico del cristal debido a que la energía no es uniforme. Para medirla se utilizan hidrófonos que escanean la distribución de presión acústica en una cuadrícula cerca del transductor. Los métodos de prueba para el AER se pueden llevar a cabo mediante 2 métodos. Tanto la norma IEC 61689 como las especificaciones de La Administración de Alimentos y Medicamentos de los Estados Unidos (FDA) proporcionan una definición con enfoques distintos que llevan a diferencias significativas en sus resultados.

La norma IEC 61689 define a AER como un área intermedia denominada Área de Sección Transversal del Haz (BCSA) que representa el 75% de la potencia acústica (IEC 2013). Se calcula mediante un análisis de regresión lineal a partir de escaneos a diferentes distancias del transductor. En cambio, FDA define a AER como el área donde la intensidad del ultrasonido es mayor al 5% de la intensidad máxima y que se mide a 5 mm del transductor. No obstante, identificar el punto pico con precisión es complicado, ya que la estructura cercana al campo acústico es más compleja. Las investigaciones sugieren que la definición de la IEC es más correcta al estar relacionada directamente con la potencia, y también han mostrado que los FDA sobreestima a los valores de AER hasta 69% más que IEC (FDA 2023).

Históricamente, los hidrófonos han jugado un papel importante en estas mediciones. El hidrófono convierte las fluctuaciones de presión acústica en señales eléctricas que permiten medir diversos parámetros del campo ultrasónico. A partir de las señales de voltaje obtenidas por el hidrófono, se pueden obtener parámetros como la intensidad pico-temporal promedio (Ispta), la intensidad pico de pulso promedio (Isppa), la duración del pulso y la frecuencia de trabajo (Fig. 2) (Preston, 1991). Para ello, se realizan escaneos a lo largo del campo para medir la forma y el tamaño del haz ultrasónico. Con los datos de presión y

dimensiones del haz, se obtiene la intensidad promedio temporal-espacial y, por ende, la distribución de energía en el campo ultrasónico (IEC 2013).

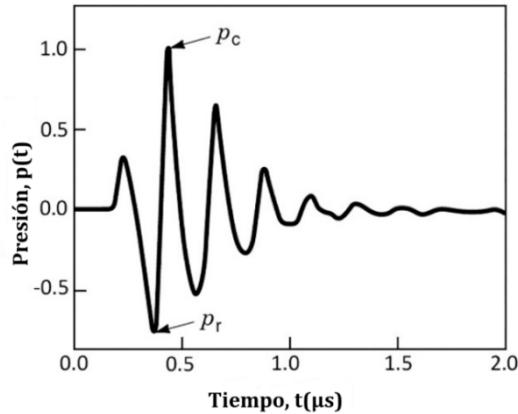


Figura 2. Forma de un pulso típico de ultrasonido con dos partes importantes: Presión compresional máxima (p_c) y Presión de rarefacción máxima (p_r) (Harris et al., 2023).

El proceso de medición con hidrófonos emplea un tanque de escaneo con agua desionizada para cuantificar el campo acústico generado (Johns et al., 2007). Se alinea un hidrófono respecto al transductor y se desplaza mecánicamente en intervalos pequeños para capturar la presión acústica en diferentes posiciones (a lo largo del eje Z y en los planos X e Y). A partir de estas mediciones, se calcula la intensidad acústica en cada punto del plano focal mediante la relación entre la presión y la densidad de potencia, que es proporcional al cuadrado de la presión medida por el hidrófono. Luego se obtiene un mapa o perfil de cómo varía la intensidad en función de la posición en el campo acústico (Fig. 3).

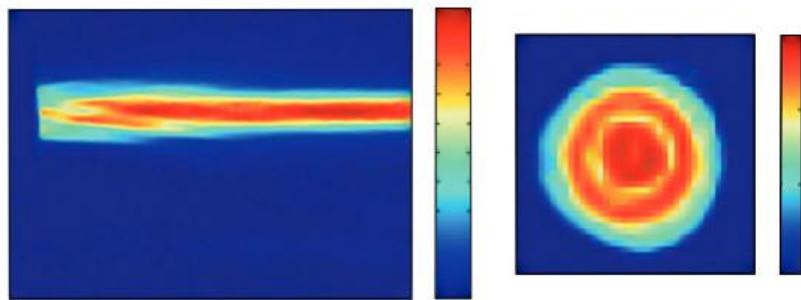


Figura 3. Cortes transversales y longitudinales del campo acústico generados con un transductor mediante un escaneo con hidrófono. El patrón de colores representa la distribución espacial de la presión acústica, el cual permite visualizar la forma, simetría y focalización del haz ultrasónico (Fuente propia).

La sensibilidad del hidrófono es el parámetro clave en la calibración. Se define como la razón entre el voltaje de salida del hidrófono y la presión acústica que recibe en su ubicación exacta en el campo acústico. Algunos Institutos Nacionales de Metrología utilizan técnicas ópticas avanzadas, como la interferometría óptica para la calibración de los hidrófonos (Kudo et al., 2015). El método utiliza un haz de luz láser para medir el desplazamiento de una membrana reflectante sumergida en un campo acústico generado por una onda plana. El desplazamiento es directamente proporcional a la presión acústica. Mediante ecuaciones que relacionan esta presión con la velocidad del sonido y la frecuencia angular, se puede determinar la presión acústica generada (Pitts et al., 2001).

Inicialmente, se utilizaba una BFR con deflectores de acero inoxidable que reflejaban el ultrasonido emitido por los bordes del transductor para medir el ERA. Sin embargo, la técnica no ofrecía resultados consistentes y se reemplazó por el método de hidrófonos. Recientemente se retomó el método de BFR, pero utilizando material absorbente acústico en lugar de material reflectante. El procedimiento consiste en colocar una serie de máscaras con aperturas circulares de diferentes diámetros en el trayecto del haz, y medir la potencia transmitida en cada una de ellas (Fig. 4). Comparado con la técnica IEC 61689, el enfoque con aperturas muestra una variación de $\pm 11\%$. No obstante, este método no reemplaza a los procedimientos de referencia establecidos en la normativa (IEC 2013).

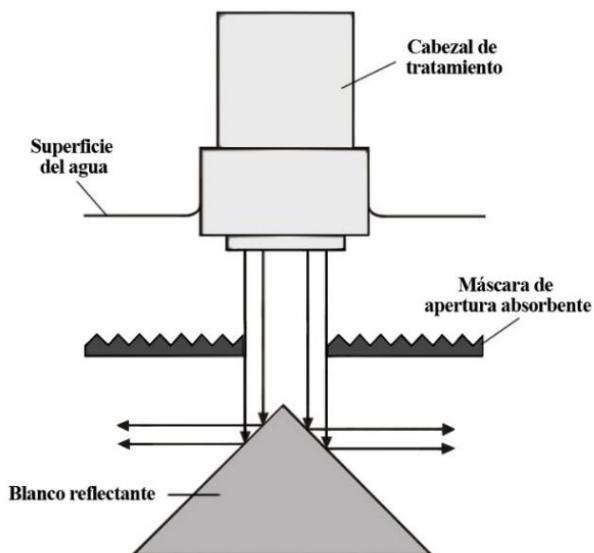


Figura 4. Representación esquemática del montaje de medición con aperturas mediante BFR (IEC 2013).

2.4 Estado del arte

En el campo de la caracterización de equipos de ultrasonido terapéutico, los métodos de medición convencionales, como la balanza de fuerza de radiación y el uso de hidrófonos, han sido ampliamente aceptados y establecidos en las normativas internacionales, como la IEC 61689. Estos métodos presentan limitaciones como la complejidad y las incertidumbres asociadas a estas mediciones (Alvarenga et al, 2008), lo que ha impulsado la evolución de técnicas alternativas para garantizar mejores resultados y más accesibles. Sin embargo, a pesar de que se han propuesto e investigado nuevos métodos, la BFR y los hidrófonos siguen siendo el estándar predominante en la calibración de equipos de UT.

Los métodos basados en la fuerza de radiación y los hidrófonos continúan avanzando para adaptarse a las nuevas tecnologías, no obstante, existe una creciente necesidad de métodos complementarios. Estos métodos también presentan discrepancias en los valores medidos, particularmente en transductores de baja frecuencia y haces divergentes. Se han desarrollado algoritmos para la corrección de ondas no planas y estrategias para controlar los efectos térmicos durante las pruebas. Sin embargo, el estado general de la calibración de equipos de fisioterapia ha mostrado poca mejoría en los últimos años, lo que resalta la necesidad de desarrollar técnicas de medición accesibles, precisas y de bajo costo tanto para los fabricantes como para los usuarios finales.

III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El avance de la tecnología médica abarca una amplia gama de herramientas disponibles que han transformado la manera en que se pronostican y diseñan los tratamientos hoy en día (Li et al., 2022). Como consecuencia, los dispositivos médicos son cada vez más sofisticados y exigen un alto grado de especialización por parte de quienes los operan. Cualquier equipo que entre en contacto con el paciente, ya sea de forma directa o indirecta, conlleva un riesgo potencial de causar daño o de influir en los diagnósticos. Debido a esto, las regulaciones imponen estrictos requisitos para el adecuado mantenimiento de los equipos. Sin embargo, estos procedimientos son cada vez más difíciles, tanto en términos de ajuste como de mantenimiento técnico (Rajagopal et al., 2015).

El ultrasonido se ha convertido en una herramienta clave en campos como la ablación, la fisioterapia y la estética médica, debido a sus características de ser portátil, no invasiva y libre de radiación (Miller et al., 2012). Sin embargo, pese a sus beneficios biológicos, la literatura ha reportado casos de fallos en su uso (Sasono et al., 2023). Estos problemas pueden estar vinculados a la energía empleada durante los procedimientos y, en particular, a la calibración inadecuada de los dispositivos (Zhang et al., 2015). Las intensidades incorrectas o el uso de equipos no calibrados pueden derivar en tratamientos ineffectivos o incluso en situaciones perjudiciales para los pacientes (Draper et al., 2014) debido a su ausencia en el control de calidad.

La gestión eficiente de la atención médica demanda un monitoreo constante del estado de los equipos médicos, y evaluaciones periódicas para asegurar la confiabilidad de los tratamientos. Sin embargo, no existe un método sencillo para llevar a cabo dichas verificaciones. Son muy escasos los laboratorios especializados capaces de realizar las calibraciones (Sasono et al., 2023). A esto se suman los costos elevados, el tiempo requerido y la necesidad de retirar el equipo de su lugar de trabajo, lo que presenta dificultades para los profesionales de la salud que desean mantener sus dispositivos bajo control (Rajagopal et al., 2015). Esta falta de accesibilidad para evaluar los equipos puede llevar a una disminución en su funcionalidad o a que no cumplan con los estándares, incluso en dispositivos recientemente adquiridos.

IV. JUSTIFICACIÓN

El uso adecuado y seguro de los equipos médicos depende de una comprensión profunda de sus principios de funcionamiento, así como de una calibración precisa para garantizar que las terapias sean óptimas (Braunstein et al., 2022). No obstante, realizar las verificaciones necesarias presentan varios desafíos, ya que se requiere de equipo altamente especializado y condiciones controladas que no son fácilmente accesibles (Trushkevych et al., 2024). Mapear el haz de un transductor implica mover el hidrófono a diferentes posiciones y profundidades para capturar la distribución completa del campo. Esto requiere del muestreo

de un gran número de puntos, lo que puede ser tardado y difícil al implicar conocimientos técnicos avanzados para la obtención de resultados consistentes (Žauhar et al., 2015).

En la práctica clínica, estos parámetros se suelen medir manualmente utilizando técnicas especializadas (Žauhar et al., 2015). La necesidad de desarrollar un nuevo sistema surge debido a la complejidad y lentitud de los procesos convencionales de calibración. La automatización es una solución que garantiza mediciones precisas, consistentes y que minimizan los errores humanos inherentes a la propia medición. Estos procesos realizan mediciones en un tiempo menos prolongado, lo que aumenta la eficiencia operativa (Cheng et al., 2023). Además, ayuda a garantizar el cumplimiento de la norma, ya que se pueden realizar mediciones de forma continua y en tiempo real, permitiendo la detección temprana de cualquier desviación en el rendimiento.

Mediante la automatización se agiliza el proceso de medición y procesamiento de datos. Al obtener mediciones consistentes, respaldadas por calibraciones y estudios de repetibilidad y reproducibilidad, se asegura que los equipos funcionen adecuadamente (Manduchi et al., 2013). La automatización también hace que las mediciones sean accesibles para un rango más amplio de usuarios, por lo que no se necesita de una capacitación o técnica especializada. La generación automática de informes de calibración incluso puede realizarse en formato Excel, lo que facilita que haya una documentación y seguimiento del rendimiento a lo largo del tiempo (Naderloo et al., 2020). Gracias a ello, los profesionales de la salud pueden optimizar los ajustes del equipo para garantizar que los pacientes reciban un tratamiento adecuado y efectivo.

V. HIPÓTESIS

La implementación de un sistema para caracterizar transductores ultrasónicos para fisioterapia permitirá obtener mediciones más precisas de parámetros como AER y P, lo que reducirá el tiempo de evaluación y mejorará la accesibilidad en comparación con los métodos manuales.

VI. OBJETIVOS

6.1 Objetivo general

Desarrollar un sistema que permita caracterizar transductores ultrasónicos para fisioterapia, a través de la medición de parámetros acústicos como AER y P, incorporando estrategias que mejoren la precisión, repetibilidad y accesibilidad del proceso de caracterización.

6.2 Objetivos específicos

1. Diseñar y desarrollar una interfaz gráfica de comunicación PC a BFR para P y ERA.
2. Desarrollar un algoritmo que adquiera y procese datos de medición de manera eficiente, y que genere una base de datos automatizada que almacene los registros.
3. Generar un informe de calibración que incluya los resultados de las mediciones, análisis realizado y estimaciones de incertidumbre.
4. Evaluar la repetibilidad y reproducibilidad del sistema de medición para P y AER mediante herramientas estadísticas.
5. Caracterizar materiales absorbentes y estructuras geométricas para ser utilizados como máscaras de apertura.

VII. Materiales y metodología

7.1 Potencia ultrasónica

7.1.1 Materiales

Material acústico reflectante

Se emplea un blanco reflectante cóncavo cónico de acero inoxidable con un ángulo de 45° nominales, diseñado específicamente para mediciones de fuerza de radiación en aplicaciones de ultrasonido terapéutico. El material y su geometría minimizan la absorción de energía ultrasónica, manteniendo una elevada precisión en la determinación de la potencia acústica. El acero inoxidable ofrece la rigidez y estabilidad para soportar las condiciones experimentales, además de una excelente resistencia a la corrosión en medios acuosos.

Balanza y sistema de adquisición

Para las mediciones de fuerza de radiación en este estudio, se utilizó una balanza de precisión Ohmic UPM-DT-1, con número de serie 1376, especialmente diseñada para aplicaciones de ultrasonido. Esta balanza permite detectar cambios mínimos en la masa asociados con la fuerza de radiación generada por el transductor ultrasónico.

El sistema de adquisición de datos en LabVIEW v.2024 (National Instruments Corp, EUA) está configurado para registrar los cambios de masa detectados por la balanza Ohmic UPM-DT-1, generando un archivo con las mediciones en función del tiempo. Estos datos permiten calcular la potencia acústica W , a través de la expresión 1:

$$W = \frac{\Delta m \cdot g \cdot c}{2 \cos^2 \theta} \quad (1)$$

donde Δm es el cambio en la masa aparente, g la aceleración de la gravedad, c la velocidad del sonido en agua a la temperatura de la prueba y θ el ángulo entre la dirección de propagación de la onda ultrasónica y la normal a la superficie reflectante.

Este cálculo es exacto para campos de onda plana incidentes perpendicularmente sobre un blanco acústicamente reflectante.

Corrección por atenuación

La potencia medida en el blanco debe corregirse para tener en cuenta la atenuación del ultrasonido mientras se propaga a través del agua. La atenuación se describe mediante α y es un coeficiente que depende del medio (agua), cuyos valores se conocen en la literatura. Entonces la potencia ultrasónica corregida se calcula mediante la expresión 2:

$$P = \frac{c \cdot m \cdot g \cdot \exp(2 \cdot \alpha \cdot d)}{2 \cdot \cos^2 \theta} \quad (2)$$

Donde d es la distancia entre la cara del transductor y el blanco reflectante.

Ciclos off-on-off

Debido a los efectos térmicos y fluctuaciones temporales (como variaciones en las condiciones ambientales o el calentamiento del transductor), es conveniente medir la potencia en ciclos de apagado-encendido-apagado (off-on-off). Con esto se obtiene un promedio más representativo de la potencia y se elimina el ruido causado por las variaciones en las lecturas (Fig. 3).

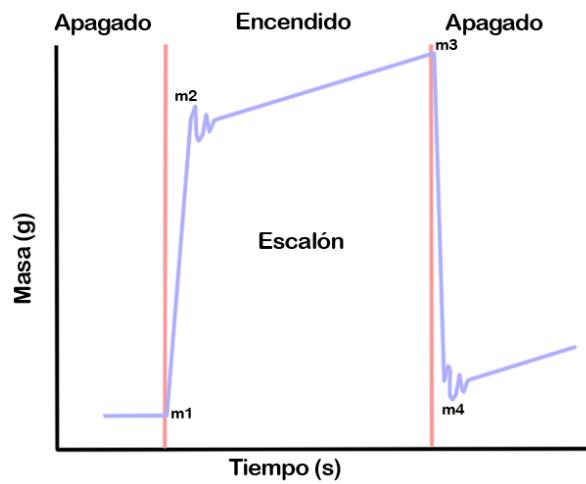


Figura 5. Gráfica de la respuesta de la balanza de fuerza de radiación al encender y apagar el transductor ultrasónico, mostrando las etapas de estabilidad antes (m_1) y después (m_4) del escalón, así como las masas aparentes medidas (m_2 y m_3) (Luna et al., 2002).

Corrección por deriva térmica

Durante la medición, la temperatura y otros factores ambientales pueden causar una deriva en las lecturas de la balanza. Para corregir esto, se realiza un ajuste de la masa equivalente, que se calcula como la media de las mediciones en los intervalos de encendido y apagado mediante la expresión 3:

$$m = \frac{(m_1 - m_2) + (m_3 - m_4)}{2} \quad (3)$$

Transductores

Para realizar las mediciones de potencia acústica y evaluar el rendimiento del sistema de balanza de fuerza de radiación, se empleó un transductor de ultrasonido terapéutico Chattanooga, modelo 27335, con número de serie 40314. Este transductor está diseñado para aplicaciones en fisioterapia en un rango de frecuencia a evaluar (entre 1 a 3 MHz).

El transductor cuenta con un elemento de pistón circular plano, no enfocado, lo que facilita la caracterización en mediciones acústicas al asegurar una propagación del haz ultrasónico de forma colimada y controlada.

Condiciones ambientales

Durante las mediciones, es posible enfrentar dificultades derivadas de efectos como las vibraciones y las corrientes de convección en el aire. Para mitigar estos efectos, la balanza se colocó en un área aislada de posibles perturbaciones externas. Además, se utiliza agua desgasificada para disminuir el fenómeno de la cavitación.

7.1.2 Metodología

La balanza de fuerza de radiación se calibra usando un conjunto de masas calibradas para asegurar que las mediciones sean precisas y estables. Para medir la potencia ultrasónica radiada por un transductor, se sigue el siguiente procedimiento:

1. El transductor se sumerge ligeramente en un tanque con agua desgasificada.
2. Se coloca el transductor de manera que su superficie esté alineada perpendicularmente al eje de simetría de un blanco reflectante y a una distancia de 3 mm de este (Fig. 6).
3. El transductor es activado a través de su consola de control, emitiendo un haz de ultrasonido que viaja a través del agua.
4. El haz ultrasónico impacta el blanco y la BFR mide la fuerza ejercida sobre el blanco, que corresponde a la presión acústica generada por el ultrasonido. Esta fuerza se registra como un cambio en el peso del blanco.

5. El transductor se enciende durante un periodo de 10 segundos, seguido por un periodo de apagado de 50 segundos, para cada configuración de potencia. Se realizaron al menos cinco transiciones de encendido-apagado para cada conjunto de mediciones.



Figura 6. Montaje de la Balanza de fuerza de radiación (Fuente propia).

Captura y procesamiento de datos

El software de control y adquisición de datos registra continuamente las mediciones de la balanza, permitiendo evaluar los efectos térmicos y temporales. Esto garantiza que las mediciones sean precisas y estables a lo largo del tiempo. Además, se realizan varias mediciones para evaluar la influencia de estos efectos y promediar los resultados finales. A través de la interfaz, se pueden configurar los parámetros de prueba, iniciar y detener la adquisición de datos, y visualizar en tiempo real las mediciones realizadas. Al finalizar, los datos recopilados se exportan a un archivo Excel, lo que facilita su almacenamiento, análisis posterior y generación de reportes.

La primera ventana de la interfaz gráfica desarrollada en LabVIEW se ejecuta como el punto de control principal para las mediciones, permitiendo una interacción sencilla con el

usuario (Fig. 7). En esta ventana se ingresan varios parámetros esenciales para llevar a cabo las mediciones, tales como la unidad de medición, la potencia nominal del equipo de prueba, la frecuencia de operación nominal, la temperatura inicial del agua, el tiempo de emisión y no emisión y el número de ciclos de encendido y apagado. No se considera la velocidad del sonido ni la gravedad en el programa, ya que estas son constantes.

La BFR utilizada es el modelo UPM-DT-1 de la marca Ohmic, que mide la cantidad de energía ultrasónica radiada en unidades de masa (g) o en unidades de potencia (W). La relación utilizada para convertir entre estas dos unidades es $P = 14.65 * m$, donde P representa la potencia en vatios y m es la masa en gramos. Así, cuando se mide la potencia en vatios, el software convierte el valor obtenido a unidades de masa dividiendo el resultado entre 14.65.

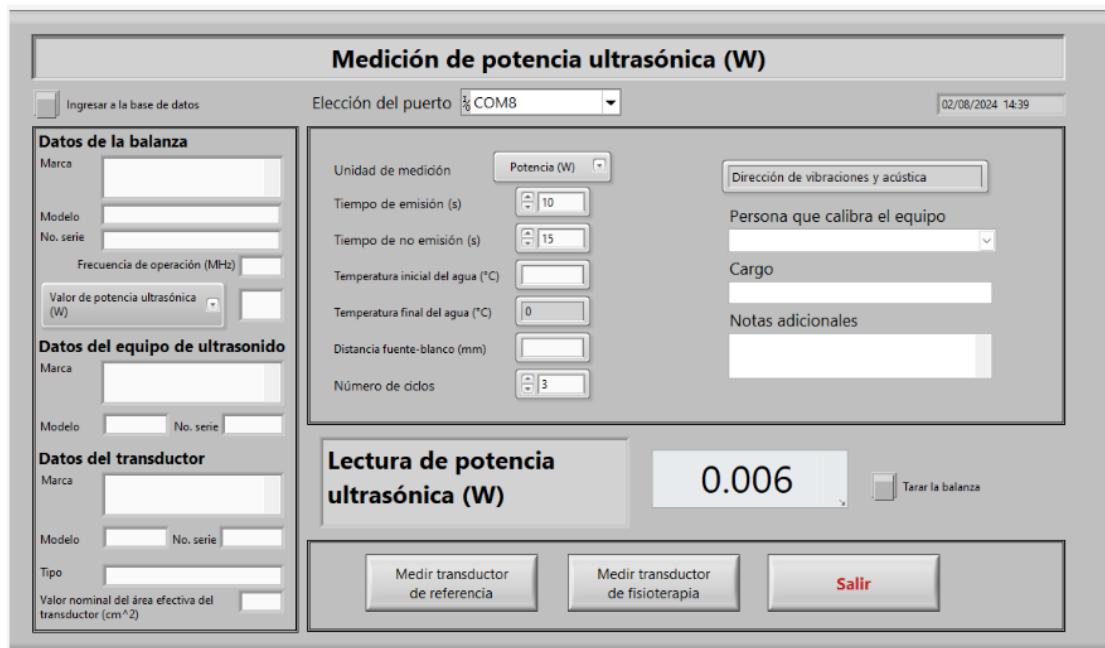


Figura 7. Ventana principal de la interfaz gráfica en LabVIEW para la medición de potencia ultrasónica (Fuente propia).

La segunda ventana del programa muestra gráficamente las distribuciones de potencia acústica, permitiendo al usuario visualizar en tiempo real el comportamiento del campo ultrasónico (Fig. 8). El programa incluye indicadores visuales para encender y apagar la emisión del ultrasonido, con un conteo regresivo de 5 segundo. Además, el programa

notifica al usuario cuando se ha alcanzado el número de ciclos establecidos en la ventana principal. No obstante, el usuario tiene la opción de interrumpir el registro de medición en cualquier momento.

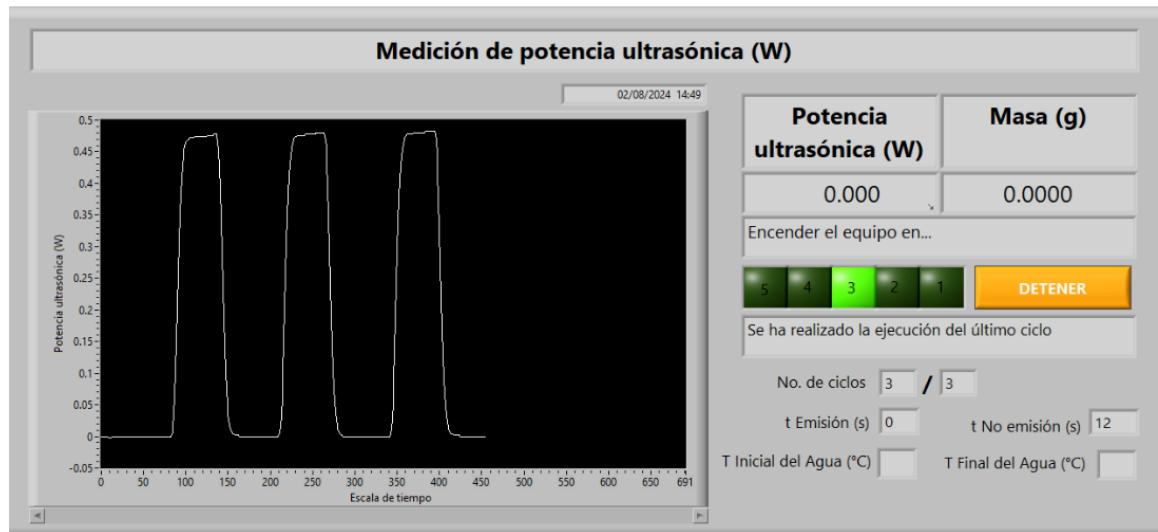


Figura 8. Segunda ventana de la interfaz gráfica en LabVIEW para la medición de potencia ultrasónica, mostrando la respuesta en tiempo real y opciones de control del equipo durante el proceso (Fuente propia).

Una vez que el proceso de medición se detiene, se solicita al usuario seleccionar la ubicación y el nombre del archivo para guardar los datos registrados, exportándolos en un archivo de Excel. El archivo contiene los datos capturados en la pantalla principal como se muestra en la Tabla 1 a continuación:

Datos del transductor	Datos del equipo	Datos de la balanza	Datos generales	Datos de medición	Frecuencia nominal (MHz)	Temperatura inicial (°C)	Temperatura final (°C)	Distancia del blanco (mm)
Marca	Marca	Marca	Persona que calibra el equipo	Potencia ultrasónica (W)	Frecuencia	Temperatura	Temperatura	Distancia
Modelo	Modelo	Modelo	Puesto		Tiempo de emisión (s)			
Número de serie	Número de serie	Número de serie	Notas		Tiempo de no emisión (s)			
Tipo de transductor	AER nominal				Número de ciclos			

Tabla 1. Archivo generado en Excel con los datos de captura de medición de potencia ultrasónica.

Así mismo, el archivo también muestra de manera organizada la información en dos columnas principales: una para el tiempo transcurrido y otra para la potencia ultrasónica medida en cada instante, tal como se muestra en la Tabla 2.

Tiempo (s)	Potencia (W)
0	0
0.189	0
0.952	0.004
1.143	0.030
1.525	0.194
2.095	0.284
...	...

Tabla 2. Archivo generado en Excel con los datos capturados por la balanza, mostrando el tiempo y la potencia registrada en cada instante.

El programa también permite realizar mediciones de transductores de referencia, utilizando un osciloscopio Tektronix DPO 7054 y un generador de señales Agilent 81150A. Para este procedimiento, el software captura la potencia ultrasónica registrada por la balanza de fuerza de radiación, así como el valor del voltaje RMS generado por el transductor (Tabla 3). La medición se lleva a cabo bajo las mismas condiciones que las pruebas de transductores para fisioterapia, organizando los datos en un archivo Excel que incluye tanto la potencia medida como el voltaje RMS (Fig. 9).

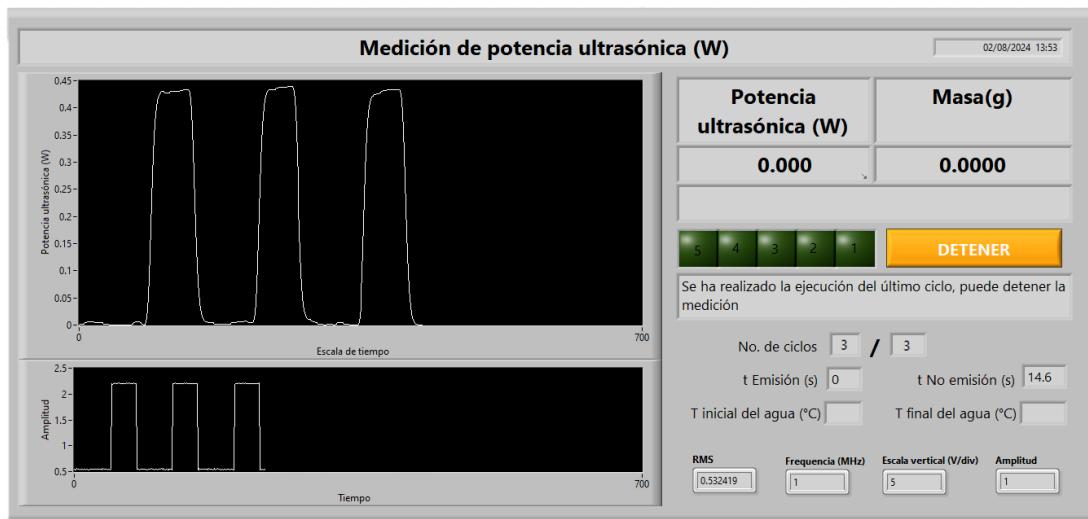


Figura 9. Segunda ventana de la interfaz gráfica en LabVIEW para la medición de un transductor de referencia (Fuente propia).

Tiempo (s)	Potencia (W)	RMS (U)
0	0	1.186
0.189	0	1.190
0.952	0.004	1.120
1.143	0.030	1.052
1.525	0.194	1.118
2.095	0.284	0.971
...

Tabla 3. Archivo generado en Excel con los datos capturados por la balanza y el osciloscopio para la medición de referencia, mostrando el tiempo, la potencia registrada y el voltaje RMS.

El procesamiento de los datos recopilados en el archivo Excel se lleva a cabo utilizando un código en Octave. Este algoritmo está diseñado para analizar los ciclos de encendido y apagado de la potencia ultrasónica. Para esto, identifica los cruces por cero de la señal correspondientes a los momentos de transición entre los estados de emisión y no emisión. Mediante la función *detrend* elimina cualquier tendencia en los datos y detecta los valores máximos en cada ciclo. Luego, calcula las diferencias entre estos valores máximos, las cuales representan la variación de potencia entre los ciclos, y finalmente, obtiene un promedio de estas diferencias. El programa proporciona un estimado de la potencia medida, que refleja la variación en los ciclos de operación más que el valor total acumulado en el tiempo (Fig. 10).

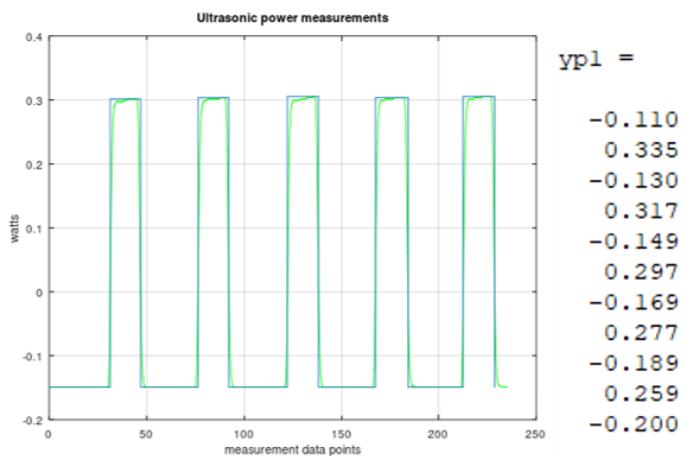


Figura 10. Gráfica de cruces por cero utilizada para identificar los máximos de potencia entre ciclos de encendido y apagado (fuente propia).

Cálculo de potencia ultrasónica medida

Una vez obtenidos los valores de potencia registrados durante los ciclos de encendido y apagado del transductor, el siguiente paso consiste en calcular la masa efectiva. Esta masa se obtiene utilizando los valores de potencia correspondientes a cada ciclo, los cuales son obtenidos a través del código de Octave, como se explicó previamente. Con estos valores, se sustituye en la fórmula para calcular la potencia ultrasónica medida en el blanco, lo que permite determinar el comportamiento del sistema durante el ciclo de emisión y la variación de la potencia en función del tiempo.

Cálculo del error del equipo de UT

Una vez obtenida la potencia emitida por el transductor, se calcula el error de la medición comparando la potencia nominal del equipo de prueba con la potencia obtenida mediante la BFR. El error se determina mediante la expresión 4:

$$Err = P_{nominal} - P_{transductor} \quad (4)$$

Donde: $P_{nominal}$ es la potencia nominal del equipo de prueba, y $P_{transductor}$ es la potencia medida con la BFR. De acuerdo con la norma IEC 61689, el error calculado no debe superar el 20%.

7.2 Área efectiva de radiación

Para la determinación del AER de los transductores ultrasónicos, se emplea la misma balanza de fuerza de radiación, considerando los mismos materiales utilizados previamente en la medición de potencia, además de la incorporación de aperturas acústicas diseñadas específicamente para este propósito. La medición de AER requiere que el ultrasonido se transmita únicamente a través de un área delimitada, minimizando la energía que no contribuye a la caracterización del transductor y reduciendo posibles errores en la medición.

7.2.1 Materiales

Máscaras de apertura

Es necesario contar con materiales adecuados para la fabricación de aperturas acústicas que permitan delimitar el haz ultrasónico sin afectar la potencia de salida del cabezal de tratamiento. La norma establece que los materiales utilizados en las aperturas deben minimizar la perturbación en la medición de la potencia acústica, asegurando que la pérdida por reflexión del ultrasonido en la superficie sea mejor que -30 dB, y que la pérdida por transmisión a través del material sea menor a -25 dB, ambas medidas en la frecuencia de operación del transductor en evaluación (entre 1 a 10 MHz). Sin embargo, no existe un material comercial accesible que cumpla con estos requisitos, por lo que se lleva a cabo un estudio para evaluar materiales alternativos que pudieran cumplir con estas especificaciones.

Se fabricaron probetas con materiales seleccionados como TPU, silicón y elastómero (Fig. 11), para evaluar sus propiedades acústicas y determinar su viabilidad para su uso. Estas probetas fueron diseñadas con diferentes geometrías con patrones como pirámides y cuñas, con el fin de evaluar si existe alguna influencia en la dispersión y absorción de la onda ultrasónica. Además, se utilizaron espesores de 14 mm, considerando la relación entre la longitud de onda y el espesor del material para garantizar una adecuada atenuación.



Figura 11. Probetas para utilizarse en la caracterización del AER en los transductores ultrasónicos para fisioterapia (fuente propia).

Cada probeta se caracterizó utilizando la técnica de sustitución para determinar su coeficiente de atenuación a 1 MHz de frecuencia (Fig. 12). El método consiste en determinar la velocidad del sonido al comparar cómo cambia el tiempo de tránsito del sonido cuando viaja a través del agua y cuando pasa a través de la muestra.

Primero se mide el tiempo que tarda un pulso sonoro en viajar desde un transductor emisor hasta un receptor cuando solo hay agua en el trayecto (t_1). Luego se coloca la muestra en el trayecto, sustituyendo parte del agua, y se mide el tiempo que tarda el pulso sonoro en viajar a través de la muestra (t_2). Luego se utilizan estos valores para calcular la velocidad del sonido en la muestra.

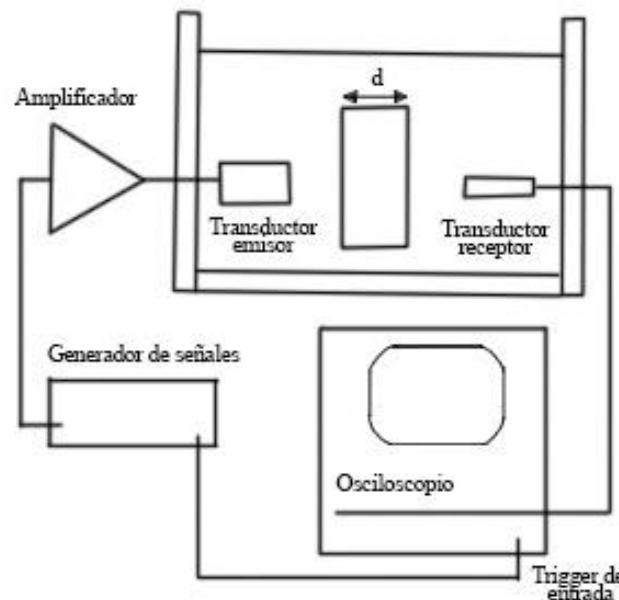


Figura 12. Configuración para la técnica de sustitución para determinar la velocidad del sonido y atenuación del material (fuente propia).

Para calcular la velocidad del sonido en la muestra (C_s) se utiliza la expresión 5:

$$C_s = \frac{C_w}{1 + \Delta t \frac{C_w}{d}} \quad (5)$$

Donde:

C_w es la velocidad del sonido en el agua, que depende de la temperatura

d es el espesor de la muestra, y

$\Delta t = t_1 - t_2$, la diferencia entre los tiempos de tránsito del sonido con y sin la muestra.

Al medir la diferencia en los tiempos de tránsito y sabiendo el espesor de la muestra, podemos calcular su velocidad del sonido de forma precisa.

Cuando se utiliza agua destilada como fluido de inmersión, la velocidad del sonido como función de la temperatura T se define por la ecuación de Wilson (1959) dada por la expresión 6:

$$c = [1403 + 5T - 0.0672T^2 + 3.0 \times 10^{-4} T^3]m/s \quad (6)$$

Donde T está en grados Celsius ($^{\circ}\text{C}$). Con los oscilloscopios estándar de laboratorio se puede lograr una precisión en la medición de la velocidad del sonido de hasta ± 3 m/s utilizando este método. Aunque existen ligeras dependencias de la velocidad del sonido con respecto a la frecuencia en materiales que imitan tejidos biológicos, en la mayoría de los casos esto no es significativo, y una única medición en el rango de frecuencia de 1 a 3 MHz es suficiente. También se utiliza un arreglo de pulso-eco en lugar del método de transmisión directa mencionado anteriormente, y se obtiene una señal de eco de un reflector tanto para el camino en agua como con la muestra en el camino. La diferencia de tiempo se determina como se describe previamente. La misma ecuación se utiliza para calcular la velocidad del sonido, pero con la cantidad $2d$, en lugar de $3d$, ya que el pulso atraviesa la muestra 2 veces.

Coeficiente de transmisión

El coeficiente de transmisión $T_{12}^{P:P}$ se calcula considerando las impedancias acústicas de los materiales involucrados mediante la expresión 7:

$$T_{12}^{P:P} = \frac{2}{1 + \frac{\rho_2 C_s}{\rho_1 C_w}} \quad (7)$$

Donde ρ_1 es la densidad del agua, C_w la velocidad del sonido en el agua, ρ_2 la densidad del material de la muestra, y C_s la velocidad del sonido en la muestra.

Coeficiente de atenuación

El coeficiente de atenuación $\alpha(f)$ es la pérdida de intensidad de la onda ultrasónica al atravesar la muestra. Este se calcula mediante la expresión 8:

$$\alpha(f) = \frac{20}{d} \log_{10} \left(\frac{A_0(f)T^2(f)}{A_1(f)} \right) \quad (8)$$

Donde $A_0(f)$ y $A_1(f)$ son la amplitud de la señal sin el material y con el material respectivamente,

$T(f)$ el coeficiente de transmisión, d el espesor de la muestra, y f la frecuencia de operación del transductor. El resultado será el coeficiente de atenuación en dB/cm a la frecuencia de medición.

7.2.2 Metodología

1. Se llena un tanque con agua y se deja reposar durante 24 horas para permitir que las burbujas de aire asciendan.
2. Se sumerge el material en el agua y se deja reposar durante 24 horas para que haya mayor saturación y se eliminan las burbujas adheridas mediante el uso de un cepillo suave.
3. Se instalan dos transductores ultrasónicos en un sistema de posicionamiento, y se ajustan para que haya una alineación precisa entre el emisor y receptor (Fig. 13).
4. Estos transductores están posicionados de manera que la señal ultrasónica pueda propagarse directamente a través de la muestra.
5. Entre ambos transductores, se coloca la muestra en una base diseñada para mantener la muestra en una posición fija y alineada durante la medición.
6. El transductor receptor se coloca en el campo lejano a una distancia determinada mediante la expresión 9:

$$L = \frac{\alpha^2}{\lambda} \quad (9)$$

Donde α es el radio del transductor y λ la longitud de la onda del ultrasonido en agua, la cual está relacionada con la frecuencia del ultrasonido y la velocidad del sonido en el medio. Ubicar el receptor en esta zona ayuda a que la señal haya pasado por una distancia suficiente en la que la forma de la onda se ha estabilizado.

7. Posteriormente se conecta el emisor a un pulsador que genera la señal ultrasónica, mientras que el receptor se conecta a la salida para recibir la señal propagada.
8. Se ajusta la ganancia del pulsador a 27 dB en modo Pitch-catch y Pulso-eco para mejorar la relación señal-ruido y que la señal se vea clara.
9. Se visualizan las señales en un osciloscopio para supervisar la forma de la onda y la sincronización. El trigger se configura a partir de la señal que emite y a partir de ello se adquieren los datos.
10. Finalmente se realizan las mediciones, primero sin la muestra para registrar la señal ultrasónica en condiciones de propagación en agua, y luego con la muestra entre los transductores.
11. Se determina el tiempo de propagación y amplitud máxima de la señal recibida, y se deja reposar el sistema entre mediciones para permitir que se estabilice la temperatura.
12. La temperatura del agua se mide antes y después de las mediciones para verificar que no haya variaciones significativas debido a la exposición al ultrasonido.



Figura 13. Configuración experimental para la medición de atenuación por método de sustitución, que incluye el llenado del tanque con agua y la colocación de los transductores en el sistema de posicionamiento (fuente propia).

Captura y procesamiento de datos

Durante el proceso de medición, los datos de las señales ultrasónicas se adquieren mediante el software LabVIEW a través de una interfaz GPIB con el osciloscopio. Una vez establecida la comunicación, el programa registra los datos de las señales de los transductores en tiempo real. Cuando el usuario desea finalizar la medición, el botón “Detener” suspende la captura de datos y finaliza la medición.

Posteriormente se abre el explorador de archivos, permitiendo al usuario seleccionar la ubicación y el nombre del archivo en formato Excel.

Una vez que los datos registrados son exportados, se procesan mediante MATLAB para calcular los coeficientes de transmisión y atenuación. El código comienza cargando los datos desde el archivo de Excel. Se solicita al usuario que introduzca la temperatura del agua en °C y el valor del espesor de la muestra. Luego utiliza la diferencia de tiempo entre la señal sin material y con material para calcular la velocidad del sonido.

Posteriormente el código utiliza valores conocidos para la densidad y la velocidad del sonido en el agua y en el material para calcular el coeficiente de transmisión. Para el cálculo del coeficiente de atenuación, el código utiliza la amplitud máxima de las señales con y sin material. Entonces para finalizar, el código muestra los resultados obtenidos incluyendo la velocidad del sonido en el agua y en la muestra, el coeficiente de transmisión y el coeficiente de atenuación.

VIII. Resultados y discusiones

El análisis de los resultados se centrará en la evaluación de las incertidumbres asociadas a las mediciones realizadas con el sistema desarrollado. Para ello, se cuantificarán las incertidumbres de cada fuente, considerando a cada una como un mensurando independiente y utilizando coeficientes de sensibilidad para determinar su contribución a la incertidumbre total.

La incertidumbre combinada $u(y)$ se calcula mediante la expresión 10:

$$u(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \cdot u(x_i) \right]^2} \quad (10)$$

y se utiliza el factor de cobertura k para obtener la incertidumbre expandida U_y mediante la expresión 11:

$$U_y = k \cdot u(y) \quad (11)$$

Donde:

- U_y es la incertidumbre expandida del resultado,
- k el factor de cobertura (usualmente para un nivel de confianza del 95%),
- $u(y)$ la incertidumbre combinada,
- y el estimado del mensurando,
- $\frac{\partial f}{\partial x_i}$ el coeficiente de sensibilidad asociado a cada magnitud de entrada x_i , y
- $u(x_i)$ la incertidumbre asociada a cada magnitud de entrada x_i .

Para analizar la incertidumbre asociada a las mediciones realizadas con la BFR, se identificaron y evaluaron las fuentes principales de incertidumbre. El modelo matemático empleado para calcular la potencia ultrasónica emitida por el transductor es mediante la expresión 12:

$$P = \frac{L_{b,Trx}}{14.65 \cdot 10^3} \cdot \frac{c \cdot g}{2 \cos^2 \theta} \cdot e^{2\alpha z} + C_{balanza} \quad (12)$$

Donde:

- P es la Potencia ultrasónica emitida por el transductor (W),
- $L_{b,Trx}$ la lectura de la balanza (W),
- c la velocidad de propagación del ultrasonido en agua (m/s),
- g la aceleración de la gravedad (m/s^2),
- θ el ángulo de incidencia del haz ultrasónico con respecto a la normal de la superficie del reflector ($^\circ$),
- α el coeficiente de atenuación del agua (m/s^{-1}),
- z la distancia entre el transductor y el reflector (m), y
- $C_{balanza}$ la corrección de la lectura de la balanza (W).

Las fuentes de incertidumbre se describen a continuación.

Lectura de la balanza

Corresponde a las lecturas de potencia de la balanza cuando el transductor emite el ultrasonido. A partir del promedio de las diferencias, se calcula la desviación estándar para estimar la variabilidad entre las mediciones repetidas (Tabla 4). La incertidumbre estándar asociada (U) es la división de la desviación estándar entre la raíz del número de mediciones realizadas (n).

Medición	P0 (W)	P1 (W)	P2 (W)	P3 (W)	P1-P0 (W)	P2-P3 (W)	$L_{b,Trx}$ $= \frac{(P1 - P0) + (P2 - P3)}{2}$
1	-0.218	0.464	0.464	-0.216	0.682	0.680	0.681
2	-0.216	0.420	0.420	-0.238	0.636	0.658	0.647
3	-0.238	0.410	0.410	-0.248	0.648	0.658	0.653
4	-0.248	0.388	0.388	-0.286	0.636	0.674	0.655
5	-0.286	0.358	0.358	-0.300	0.644	0.658	0.651
n=5					Prom.		0.657
					Desv. Est.		0.014
					$U(L_{b,Trx})$		$6.05 \cdot 10^{-3}$

Tabla 4. Datos experimentales de las lecturas de la balanza.

La relación entre masa y potencia es 14.65 W/g , y los valores se convierten a kilogramos (Kg) antes de integrarse al modelo.

Corrección de la lectura de la balanza

Representa las desviaciones sistemáticas que se corrigen para mejorar la precisión del cálculo. La calibración de la balanza es proporcionada por la Dirección de Metrología de Masa y Densidad del CENAM, cuyos valores de corrección son aplicados al modelo matemático.

Velocidad de propagación del ultrasonido en agua (c)

La velocidad de propagación del sonido en el agua no es constante, ya que depende directamente de la temperatura del medio. Se realizaron múltiples mediciones de la temperatura del agua para obtener un valor representativo y su correspondiente incertidumbre. Las mediciones arrojaron un valor promedio de $T=23.20$, con una incertidumbre combinada de $u(T) = 0.042$, calculada a partir de la repetibilidad, resolución y calibración del equipo (Tabla 5).

Temperatura del agua	
T promedio ($^{\circ}\text{C}$) =	23.20
u_{rep} =	0.041
u_{res} =	0.003
u_{cal} =	0.030
$u(T), (^{\circ}\text{C})$ =	$4.2 \cdot 10^{-2}$

Tabla 5. Mediciones de temperatura y su incertidumbre estándar.

A partir de la temperatura medida, se determinó la velocidad de propagación del sonido en el agua utilizando una fórmula empírica ampliamente aceptada en la literatura, que relaciona la velocidad del sonido con la temperatura del agua a través de la expresión 12.

$$c(T) = 1402.388 + 5.0383T - 5.8109 \cdot 10^{-2}T^2 + 3.3432 \cdot 10^{-4}T^3 - 1.47797 \cdot 10^{-6}T^4 + 3.1419 \cdot 10^{-9}T^5 \quad (12)$$

Entonces el resultado obtenido es $c = 1491.8 \text{ m/s}$, con una incertidumbre expandida asociada de $u(c) = 0.117 \text{ m/s}$.

Coeficiente de atenuación

El coeficiente de atenuación acústica (α) en un medio como el agua, es una función que depende de la temperatura y la frecuencia a la que opera el equipo de UT. Para calcular α en función de estos parámetros, se utiliza una fórmula empírica dada por la expresión 13:

$$\alpha(T) = (56.8524 - 3.02545T + 0.117416T^2 - 0.0029543T^3 + 0.0000396985T^4 - 0.000000211091T^5) \times 10^{-15} \times (f \cdot 10^6)^2 \quad (13)$$

Para determinar la incertidumbre del coeficiente de atenuación $u(\alpha)$, se consideraron las contribuciones de las incertidumbres en la temperatura $u(T)$ y en la frecuencia $u(f)$, así como sus derivados parciales con respecto a cada variable (Tabla 6).

Coeficiente de atenuación	
$\alpha (m^{-1})$ =	0.023
$u(T)$ =	$4.2 \cdot 10^{-2}$
$u(f)$ =	0.000
$\partial\alpha/\partial T$ =	$-6.71 \cdot 10^{-4}$
$\partial\alpha/\partial f$ =	$4.61 \cdot 10^{-8}$
$u(\alpha)$ =	$2.79 \cdot 10^{-5}$

Tabla 6. Incertidumbre estándar para el coeficiente de atenuación.

Aceleración de la gravedad

La aceleración de la gravedad local en las cercanías del lugar de medición para este trabajo es de:

$$g = 9.780 \frac{m}{s^2},$$

con una incertidumbre asociada a esta medición de: $u(g) = 2.4 \cdot 10^{-8} m/s^2$.

Este valor fue obtenido a partir de un informe certificado por el CENAM, el cual se determinó mediante la calibración de un gravímetro.

Ángulo de incidencia

El ángulo de incidencia, definido entre el eje de propagación de la onda de ultrasonido y la superficie reflectante del blanco, es un parámetro que, si no está alineado perfectamente, puede introducir errores sistemáticos y aleatorios en las mediciones. Para este trabajo, se utilizó un blanco reflectante cónico con un ángulo nominal de:

$$\theta = 44.99^\circ,$$

con una incertidumbre asociada de: $u(\theta) = 4.4 \cdot 10^{-4}^\circ$.

Este valor incluye la contribución de dos factores principales: la desalineación angular máxima, evaluada como una distribución rectangular, y las imperfecciones geométricas del blanco (conicidad). Ambas contribuciones fueron evaluadas a partir de mediciones directas y análisis geométricos de la superficie del blanco.

Distancia de separación entre el transductor del equipo bajo prueba y el blanco reflector

La distancia de separación z afecta los cálculos relacionados con la atenuación acústica (α) y la propagación de la onda ultrasónica. A menores distancias, el efecto de atenuación del medio de propagación disminuye, lo que reduce la incertidumbre asociada a este factor. Para este trabajo, se utilizó una distancia nominal de:

$$z = 25.00 mm,$$

con una incertidumbre asociada a esta distancia (considerando $k = 2$ para 95% de confianza), de: $u(z) = 0.085 mm$.

Este valor se determinó mediante mediciones directas realizadas con un instrumento calibrado y se encuentra dentro de los límites establecidos por los estándares

internacionales. Además, la influencia de z sobre la medición de la potencia acústica se evaluó mediante análisis teóricos y experimentales (Fig. 14).

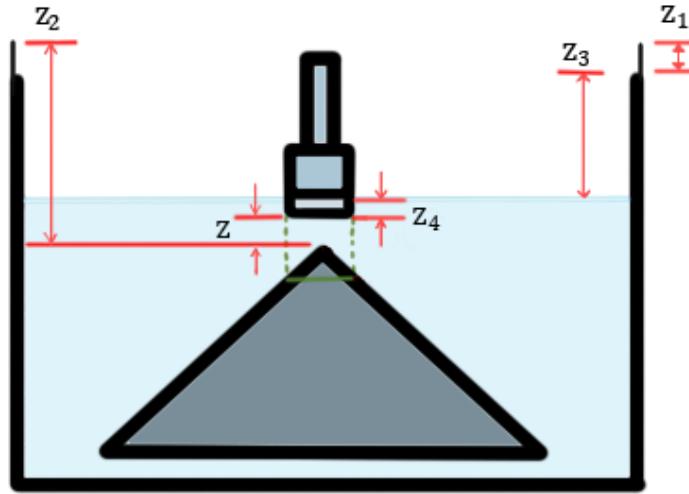


Figura 14. Calibración del blanco, donde z es la distancia de separación entre el transductor y el vértice del blanco, z_1 la distancia del borde del tanque al borde del recubrimiento, z_2 la distancia del borde del tanque al vértice del blanco, z_3 la distancia del borde del agua al espejo del agua y z_4 la altura del transductor sumergida en agua (fuente propia).

De acuerdo con el método de propagación de incertidumbre descrito en la guía para la expresión de la incertidumbre (Schmid & Lazos, 2000), se calculan las derivadas parciales de la potencia P con respecto a cada una de las variables involucradas, tal como se muestra en el Tabla 7.

Variable	Unidad	Sensibilidad
$L_{b,Trx}$	W	$\frac{\partial P}{\partial L_{b,Trx}} = \frac{1}{14.65 \cdot 10^3} \cdot \frac{c \cdot g}{2 \cos^2 \theta} \cdot e^{2\alpha z}$
c	m/s	$\frac{\partial P}{\partial c} = \frac{L_{b,Trx}}{14.65 \cdot 10^3} \cdot \frac{g}{2 \cdot \cos^2 \theta} \cdot e^{2\alpha z}$
g	m/s^2	$\frac{\partial P}{\partial g} = \frac{L_{b,Trx}}{14.65 \cdot 10^3} \cdot \frac{c}{2 \cdot \cos^2 \theta} \cdot e^{2\alpha z}$
α	$1/m$	$\frac{\partial P}{\partial \alpha} = \frac{L_{b,Trx}}{14.65 \cdot 10^3} \cdot \frac{1}{\cos^2 \theta} \cdot c \cdot g \cdot z \cdot e^{2\alpha z}$
z	m	$\frac{\partial P}{\partial z} = \frac{L_{b,Trx}}{14.65 \cdot 10^3} \cdot \frac{1}{\cos^2 \theta} \cdot c \cdot g \cdot \alpha \cdot e^{2\alpha z}$
θ	$^\circ$	$\frac{\partial P}{\partial \theta} = \frac{L_{b,Trx}}{14.65 \cdot 10^3} \cdot \frac{\operatorname{sen}\theta}{\cos^3 \theta} \cdot c \cdot g \cdot e^{2\alpha z}$
$C_{balanza}$	kg	$\frac{\partial P}{\partial C_{balanza}} = 1$

Tabla 7. Sensibilidades de las fuentes de incertidumbre.

Estos coeficientes de sensibilidad representan el impacto de cada fuente sobre el mensurando. Una vez recopilados todos estos valores, se procede a calcular la contribución individual, que es el producto de la sensibilidad por la incertidumbre estándar para cada variable. Posteriormente se suman todas las contribuciones individuales de manera cuadrática para obtener la incertidumbre total combinada $u(y)$ a través de la expresión 14.

$$u(y) = \sqrt{u_1^2 + u_2^2 \dots + u_n^2} \quad (14)$$

La incertidumbre expandida U_y utiliza un factor de cobertura $k=2$ para un nivel de confianza del 95%, cuyos resultados se muestran en la Tabla 8.

Sensibilidad		Incertidumbres estándar			Contribución		%
$C_{Lb,Trx} =$	0.997	W/W	$u_{Lb,Trx} =$	$6.05 \cdot 10^{-3}$	W	$6.1 \cdot 10^{-3}$	W 58.60
$C_c =$	$4.4 \cdot 10^{-4}$	$kg \cdot ms^{-2}$	$u_c =$	$1.17 \cdot 10^{-1}$	ms^{-1}	$5.1 \cdot 10^{-5}$	W 0.04
$C_g =$	$6.7 \cdot 10^{-2}$	$Kg \cdot ms^{-1}$	$u_g =$	$2.4 \cdot 10^{-8}$	ms^{-2}	$1.6 \cdot 10^{-9}$	W 0.00
$C_\alpha =$	$3.3 \cdot 10^{-2}$	$W \cdot m$	$u_\alpha =$	$2.79 \cdot 10^{-5}$	m^{-1}	$9.1 \cdot 10^{-7}$	W 0.00
$C_z =$	$3.0 \cdot 10^{-2}$	$W \cdot m^{-1}$	$u_z =$	$8.52 \cdot 10^{-5}$	m	$2.6 \cdot 10^{-6}$	W 0.00
$C_\theta =$	1.31	W	$u_\theta =$	$4.4 \cdot 10^{-4}$	$^\circ$	$5.7 \cdot 10^{-4}$	W 0.53
$C_{balanza} =$	1	W/W	$u_{C_{balanza}} =$	$5.0 \cdot 10^{-3}$	W	$5.0 \cdot 10^{-3}$	W 40.30
					u	7.95	mW
					U_y	15.7	mW

Tabla 8. Contribuciones de las fuentes de incertidumbre con incertidumbre combinada total e incertidumbre expandida.

A continuación, se presentan los resultados finales de la incertidumbre asociada a la medición de la potencia ultrasónica a diferentes niveles de potencia:

Potencia ultrasónica mW		
Potencia medida W	$U^*(K=2) W$	Incertidumbre relativa
0.104	-	-
1.020	0.015	0.1%
10.050	0.010	0.1%

Tabla 9. Incertidumbre en la medición de potencia ultrasónica.

Estos valores representan la evaluación final de la incertidumbre asociada al sistema automatizado, utilizando la balanza de fuerza de radiación para la caracterización de transductores ultrasónicos para fisioterapia. Los resultados obtenidos demuestran que el

sistema presenta una incertidumbre relativa de apenas 0.1% en niveles de media y alta potencia.

Al comparar estos resultados con los datos históricos del CENAM, vistos en la Tabla 10, se observa que la incertidumbre relativa alcanzada era de hasta 6.078% y 4.76% para una potencia media y alta respectivamente. Con el sistema automatizado se logró reducir este valor a 0.1%. Esto sugiere que la implementación de la interfaz y el procesamiento automatizado de los datos contribuyeron significativamente a disminuir tanto los errores sistemáticos como la variabilidad asociada al procedimiento manual, marcando un avance importante en la medición de potencia ultrasónica en transductores para fisioterapia.

Potencia ultrasónica W			
Potencia medida W	$U^*(K=2) W$	Incertidumbre relativa antes de la mejora	Incertidumbre relativa después de la mejora
0.010	2.701	25.96%	-
0.102	6.201	6.078%	0.1%
1.005	47.901	4.76%	0.1%

Tabla 10. Incertidumbre histórica en la medición de potencia ultrasónica reportada en el CENAM (Luna et al., 2011).

Análisis estadístico

Se evalúa la capacidad del sistema de medición mediante un estudio de repetibilidad y reproducibilidad Gage R&R. El estudio tipo 1 se realizó para evaluar la precisión y estabilidad del sistema al medir repetidamente una misma potencia de referencia en condiciones controladas. Se llevaron a cabo 30 mediciones consecutivas bajo las mismas condiciones y los resultados se muestran a continuación. La Figura 15 muestra las mediciones secuenciales de potencia obtenidas por el sistema. La línea verde representa el valor de referencia de 0.867 W y las líneas rojas indican los límites de aceptación definidos por ± 0.5 de tolerancia de 0.05 W.

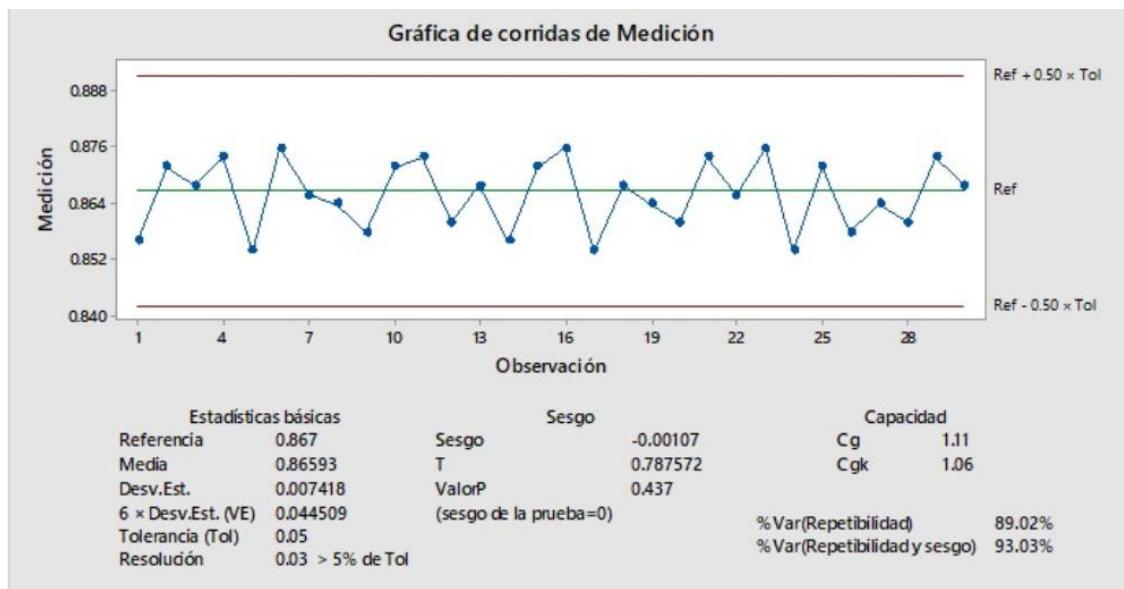


Figura 15. Gráfica de corridas del estudio de medición tipo I para la Potencia ultrasónica (fuente propia).

Se observa que las mediciones están distribuidas alrededor del valor de referencia, lo que sugiere que el sistema es capaz de medir con precisión y estabilidad en condiciones constantes.

El sesgo obtenido fue de -0.001 W, lo que implica que la diferencia entre el valor medido y el valor de referencia es mínima y aceptable dentro de los límites establecidos.

El índice de capacidad C_g y C_{gk} de 1.11 y 1.06 respectivamente, se encuentran por encima de 1, lo que indica la capacidad del sistema es adecuada para medir dentro de la tolerancia definida. Sin embargo, el valor de resolución de 0.03 W es mayor al 5 % de la tolerancia, lo que indica que el sistema no detecta con suficiente detalle las pequeñas variaciones en la potencia.

La variabilidad atribuida a la repetibilidad fue de 89.02 %, mientras que el efecto combinado de la repetibilidad y el sesgo de 93.03 %. Esto indica que la mayor parte de la variabilidad proviene de la repetibilidad del sistema. Esto no es bueno, ya que idealmente la variabilidad por repetibilidad debería ser baja. En la Figura 16 se observa que el valor promedio de las mediciones de 0.86593 W está muy cercano al valor de referencia de 0.867 W, es decir, que el sistema mide con buena precisión. No obstante, también sugiere que el

sistema podría tener problemas de estabilidad o sensibilidad, y que se debe de mejorar la repetibilidad para ayudar a mejorar la precisión.

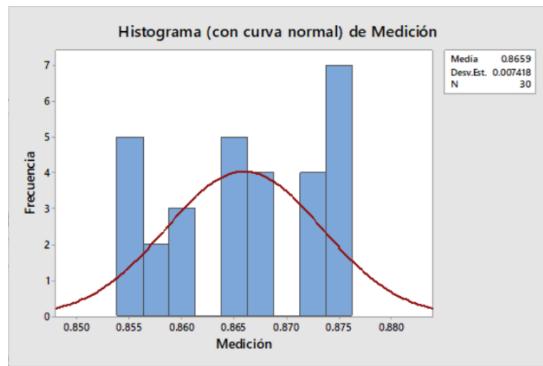


Figura 16. Histograma con curva normal para de la medición de Potencia ultrasónica (fuente propia).

Por último, para evaluar la consistencia del sistema de medición, se realizó un estudio de repetibilidad y reproducibilidad Gage R&R mediante el método de análisis de varianza ANOVA. Se realizaron múltiples mediciones de potencia a diferentes frecuencias utilizando la interfaz en LabVIEW. Las mediciones fueron realizadas por 3 operadores diferentes (Operador A, B y C) y cada operador midió el mismo transductor bajo las mismas condiciones. Los resultados obtenidos se presentan a continuación en la Figura 17 y en el Tabla 11.

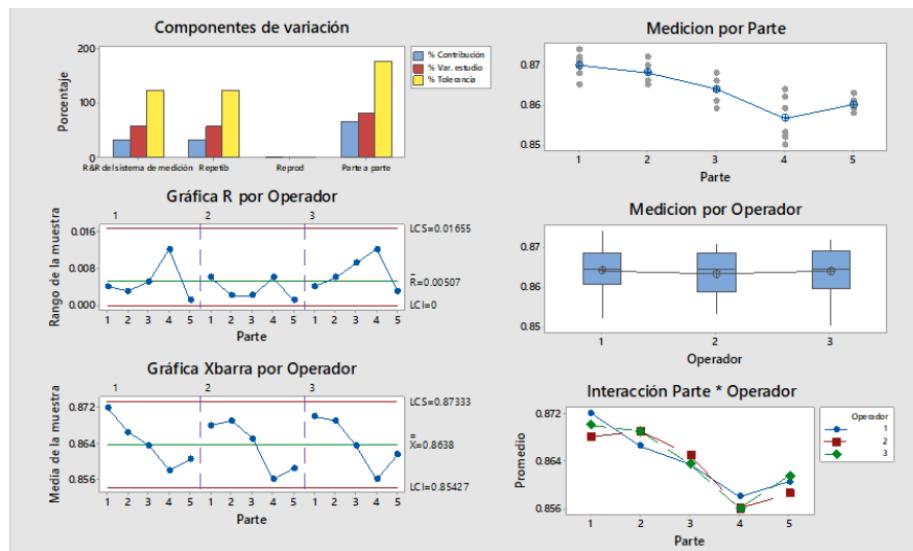


Figura 17. Resultados del informe Gage R&R del sistema de medición ANOVA para la medición de potencia ultrasónica (fuente propia).

Fuente	Desv. Est. (DE)	Varianza	% Varianza
Repetibilidad	0.003	0.022	57.50%
Reproducibilidad	0.000	0.000	0.00%
Variación entre partes	0.005	0.031	81.81%
Variación total	0.006	0.038	100%

Tabla 11. Resultados del estudio Gage R&R mediante ANOVA.

Se observa que el porcentaje de variación total explicada por la repetibilidad fue de 57.5%, es decir, el sistema mide de manera consistente bajo las mismas condiciones. La reproducibilidad fue nula con 0.00 %, lo que indica que el sistema funciona de manera consistente sin importar el operador o las condiciones externas. Esto confirma la estabilidad del sistema de medición.

La variabilidad entre partes fue del 81.81 %, lo que señala que el sistema es capaz de diferenciar entre diferentes niveles de potencia. La combinación de repetibilidad y variación entre partes explica prácticamente la totalidad de la variación, es decir, se confirma que el sistema es sensible para detectar diferencias reales en las mediciones de potencia. No obstante, a pesar de que los operadores son consistentes entre sí, con una buena reproducibilidad, el sistema de medición tiene alta variabilidad interna, con una mala repetibilidad. Esto podría deberse a interferencias externas, como vibraciones o temperatura, o al ruido en la señal eléctrica o en la interfaz.

Máscaras de apertura

Para determinar la eficiencia acústica de los diferentes materiales, se llevó a cabo la medición del coeficiente de atenuación a una frecuencia de 1 MHz. Este parámetro cuantifica la pérdida de energía de la onda ultrasónica al atravesar un medio, lo cual es importante para la elección del material absorbente a utilizarse en esta aplicación.

La evaluación consta de nueve configuraciones de muestra, correspondientes a tres tipos de materiales (silicón, elastómero y TPU) con diferentes geometrías superficiales: lisa, pirámides y cuñas. La medición incluye el cálculo de la velocidad del sonido en la muestra, la densidad del material, y el coeficiente de transmisión a partir de la relación entre las

amplitudes incidentes y transmitidas. Los resultados obtenidos de las condiciones acústicas del agua se presentan a continuación en la Tablas 12:

Condiciones del medio de propagación de referencia		
Temperatura del agua	20.9	°C
Velocidad del sonido del agua	1480.885	m/s
Densidad del agua	0.998	g/cm ³
Amplitud de referencia (A0)	1.190	Vpp

Tabla 12. Condiciones acústicas del agua empleada como medio de referencia en las mediciones.

En la Tabla 13 se muestran los resultados de los parámetros acústicos y físicos medidos para cada una de las muestras:

	Velocidad del sonido en la muestra		Amplitud (A1)		Densidad del material		Coeficiente de transmisión		Coeficiente de atenuación	
Silicón (SG)	1289.663	m/s	0.067	Vpp	1.02	g/cm ³	1.058	dB	0.380	dB/cm
Silicón (P)	1362.114	m/s	0.044	Vpp	1.02	g/cm ³	1.030	dB	0.415	dB/cm
Silicón (C)	1461.387	m/s	0.043	Vpp	1.02	g/cm ³	0.995	dB	0.395	dB/cm
Elastómero (SG)	1039.574	m/s	0.286	Vpp	1.12	g/cm ³	1.118	dB	0.092	dB/cm
Elastómero (P)	1451.038	m/s	0.096	Vpp	1.12	g/cm ³	0.952	dB	0.168	dB/cm
Elastómero (C)	1444.617	m/s	0.046	Vpp	1.12	g/cm ³	0.954	dB	0.452	dB/cm
TPU (SG)	159.814	m/s	0.045	Vpp	0.27	g/cm ³	1.943	dB	1.416	dB/cm
TPU (P)	134.700	m/s	0.044	Vpp	0.27	g/cm ³	1.952	dB	1.457	dB/cm
TPU (C)	611.238	m/s	0.046	Vpp	0.27	g/cm ³	1.799	dB	1.196	dB/cm

Tabla 13. Parámetros acústicos y físicos medidos para cada una de las muestras a 1MHz de frecuencia, donde cada material tiene una estructura sin geometría (SG), con pirámides (P) y cuñas (C).

Además, se graficaron cuatro condiciones experimentales: señal recibida cuando no hay ningún material en el medio (referencia), cuando se coloca el material blanco (silicón), material verde (elastómero), y material crema (TPU). A continuación, se muestra en la Figura 18 la señal suavizada, el pico máximo y el cruce por cero para cada una. Con estas señales se compara la atenuación de amplitud introducida por cada material, a partir de la cual se calcula el coeficiente de atenuación.

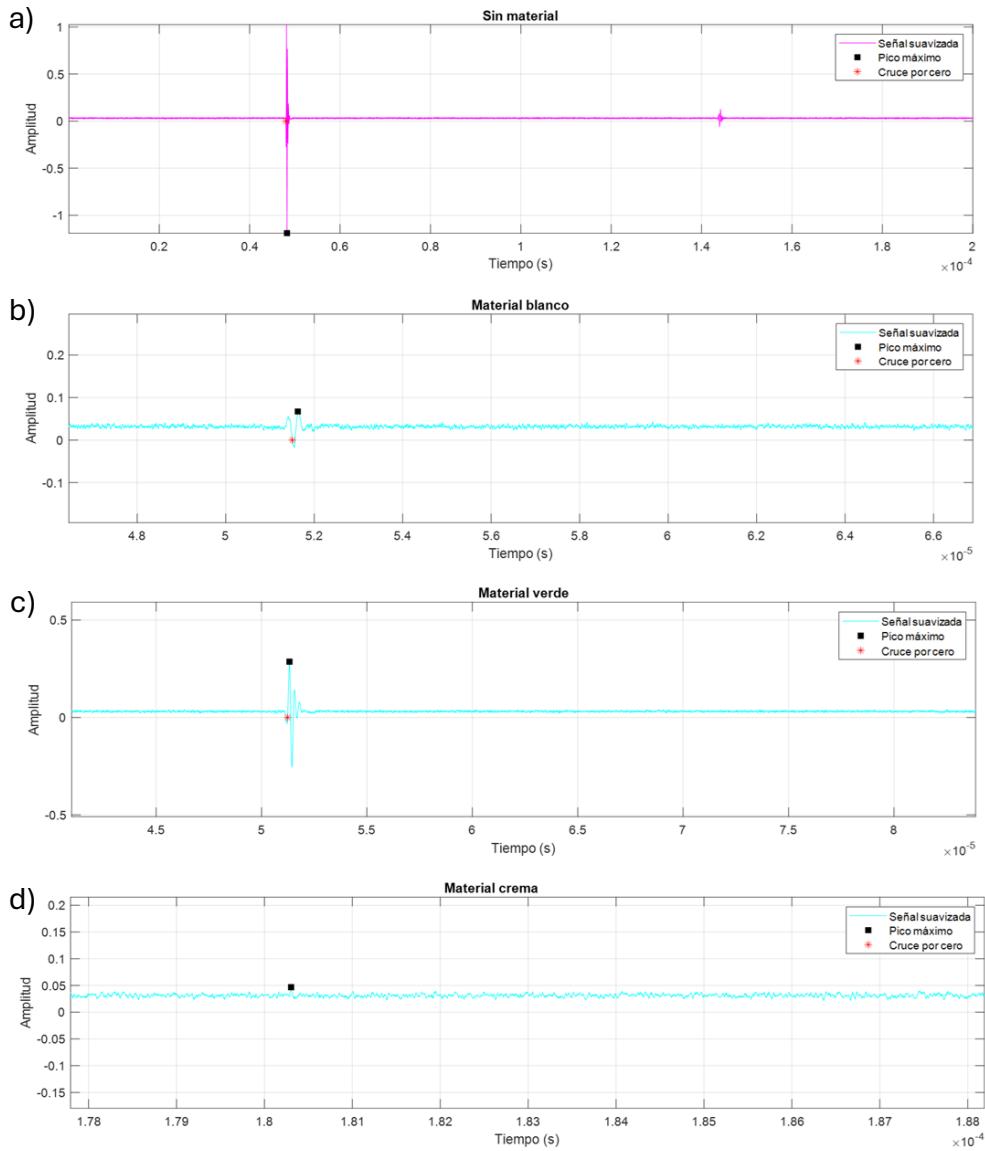


Figura 18. Señales ultrasónicas recibidas para cuatro condiciones experimentales, a) sin material (referencia), b) con material blanco (silicón), c) material verde (elastómero) y d) material crema (TPU). Se muestran los puntos de pico máximo y el cruce por cero detectado en cada señal. (fuente propia).

Los coeficientes de atenuación acústica obtenidos para las distintas muestras evaluadas revelan diferencias en su comportamiento frente a ondas ultrasónicas a una frecuencia de 1MHz. Para interpretar los resultados, se utilizó como valor de referencia el coeficiente de atenuación del tejido blando humano aproximado de 0.75 ± 0.7 dB/cm para 1 MHz de

frecuencia (Duck, 1990). Esto se utiliza ya que se espera una respuesta acústica lo más parecida posible al cuerpo humano.

En este estudio, las muestras de silicón mostraron coeficientes de 0.30, 0.415 y 0.395 dB/cm para la configuración plana, con pirámides y con cuñas respectivamente. Estos valores se ubican por debajo del intervalo de referencia. Las muestras fabricadas con elastómero mostraron coeficientes de 0.092, 0.168 y 0.452 dB/cm, los cuales son valores de absorción acústica muy bajos. En cambio, las probetas fabricadas con TPU alcanzaron valores más altos, de 1.416, 1.457 y 1.196 dB/cm para 1 MHz. Estos valores indican una mayor capacidad para absorber la energía acústica, lo cual es deseable en este tipo de aplicaciones donde se busca minimizar la reflexión y transmisión de la onda ultrasónica.

Esta elevada atenuación puede atribuirse tanto a las propiedades mecánicas intrínsecas del material, como al diseño geométrico empleado. En contraste con los otros materiales evaluados, se presentaron coeficientes más bajos e incluso inferiores al valor de referencia del tejido blando. La Figura 18 muestra la señal promedio captada de un transductor a otro al ser atravesado por un haz ultrasónico de 1 MHz para cada material. En todos los casos se observa la onda incidente recibida a la cual se le han marcado dos características clave, el pico de máxima amplitud y el cruce por cero, para obtener el tiempo en que empieza a cambiar la señal.

La señal sin el material representa la señal directa sin atenuación ni dispersión. Tiene una forma limpia y alta, con un tiempo de llegada temprano, sirviendo como referencia. La señal con el material blanco (silicón) se observa cómo la señal es ligeramente atenuada, sin embargo, aún logra atravesar el material y ser detectada por el transductor receptor. El material verde (elastómero), presenta una atenuación mucho menor, ya que se observa cómo permite un mayor paso de la energía ultrasónica. Por último, la señal con material crema (TPU) muestra la mayor absorción de todas, con una forma de onda más débil y ligeramente desplazada en el tiempo. Estos resultados reflejan la alta capacidad del material para absorber y disipar la energía ultrasónica.

Para evaluar cuantitativamente el efecto del material, la geometría de la superficie y su interacción, se realizó un ANOVA, cuyos resultados confirmaron que tanto el material como la geometría y su interacción, tienen un efecto estadístico significativo sobre el comportamiento acústico de la muestra. A continuación, se observan los resultados obtenidos en la Tabla 14:

Fuente	GL	SC Ajust.	MC Ajust.	Valor F	Valor p
Material	2	241799	120900	6.390E+19	0.000
Geometría	2	579	289	1.529E+17	0.000
Material*Geometría	4	11769	2942	1.555E+18	0.000
Error	90	0	0	-	-
Total	98	254147	-	-	-

Tabla 14. Análisis de la varianza ANOVA, donde GL son grados de libertad, MC la media cuadrada ajustada y F y p los estadísticos de prueba.

Se observa que todos los factores tienen un valor de $p < 0.05$, lo que indica que son estadísticamente significativos, es decir, afectan al coeficiente de atenuación. Además, se observa en la Tabla 15 el resumen del modelo, donde el error es cero, indicando que el modelo se ajusta perfectamente a los datos, y con un R-cuadrado del 100%, señalando que el modelo explica la variabilidad de los datos.

S	R-cuadrado	R-cuadrado (ajustado)	R-cuadrado (pred)
0.000	100%	100%	100%

Tabla 15. Resumen del modelo estadístico obtenido del análisis de varianza.

En la Figura 19 se observa la gráfica de efectos, donde el efecto principal es el TPU, seguido del silicón y por último el elastómero. En cuanto a la geometría, las cuñas y las pirámides tienen un mayor efecto que la superficie plana, no obstante, la diferencia es muy poca. La interacción entre el material y la geometría muestra que el efecto de la geometría depende del material, es decir que la atenuación mejora cuando hay cuñas o pirámides.

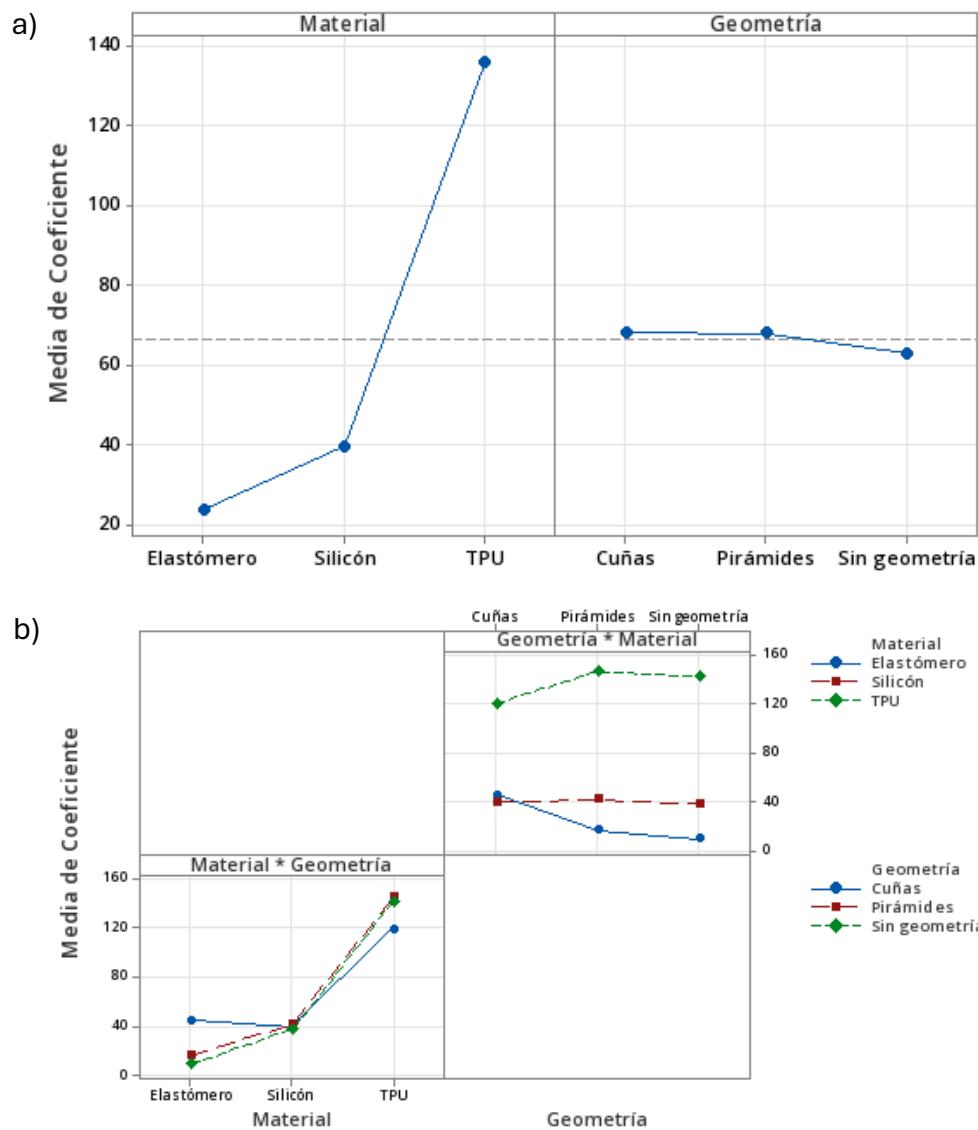


Figura 19. Gráfica de efectos principales para a) factores material y geometría, y b) interacción entre material y geometría. Se muestran las medidas del coeficiente de atenuación en función de las combinaciones de factores (fuente propia).

Los resultados obtenidos muestran que el TPU en combinación con la geometría de pirámides tiene la mayor capacidad de atenuación acústica. No obstante, aunque las geometrías con relieve ofrecen un ligero desempeño mejor, no se puede asumir que inmediatamente que toda esta pérdida de energía corresponda exclusivamente a la absorción, ya que es posible que la geometría refleje la onda. Esto no es deseable, ya que parte de la onda ultrasónica podría volver hacia el transductor e interferir con el campo

acústico que se está midiendo. El TPU representa una mejora, pero también introduce variables adicionales que deben ser evaluadas antes de adoptarlo como una solución estándar. En contraste, la placa plana ofrece una solución más simple, menos costosa y con un comportamiento acústico predecible.

IX. Conclusiones

En conclusión, se logró desarrollar un sistema capaz de caracterizar los transductores ultrasónicos para fisioterapia, a través de la medición de los parámetros P y AER, utilizando el método BFR. Esta implementación facilitó la comunicación entre el usuario y el sistema de medición, permitiendo que el control sea más eficiente y que los resultados sean capturados en tiempo real. El sistema incorporó un algoritmo que automatiza la adquisición y procesamiento de los datos, integrando una base de datos que permite registrar y consultar mediciones anteriores, mejorando así, la trazabilidad de los resultados.

Se mejoró la incertidumbre de medición, reduciéndola de 6.078% a 0.1% para 0.1 W y de 4.76% a 0.1% para 1 W. Esta mejora se le atribuye en gran medida a la incorporación de la interfaz gráfica de usuario y al procesamiento automático de los datos, ya que contribuyó a eliminar los errores sistemáticos del sistema. A partir de esta implementación en el proceso, la reducción de la incertidumbre demuestra una alta precisión global del sistema y una baja dispersión en los resultados obtenidos. Sin embargo, los resultados estadísticos de los estudios Gage R&R revelaron que existe una mala repetibilidad interna, lo que podría atribuirse a interferencias externas que afecten a la BFR, mientras que la reproducibilidad entre operadores se mantuvo adecuada. Esto indica que, aunque el sistema es consistente en promedio, todavía existen fluctuaciones dentro de cada ciclo de medición que no se reflejan en la incertidumbre global, y que requieren ser estudiadas.

En cuanto a la delimitación del AER, se caracterizaron diferentes materiales y estructuras geométricas para ser utilizados como máscaras de apertura. El material TPU resultó ser la mejor opción debido a su desempeño en la atenuación de la onda ultrasónica, especialmente si se utiliza con una geometría en pirámides. Sin embargo, este tipo de configuración es más costosa de fabricar y requiere de mayor tiempo de producción. Además, aún se desconoce si

parte de la señal está siendo reflejada o absorbida debido a la geometría. Por lo tanto, se pueden realizar futuros estudios que detallen el comportamiento acústico angular de estas piezas. También se podría continuar explorando el desempeño del material absorbente a frecuencias más altas y para aplicaciones distintas al ultrasonido terapéutico.

X. Bibliografía

Alvarenga, André V., y Rodrigo P. B. Costa-Félix. «Metrological Aspects on Therapeutic Ultrasound Parameters: Effective Radiating Area and Non-Uniformity Ration». Physics Procedia, vol. 3, n.º 1, enero de 2010, pp. 643-49. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2010.01.081>.

Artho, Paul A., et al. «A Calibration Study of Therapeutic Ultrasound Units». Physical Therapy, vol. 82, n.º 3, marzo de 2002, pp. 257-63. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1093/ptj/82.3.257>.

Braunstein, Lisa, et al. «Characterization of Acoustic, Cavitation, and Thermal Properties of Poly(Vinyl Alcohol) Hydrogels for Use as Therapeutic Ultrasound Tissue Mimics». Ultrasound in Medicine & Biology, vol. 48, n.º 6, junio de 2022, pp. 1095-109. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2022.02.007>.

Butterworth, Ian, et al. «Exploiting Thermochromic Materials for the Rapid Quality Assurance of Physiotherapy Ultrasound Treatment Heads». Ultrasound in Medicine & Biology, vol. 38, n.º 5, mayo de 2012, pp. 767-76. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2012.01.021>.

Cheng, Xiaoying, et al. «Automatic Defect Depth Estimation for Ultrasonic Testing in Carbon Fiber Reinforced Composites Using Deep Learning». NDT & E International, vol. 135, abril de 2023, p. 102804. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ndteint.2023.102804>.

Costa-Félix, Rodrigo P. B., y André V. Alvarenga. «Effective Radiating Area and Beam Non-Uniformity Ratio of Ultrasound Transducers at 5 MHz, According to IEC

61689:2007». Ultrasonics, vol. 50, n.º 2, febrero de 2010, pp. 329-31. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2009.09.021>.

Duck, Francis A. «Acoustic Properties of Tissue at Ultrasonic Frequencies». Physical Properties of Tissues, Elsevier, 1990, pp. 73-135. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-222800-1.50008-5>.

Durando, Giovanni, y Claudio Guglielmone. «Ultrasound physiotherapy devices: how to measure them». IEEE Instrumentation & Measurement Magazine, vol. 19, n.º 5, octubre de 2016, pp. 15-48. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1109/MIM.2016.7579065>.

Ferrari, C. B., et al. «Evaluation of Therapeutic Ultrasound Equipments Performance». Ultrasonics, vol. 50, n.º 7, junio de 2010, pp. 704-09. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2010.02.006>.

Gam, Arne Nyholm, y Finn Johannsen. «Ultrasound Therapy in Musculoskeletal Disorders: A Meta-Analysis». Pain, vol. 63, n.º 1, octubre de 1995, pp. 85-91. DOI.org (Crossref), [https://doi.org/10.1016/0304-3959\(95\)00018-N](https://doi.org/10.1016/0304-3959(95)00018-N).

Gumanová, Veronika, et al. «Impedance Tube as a Tool for Evaluating Acoustic Noise Descriptors - The Experimental Measurement of Acoustic Parameters». Acta Mechanica Slovaca, vol. 24, n.º 2, junio de 2020, pp. 56-64. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.21496/ams.2020.010>.

Guo, Xin, et al. «Latest Progress of LIPUS in Fracture Healing: A Mini-Review». Journal of Ultrasound in Medicine, vol. 43, n.º 4, abril de 2024, pp. 643-55. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1002/jum.16403>.

Han, Xiaoyu, et al. «Ultrasound-Responsive Smart Composite Biomaterials in Tissue Repair». Nano Today, vol. 49, abril de 2023, p. 101804. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.nantod.2023.101804>.

Harris, Gerald R., et al. «Hydrophone Measurements for Biomedical Ultrasound Applications: A Review». IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 70, n.º 2, febrero de 2023, pp. 85-100. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2022.3213185>.

Harrison, Andrew, y Volker Alt. «Low-Intensity Pulsed Ultrasound (LIPUS) for Stimulation of Bone Healing – A Narrative Review». Injury, vol. 52, junio de 2021, pp. S91-96. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.injury.2021.05.002>.

Hekkenberg, R. T. «Characterising Ultrasonic Physiotherapy Systems by Performance and Safety Now Internationally Agreed». Ultrasonics, vol. 36, n.º 1-5, febrero de 1998, pp. 713-20. DOI.org (Crossref), [https://doi.org/10.1016/S0041-624X\(97\)00120-0](https://doi.org/10.1016/S0041-624X(97)00120-0).

Hekkenberg, Rob T., et al. «Transfer Standard Device to Improve the Traceable Calibration of Physiotherapy Ultrasound Machines». Ultrasound in Medicine & Biology, vol. 32, n.º 9, septiembre de 2006, pp. 1423-29. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2006.04.001>.

Jiang, Xiaoxue, et al. «A Review of Low-Intensity Pulsed Ultrasound for Therapeutic Applications». IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 66, n.º 10, octubre de 2019, pp. 2704-18. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2889669>.

Johns, Lennart D., et al. «Analysis of Effective Radiating Area, Power, Intensity, and Field Characteristics of Ultrasound Transducers». Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 88, n.º 1, enero de 2007, pp. 124-29. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.016>.

Karaboce, Baki, et al. «Calibration of therapeutic ultrasonic transducers with the modified radiation force balance system». 2017 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), IEEE, 2017, pp. 83-87. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1109/MeMeA.2017.7985854>.

Kollmann, Christian, et al. «Variations in the Output Power and Surface Heating Effects of Transducers in Therapeutic Ultrasound». Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 86, n.º 7, julio de 2005, pp. 1318-24. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.02.001>.

Kudo, Nobuki. «Optical methods for visualization of ultrasound fields». Japanese Journal of Applied Physics, vol. 54, n.º 7S1, julio de 2015, p. 07HA01. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.7567/JJAP.54.07HA01>.

Li, Guo, et al. «Study on Multi-Frequency Characteristics of a Longitudinal Ultrasonic Transducer with Stepped Horn». Ultrasonics, vol. 121, abril de 2022, p. 106683. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2022.106683>.

Luna, R. Amezola, et al. «Ultrasound Metrology in Mexico: a round robin test for medical diagnostics». Journal of Physics: Conference Series, vol. 279, febrero de 2011, p. 012030. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1088/1742-6596/279/1/012030>.

Manduchi, G., et al. «A New LabVIEW Interface for MDSplus». Fusion Engineering and Design, vol. 88, n.º 6-8, octubre de 2013, pp. 1196-99. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.fusengdes.2012.12.013>.

Maxwell, Linda. «Therapeutic Ultrasound: Its Effects on the Cellular and Molecular Mechanisms of Inflammation and Repair». Physiotherapy, vol. 78, n.º 6, junio de 1992, pp. 421-26. DOI.org (Crossref), [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(10\)61528-3](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(10)61528-3).

Miller, Douglas L., et al. «Overview of Therapeutic Ultrasound Applications and Safety Considerations». Journal of Ultrasound in Medicine, vol. 31, n.º 4, abril de 2012, pp. 623-34. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.7863/jum.2012.31.4.623>.

Moyano, David Baeza, et al. «Possible Effects on Health of Ultrasound Exposure, Risk Factors in the Work Environment and Occupational Safety Review». Healthcare, vol. 10, n.º 3, febrero de 2022, p. 423. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.3390/healthcare10030423>.

Naderloo, Leila. «Energy Ratio of Produced Biodiesel in Hydrodynamic Cavitation Reactor Equipped with LabVIEW Controller and Artificial Intelligence». Energy Reports, vol. 6, noviembre de 2020, pp. 1456-67. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.egyr.2020.05.029>.

Pitts, T. A., et al. «Optical phase contrast measurement of ultrasonic fields». IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 48, n.º 6, noviembre de 2001, pp. 1686-94. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1109/58.971722>.

Preston, R. C., et al. «Calibration of medical ultrasonic equipment-procedures and accuracy assessment». IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 35, n.º 2, marzo de 1988, pp. 110-21. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1109/58.4161>.

Rajagopal, Srinath, et al. «Reference Characterisation of Sound Speed and Attenuation of the IEC Agar-Based Tissue-Mimicking Material Up to a Frequency of 60 MHz». Ultrasound in Medicine & Biology, vol. 41, n.º 1, enero de 2015, pp. 317-33. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2014.04.018>.

Rodriguez Betancourt, Amanda, et al. «Overview of Ultrasound in Dentistry for Advancing Research Methodology and Patient Care Quality with Emphasis on Periodontal/Peri-Implant Applications». Zeitschrift Für Medizinische Physik, vol. 33, n.º 3, agosto de 2023, pp. 336-86. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2023.01.005>.

Safa, Ben, et al. «Ultrasound-Guided Suprainguinal Fascia Iliaca Compartment Block and Early Postoperative Analgesia after Total Hip Arthroplasty: A Randomised Controlled Trial». British Journal of Anaesthesia, vol. 133, n.º 1, julio de 2024, pp. 146-51. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.bja.2024.04.019>.

Sasono, Margi, et al. Visualization of therapeutic ultrasound beams using horizontal fringe patterns-based background oriented Schlieren imaging and digital image correlation. 2023, p. 050006. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1063/5.0114296>.

Shaw, Adam, y Mark Hodnett. «Calibration and Measurement Issues for Therapeutic Ultrasound». Ultrasonics, vol. 48, n.º 4, agosto de 2008, pp. 234-52. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2007.10.010>.

Ter Haar, Gail. «Therapeutic Applications of Ultrasound». Progress in Biophysics and Molecular Biology, vol. 93, n.º 1-3, enero de 2007, pp. 111-29. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.005>.

Trushkevych, O., et al. «Acoustic Field Visualisation Using Local Absorption of Ultrasound and Thermochromic Liquid Crystals». Ultrasonics, vol. 140, mayo de 2024, p. 107300. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2024.107300>.

Van Der Windt, Daniëlle A. W. M., et al. «Ultrasound Therapy for Musculoskeletal Disorders: A Systematic Review». Pain, vol. 81, n.º 3, junio de 1999, pp. 257-71. DOI.org (Crossref), [https://doi.org/10.1016/S0304-3959\(99\)00016-0](https://doi.org/10.1016/S0304-3959(99)00016-0).

Xing, Guangzhen, et al. «Review of field characterization techniques for high intensity therapeutic ultrasound». Metrologia, vol. 58, n.º 2, abril de 2021, p. 022001. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1088/1681-7575/abe02e>.

Žauhar, Gordana, Đeni Smilović Radojčić, et al. «Determination of Physiotherapy Ultrasound Beam Quality Parameters from Images Derived Using Thermochromic Material». Ultrasonics, vol. 99, noviembre de 2019, p. 105943. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2019.06.005>.

Žauhar, Gordana, Đeni Smilović Radojčić, et al. «Quantitative Testing of Physiotherapy Ultrasound Beam Patterns within a Clinical Environment Using a Thermochromic Tile». Ultrasonics, vol. 58, abril de 2015, pp. 6-10. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2015.01.006>.

Zeqiri, Bajram, Pierre Gelat, et al. «A Novel Pyroelectric Method of Determining Ultrasonic Transducer Output Power: Device Concept, Modeling, and Preliminary Studies». *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 54, n.º 11, noviembre de 2007, pp. 2318-30. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2007.536>.

Zeqiri, Bajram, Lian Wang, et al. «A Radiation Force Balance Target Material for Applications below 0.5 MHz». *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 46, n.º 9, septiembre de 2020, pp. 2520-29. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2020.04.031>.

Zhang, Xin, et al. «Effective Ablation Therapy of Adenomyosis with Ultrasound-guided High-intensity Focused Ultrasound». *International Journal of Gynecology & Obstetrics*, vol. 124, n.º 3, marzo de 2014, pp. 207-11. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.ijgo.2013.08.022>.

Zhou, Zhuhuang, et al. «Scatterer Size Estimation for Ultrasound Tissue Characterization: A Survey». *Measurement*, vol. 225, febrero de 2024, p. 114046. DOI.org (Crossref), <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2023.114046>.

W. S. y. R. Lazos., «“Guía para estimar la incertidumbre de la medición,”», CENAM, México, 2000.

M. Kavitha and M. R. Reddy, "Characterization of tissue mimicking phantoms for acoustic radiation force impulse imaging," 2012 IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques Proceedings, Manchester, UK, 2012, pp. 553-557, doi: 10.1109/IST.2012.6295585.

Draper DO. Facts and misfits in ultrasound therapy: steps to improve your treatment outcomes. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2014 Apr;50(2):209-16. Epub 2014 Mar 5. PMID: 24594854.

IEC 2013 Ultrasonics - Power measurement - Radiation force balances and performance requirements IEC Publication 61161 Ed. 3 (Geneva: International Electrotechnical Commission).

IEC 2022 Ultrasonics - Physiotherapy systems - Field specifications and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz IEC Publication 60189 Ed. 4 (Geneva: International Electrotechnical Commission).

IEC 2007 Standard means for the reporting of the acoustic output of medical diagnostic ultrasonic equipment IEC Publication 61157 Ed. 2 (Geneva: International Electrotechnical Commission)

IEC 2013 Medical electrical equipment: part 2-37. Particular requirements for the basic safety and essential performance of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment IEC Publication 60601-2-37 Ed. 2 (Geneva: International Electrotechnical Commission)

FDA 2022. 21 CFR 1050.10 - Ultrasonic therapy products. Office of the Federal Register, National Archives and Records Administration.
<https://www.govinfo.gov/app/details/CFR-2001-title21-vol8/CFR-2001-title21-vol8-sec1050-10>

XI. Anexos

Anexo 1. Programa en LabVIEW para captura de potencia ultrasónica

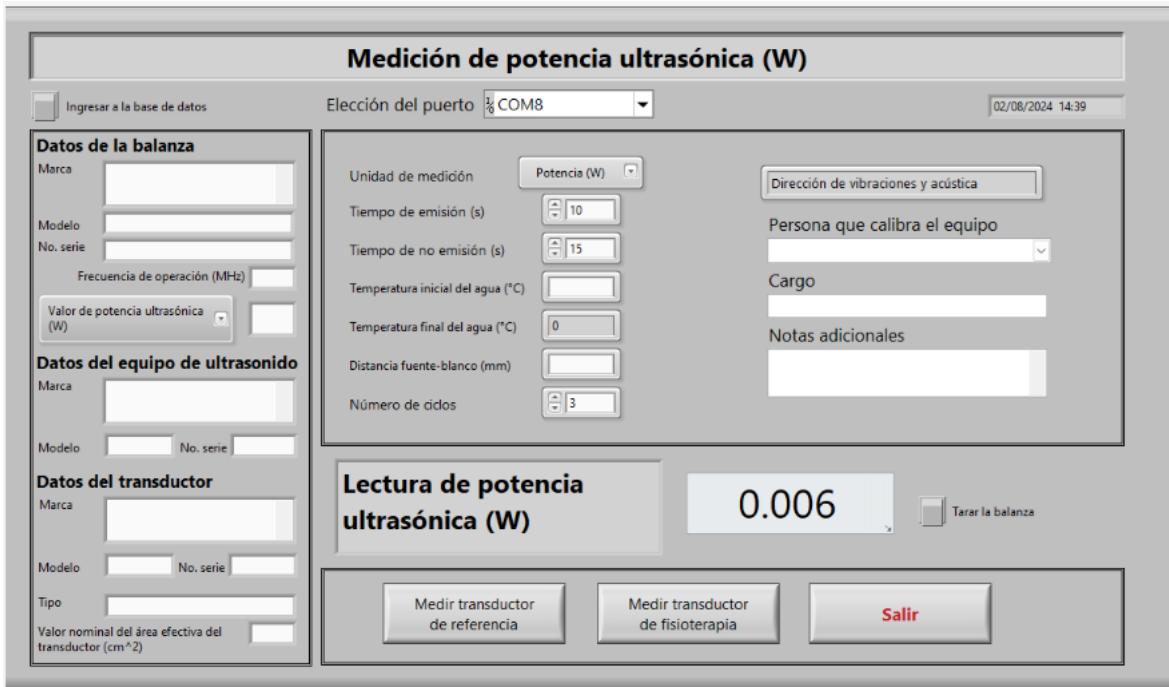


Figura 20. Pantalla principal. Captura de datos del transductor ultrasónico a medir.

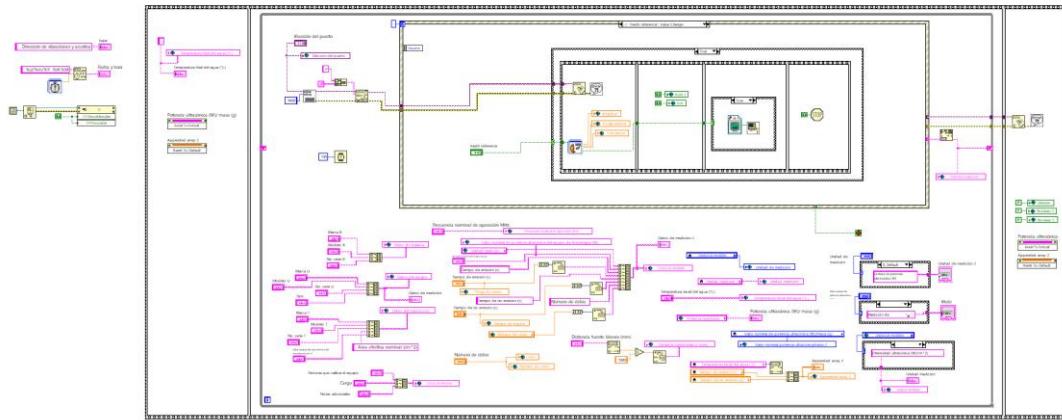


Figura 21. Diagrama de bloques en LabVIEW para la pantalla principal. Esta interfaz lleva a las demás pantallas para realizar la medición

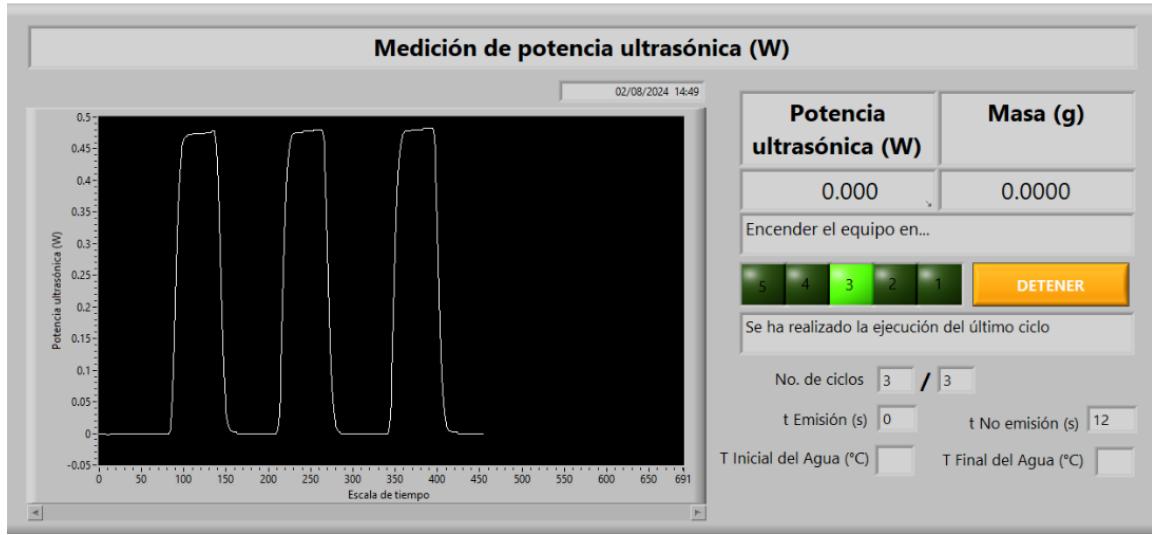


Figura 22. Pantalla de medición para transductores ultrasónicos para fisioterapia.

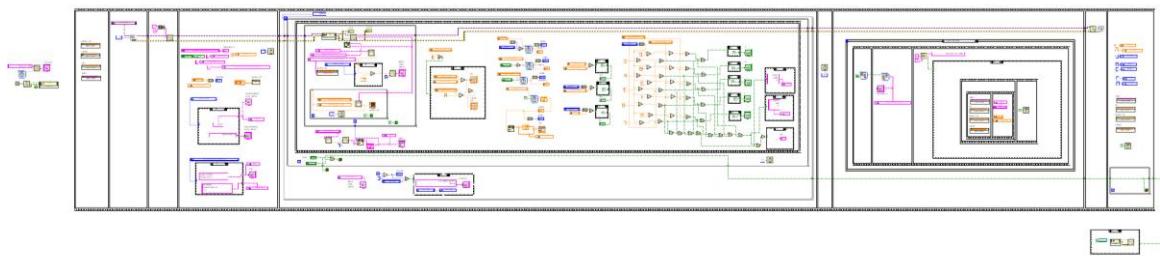


Figura 23. Diagrama de bloques en LabVIEW para la de medición para transductores ultrasónicos para fisioterapia.

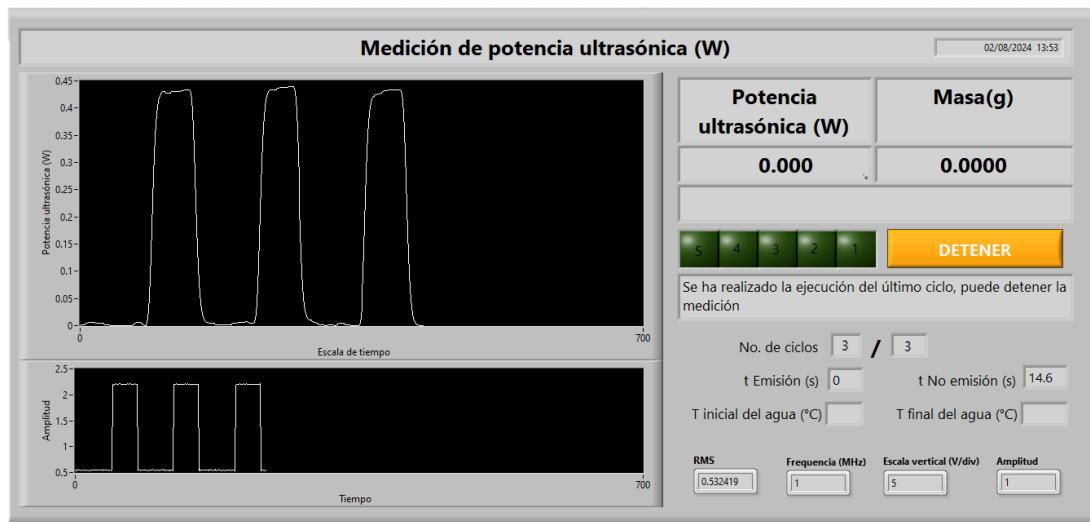


Figura 24. Pantalla de medición para transductores ultrasónicos de referencia.

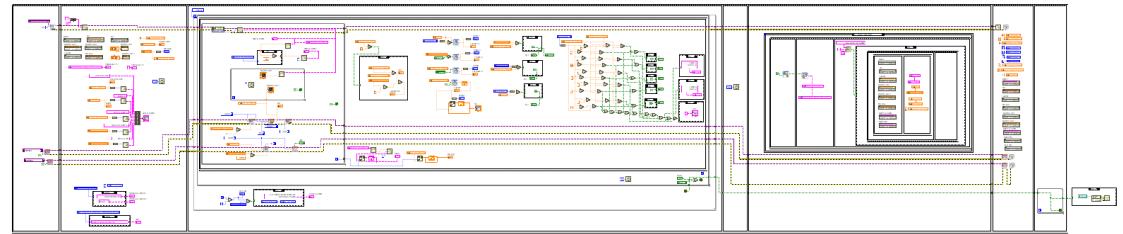


Figura 25. Diagrama de bloques en LabVIEW para la de medición para transductores ultrasónicos de referencia.

Anexo 2. Código en MATLAB para el cálculo de la potencia ultrasónica

```
% AEJ
clear; close all;
% read data file (lectur de datos)
data = xlsread('S_P3_I1.xlsx','S_P3_I1','A1:B853'); % provide
filename
t0=data(:,1);
inicio=find(t0==0);
inicio=inicio(end); % this to define the starting measurement
point
t0=t0(inicio:end);
t=t0; % time axis
td=diff(t);
y=data(:,2);
y=y(inicio:end); % discrete ultrasonic power measurements
plot(t,y)
% zero-crossings after detrending y
[yp1,idx1,inicio1,ym1,xm1] = ceros(t,detrend(y));
% Zero crossings at [y-mean(y)]
[yp2,idx2,inicio2,ym2,xm2] = ceros(t,y-mean(y));
title('Ultrasonic power measurements')
ylabel('watts')
xlabel('measurement data points')
% differences of each off-on and on-off cycle of an ultrasound power
measurement
[mean(abs(diff(yp1))) mean(abs(diff(yp2)))]
% mean value using all detrended and zero-mean data set
power= mean([mean(abs(diff(yp1))) mean(abs(diff(yp2)))])
```

Anexo 3. Código en MATLAB para encontrar el cruce por ceros y calcular potencia ultrasónica

```
function [yp,idx,inicio,y,x] = ceros(x0,y0)
% [yp,idx,inicio,y,x] = ceros(x0,y0)
% Partiendo de un vector Y0 con elementos 1:length(y0),
% interpolar para hallar los cruces por cero.
% El resultado es una lista de valores pico YP y sus indices IDX.
% El vector INICIO contiene las posiciones de los cruces
% por cero. Los vectores Y y X estan aumentados con los
% cruces por cero.
% AEJ 04-agosto,
% referencia AEJ&JCK's toolbox on wavelet analysis
if nargin == 1,
    y = x0(:);
    n = length(y);
    x = (1:n)';
elseif nargin == 2,
    x = x0(:);
    y = y0(:);
    n = length(y);
end
% encontrar intervalos en donde hay cambio de signo
s = 1:n-1;
s = s((sign(y(1+s)).*sign(y(s)))<=0);
nz = length(s);
% Interpolacion para hallar los cruces por cero,
xz = x(s) - y(s).*(x(s+1)-x(s))/(y(s+1)-y(s));
% Insercion de los cruces por cero en el vector de datos
[x,i] = sort([x;xz]);
y = [y;zeros(nz,1)];
y = y(i); % contiene los cruces por cero, vector aumentado
% Identificar la posicion de los cruces por cero
[temp,iz] = sort(i);
iz = iz(n+1:n+nz);

% Obtener indices de intervalos entre dos cruces consecutivos
fin = [iz;n+nz];
```

```

inicio = [1;iz];
% Encontrar valores maximos de la seNal y
yp =[]; idx=[]; % inicializar vectores
for k=1:length(fin),
    yp=[yp;max(abs(y(inicio(k):fin(k))))*sign(y(inicio(k)+1))]];
    idx=[idx;find(y==yp(k) & y~=0)];
end
% Graficar cruces por cero y sus valores maximos.
figure;
plot(x,y,'g');
hold
stairs(x(inicio),yp)
%plot(x(idx),y(idx),'*')

```

Anexo 4. Diseño de las piezas y moldes fabricados en SolidWorks

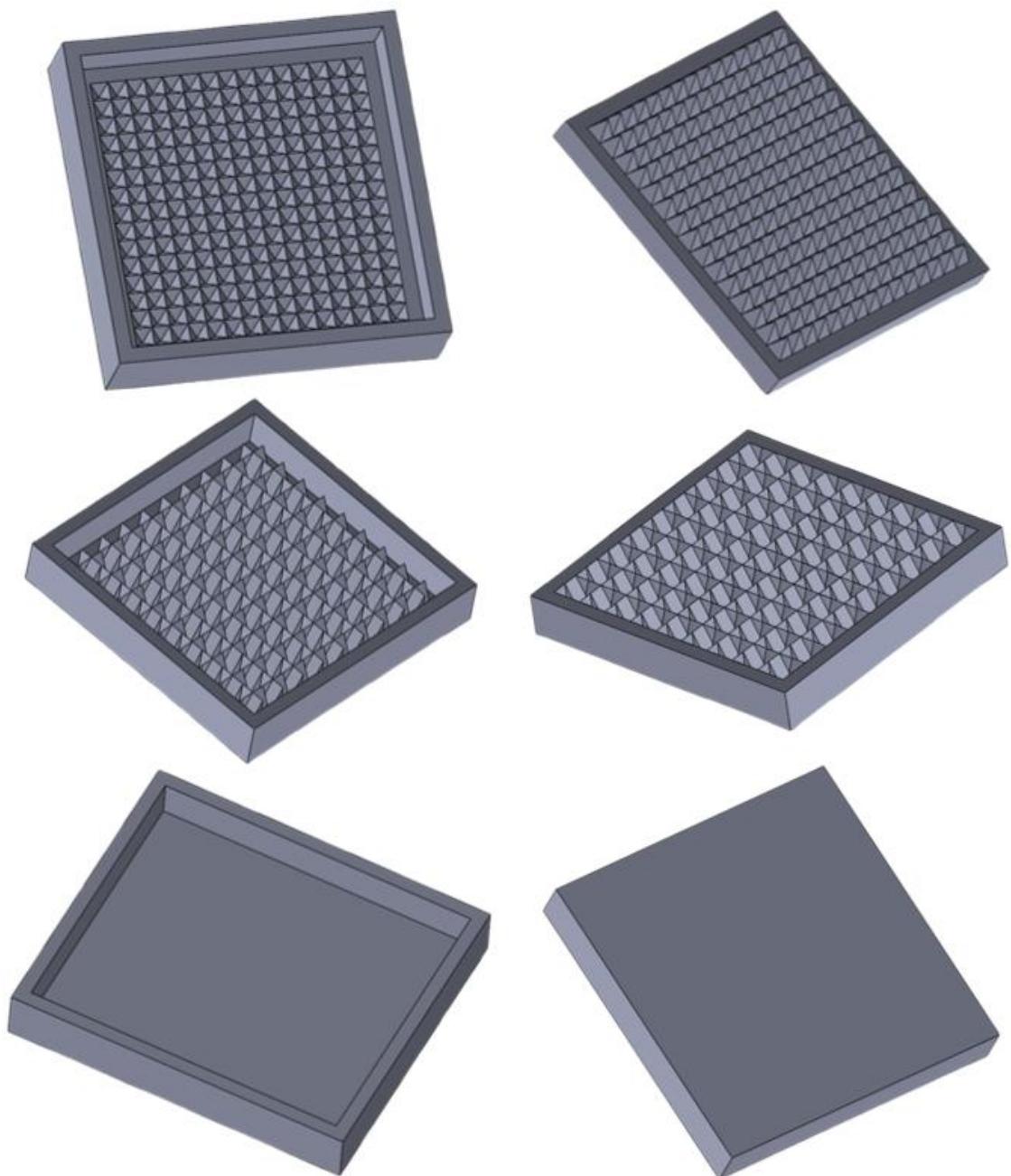


Figura 26. Diseños en SolidWorks de las piezas y moldes empleados para la fabricación de las muestras utilizadas para determinar el AER.

Anexo 5. Programa en LabVIEW para la adquisición y procesamiento de señales ultrasónicas.

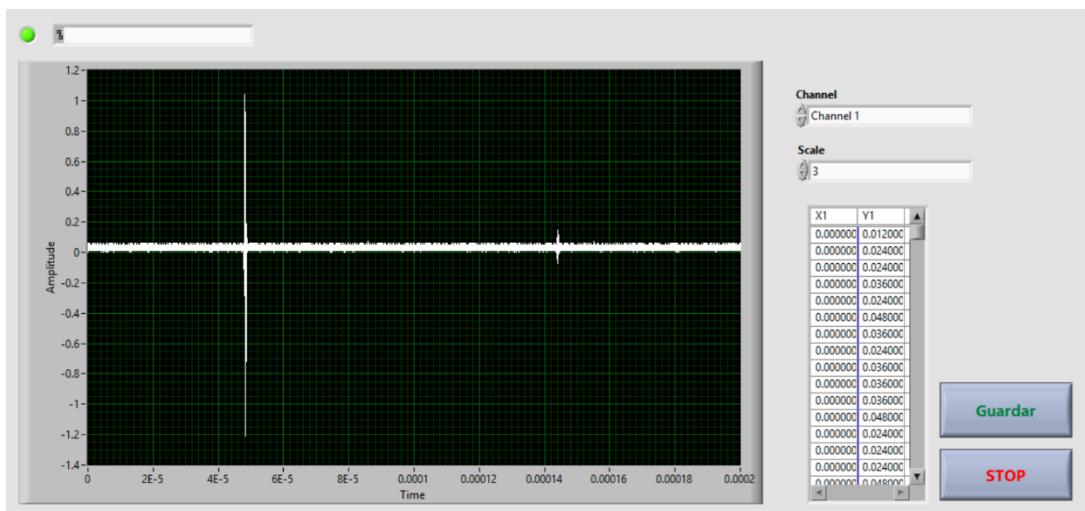


Figura 27. Interfaz gráfica en LabVIEW para adquirir la señal ultrasónica detectada por el transductor receptor.

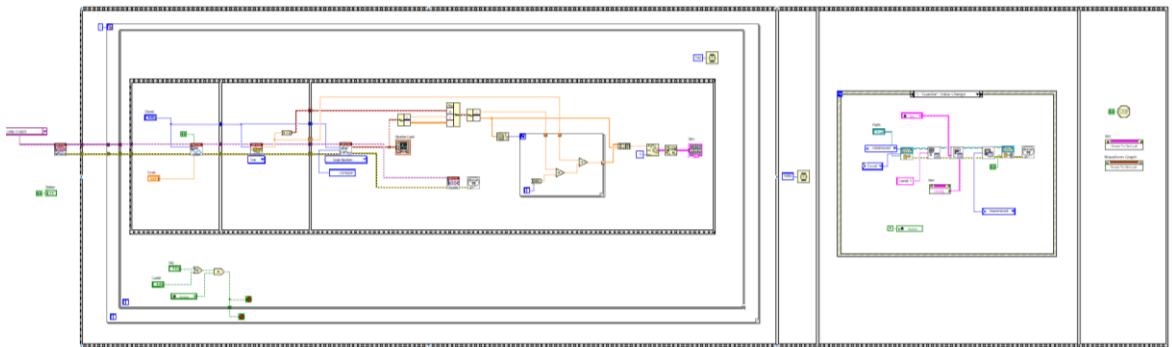


Figura 28. Diagrama de bloques en LabVIEW para el control y adquisición de datos de la captura y guardado de la señal ultrasónica registrada.

Anexo 6. Código en MATLAB para el procesamiento de la señal ultrasónica capturada

```

clear;
clc;

data1 = readtable("sin material_1.xlsx");
data2 = readtable("material crema (cuñas)_1.xlsx");

X_1 = data1.X1;
Y_1 = data1.Y1;
X_2 = data2.X1;
Y_2 = data2.Y1;

```

```

windowSize = 10;
Y_1_filtrada = movmean(Y_1, windowSize); % Sin material
Y_2_filtrada = movmean(Y_2, windowSize); % Con material

% Pico
[max_val1, idx_pos1] = max(Y_1_filtrada);
[min_val1, idx_neg1] = min(Y_1_filtrada);
if abs(max_val1) >= abs(min_val1)
    A0 = max_val1;
    t1_max = X_1(idx_pos1);
else
    A0 = min_val1;
    t1_max = X_1(idx_neg1);
end

[max_val2, idx_pos2] = max(Y_2_filtrada);
[min_val2, idx_neg2] = min(Y_2_filtrada);
if abs(max_val2) >= abs(min_val2)
    A1 = max_val2;
    t2_max = X_2(idx_pos2);
else
    A1 = min_val2;
    t2_max = X_2(idx_neg2);
end

% Cruce por cero
sign_changes_1 = find(Y_1_filtrada(1:end-1).*Y_1_filtrada(2:end) <
0, 1);
if ~isempty(sign_changes_1)
    idx1 = sign_changes_1;
    x1 = X_1(idx1); x2 = X_1(idx1+1);
    y1 = Y_1_filtrada(idx1); y2 = Y_1_filtrada(idx1+1);
    t_cero_1 = x1 - y1*(x2 - x1)/(y2 - y1);
else
    t_cero_1 = NaN;
end

```

```

sign_changes_2 = find(Y_2_filtrada(1:end-1).*Y_2_filtrada(2:end) <
0, 1);
if ~isempty(sign_changes_2)
    idx2 = sign_changes_2;
    x1 = X_2(idx2); x2 = X_2(idx2+1);
    y1 = Y_2_filtrada(idx2); y2 = Y_2_filtrada(idx2+1);
    t_cero_2 = x1 - y1*(x2 - x1)/(y2 - y1);
else
    t_cero_2 = NaN;
end

% Resultados
fprintf('--- Resultados ---\n');
fprintf('A0 (sin material): %.6f en t = %.10f s\n', A0, t1_max);
fprintf('Cruce por cero (sin material): t = %.10f s\n\n',
t_cero_1);
fprintf('A1 (con material): %.6f en t = %.10f s\n', A1, t2_max);
fprintf('Cruce por cero (con material): t = %.10f s\n', t_cero_2);

% --- 6. Visualización ---
xmin = min([min(X_1), min(X_2)]);
xmax = max([max(X_1), max(X_2)]);
ymin = min([min(Y_1_filtrada), min(Y_2_filtrada)]);
ymax = max([max(Y_1_filtrada), max(Y_2_filtrada)]);

figure;

subplot(2,1,1);
plot(X_1, Y_1_filtrada, 'm', 'DisplayName', 'Señal suavizada');
hold on;
scatter(t1_max, A0, 'ks', 'filled', 'DisplayName', 'Pico');
scatter(t_cero_1, 0, 'r*', 'DisplayName', 'Cruce por cero');
title('Sin material');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Amplitud');
legend;
grid on;
xlim([xmin xmax]);

```

```
ylim([ymin ymax]);  
  
subplot(2,1,2);  
plot(X_2, Y_2_filtrada, 'c', 'DisplayName', 'Señal suavizada');  
hold on;  
scatter(t2_max, A1, 'ks', 'filled', 'DisplayName', 'Pico');  
scatter(t_cero_2, 0, 'r*', 'DisplayName', 'Cruce por cero');  
title('Material crema con cuñas');  
xlabel('Tiempo (s)');  
ylabel('Amplitud');  
legend;  
grid on;  
xlim([xmin xmax]);  
ylim([ymin ymax]);
```