

Desarrollo de un Phantom de músculo para la calibración de resolución espacial en equipo de ultrasonido.

Development of a muscle Phantom for spatial resolution calibration in ultrasound equipment.

Fredy Ocelotl Rodríguez López (1).
Estudiante Universidad Politécnica de Chiapas/U. P. Chiapas.
223013@ib.upchiapas.edu.mx.

César Gabriel Cigarroa Durán* (2). Estudiante Universidad Politécnica de Chiapas/U. P. Chiapas,
223012@ib.upchiapas.edu.mx.

Eglain Constantino Cortés (3), Docente de la Universidad Politécnica de Chiapas/U.P. Chiapas,
constantino@ib.upchiapas.edu.mx.

Jorge Alberto Rodríguez Ramírez (4), Docente de la Universidad Politécnica de Chiapas/U.P. Chiapas,
jrodriguez@ib.upchiapas.edu.mx.

*corresponding author

Artículo recibido en julio 07, 2025; aceptado en julio 21, 2025.

Resumen.

Se presenta el diseño y desarrollo de un phantom de músculo elaborado con agar, grafito, glicerina y agua bidestilada, con el fin de simular las propiedades acústicas del tejido muscular humano, particularmente la atenuación. Este phantom busca ofrecer una alternativa accesible para calibrar equipos de ultrasonido y apoyar la formación médica e investigación biomédica, utilizando materiales de bajo costo adaptados a contextos locales como Chiapas. Se complementa con un software desarrollado en Python, con interfaz gráfica en FLET, que permite analizar imágenes médicas en formato DICOM y calcular parámetros como resolución espacial, coeficiente de atenuación y distancias anatómicas. Se realizaron pruebas a 5 MHz, cuyos resultados fueron evaluados estadísticamente, evidenciando uniformidad, baja dispersión y alta confiabilidad. El proyecto ofrece una solución técnica viable, económica y eficaz para la calibración y enseñanza del ultrasonido médico.

Palabras claves: Atenuación, calibración, imágenes médicas, phantom, ultrasonido.

Abstract.

This paper presents the design and development of a muscle phantom made from agar, graphite, glycerin, and distilled water, aimed at simulating the acoustic properties of human muscle tissue, particularly attenuation. The phantom serves as an accessible alternative for calibrating ultrasound equipment and supporting medical training and biomedical research, using low-cost materials adapted to local contexts such as Chiapas. It is complemented by software developed in Python, featuring a graphical interface in FLET, which allows for the analysis of DICOM medical images and the calculation of key parameters such as spatial resolution, attenuation coefficient, and anatomical distances. Tests were conducted at 5 MHz, and the results were statistically analyzed, showing uniformity,

low dispersion, and high reliability. The project offers a technically viable, cost-effective, and efficient solution for ultrasound calibration and education.

Keywords: Attenuation, calibration, medical imaging, phantom, ultrasound.

1. Introducción.

Los **phantom** son dispositivos usados en la comunidad de investigación biomédica. Los **phantoms** de imágenes médicas se utilizan como sustitutos de los tejidos humanos para garantizar el correcto funcionamiento de los sistemas y métodos de obtención de imágenes del cuerpo humano (What Are Imaging Phantoms? | NIST, 2024).

La precisión en los diagnósticos se trata de una de las características más importantes a la hora de acudir con un médico, ya que influye directamente en el correcto tratamiento del paciente (Hendee & Ritenour, 2002). El ultrasonido se ha convertido en uno de los métodos principales para alcanzar un diagnóstico correcto, gracias a su capacidad de generar imágenes no invasivas en tiempo real (Szabo, 2004).

Desde su invención en la década de 1950s, esta tecnología ha evolucionado para cubrir con los requisitos de especialidades como la cardiología, obstetricia, radiología y medicina de urgencias (Hoskins et al., 2010). El éxito del ultrasonido se debe a la calidad y precisión de las imágenes que proporciona, lo que hace de la calibración un proceso esencial para asegurar diagnósticos fiables (American Institute of Ultrasound in Medicine [AIUM], 2021).

La calibración de los equipos de ultrasonido se debe realizar de manera continua, ya que factores como el desgaste de los transductores y las variaciones en las condiciones de operación afectan el resultado de la imagen obtenida (Fowlkes et al., 2008). Una calibración deficiente puede generar imágenes distorsionadas y de baja calidad dificultando el diagnóstico e interfiriendo en el tratamiento del paciente.

Para conocer que tan extendido este el uso de los **phantoms** en la calibración de equipos de ultrasonido, se diseñó una encuesta dirigida a hospitales que cuenten con ingenieros biomédicos y personal encargado de la calibración de estos equipos en hospitales y empresas de servicio técnico ultrasonido en la ciudad de Tuxtla Gutiérrez, Chiapas. La encuesta incluye preguntas como:

- ¿Conoce qué es un **phantom**?
- ¿Utilizan **phantoms** para la calibración de ultrasonido?

Los resultados mostraron que, aunque algunos conocen de la existencia del **phantom** como método de calibración, la mayoría desconoce de su existencia o no hace uso del **phantom** como método de calibración.

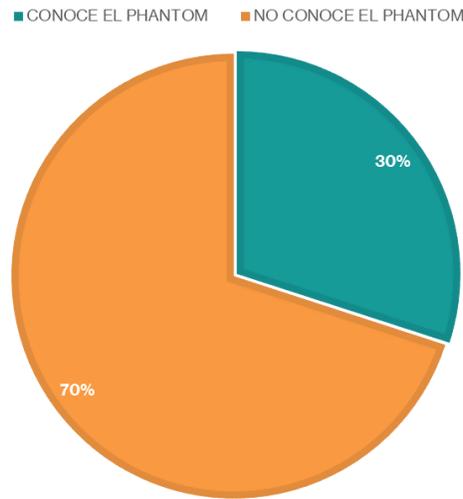


Figura 1. Resultados de la encuesta: conocimiento del **phantom** para calibración.

En la figura 2, se puede observar el nulo uso de los **phantoms** para calibración:



Figura 2. Resultados de encuesta: uso de **phantom** para calibración.

En este estudio se diseñó y desarrolló un phantom de grafito, el material fue seleccionado por su capacidad para simular el coeficiente de atenuación del tejido muscular humano (Teirlinck et al., 1998). A diferencia de otros **phantoms** elaborados con polímeros sintéticos, el grafito ofrece ventajas en términos de durabilidad y estabilidad acústica (Brown et al., 2003).

Para evaluar la resolución y calidad de las imágenes obtenidas del phantom, se utilizaron técnicas de procesamiento digital de imágenes. Se desarrolló un software en Python utilizando Visual Studio Code, que permite calcular parámetros como resolución axial, lateral, profundidad de penetración de la onda y coeficiente de atenuación, facilitando la caracterización del phantom (Gonzalez & Woods, 2018).

Para la elaboración de nuestro phantom se hizo uso de:

- Agar vegetal.
- Grafito.

- Glicerina.
- Agua destilada.

2. Métodos.

Diseño del phantom.

El **phantom** se trata de una mezcla coloidal semisólida, de alta pigmentación, quebradiza y presenta una atenuación similar a la del tejido muscular liso ante el paso de las ondas sonoras. El cálculo de los componentes para la elaboración de los **phantoms** se realiza basándose en los porcentajes en masa de cada componente. Cada porcentaje masa se calcula con respecto a la masa de agua necesaria. Será X y Y los componentes a utilizar para la elaboración de un **phantom** a base de agua, donde X es sólido y Y es líquido, la cantidad de agua requerida está dada por

$$m_{\text{agua}} = \frac{\% \text{Agua} \times V_{\text{total}}}{100\%} \times \rho_{\text{agua}} \dots \dots \dots \text{Ecuación 1.}$$

Donde %Agua es el porcentaje en masa del agua, V_{total} es el volumen del **phantom** y ρ_{agua} es la densidad del agua. Sean %X y %Y los porcentajes en masa de los componentes X y Y, respectivamente, el porcentaje en masa del agua está dado por

$$\% \text{Agua} = 100\% - \%X - \%Y \dots \dots \dots \text{Ecuación 2.}$$

La masa de los otros componentes se calcula a partir de la masa del agua y de los porcentajes en masa necesarios. La masa de X (m_x) está dada por

$$m_x = \frac{\%X \times m_{\text{agua}}}{\% \text{Agua}} \dots \dots \dots \text{Ecuación 3.}$$

El volumen requerido de Y con base a su densidad ρ_y esta dado por

$$V_y = \frac{m_y}{\rho_y} \dots \dots \dots \text{Ecuación 4.}$$

Desarrollo del software.

El software fue hecho en Python con el objetivo de ayudar en el análisis de imágenes médicas en formato DICOM, que es el estándar que se usa para transmitir, guardar, imprimir, procesar y mostrar imágenes médicas (NEMA,2023). Desde el inicio, el programa permite abrir este tipo de imágenes, procesarlas, separar las zonas de interés, hacer mediciones importantes y guardar los resultados. Todo esto se puede hacer desde una interfaz gráfica. El proceso empieza cuando el usuario carga una imagen DICOM, para esto se usa una librería llamada **pydicom**, que permite leer tanto la imagen como los datos que trae, como el tamaño real de los píxeles, lo cual es muy útil para medir con precisión.

Después de cargar la imagen, el programa le aplica un proceso para eliminar el ruido, usando un filtro gaussiano. Esto ayuda a que la imagen se vea más clara y que los bordes estén mejor definidos. Luego se hace una segmentación, que significa que el programa separa la parte importante de la imagen del fondo. Para lograr esto se usa un umbral automático, basado en los valores promedio de la imagen. Esto es útil para resaltar la zona que se quiere estudiar.

Una vez que la imagen está segmentada, el software muestra el resultado en una ventana donde el usuario puede interactuar con ella. Ahí se pueden hacer mediciones, por ejemplo, marcando dos puntos en la imagen para saber la

distancia entre ellos. El programa muestra la distancia en píxeles, pero también la convierte a milímetros usando los datos originales del archivo, lo que hace que las mediciones sean más útiles y confiables.

Por último, el usuario puede realizar los cálculos del coeficiente de atenuación para posteriormente guardar todos los resultados. El software genera un reporte con la imagen y las mediciones, el cual puede guardarse como PDF. Todo el sistema está diseñado para que sea fácil de usar, incluso para quienes no tienen mucha experiencia en este tipo de herramientas. La interfaz fue hecha con **FLET**, que permite ir paso a paso en el análisis. En general, este desarrollo facilita mucho el trabajo con imágenes médicas y puede ser útil tanto para estudiantes como para profesionales de la salud o investigadores.

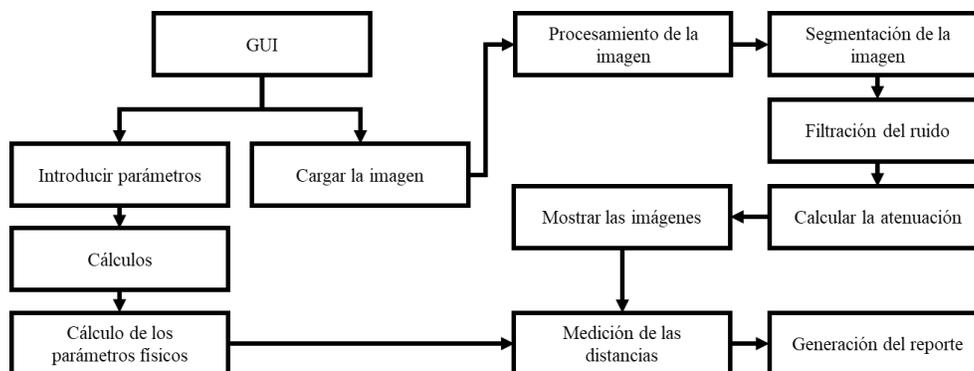


Figura 3. Diagrama de bloques del software de análisis DICOM.

Cálculo del coeficiente de atenuación.

El coeficiente de atenuación es un parámetro fundamental en la evaluación del comportamiento acústico de un medio, ya que representa la pérdida de intensidad de la onda ultrasónica conforme atraviesa un material. En el presente estudio, se diseñó un módulo dentro del software que permite calcular de forma automática dicho coeficiente a partir de una imagen médica en formato DICOM.

Para asegurar la validez de los resultados obtenidos con el **phantom**, se tomaron como referencia las recomendaciones dadas por entidades como la **American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM)** y la norma internacional IEC 61161, las cuales establecen los procedimientos estandarizados para la medición de parámetros acústicos en medios de prueba. Estas normas proporcionan criterios técnicos para evaluar propiedades como la atenuación y la resolución espacial, con el cual se estableció una base de datos sobre los cuales comparar los valores obtenidos experimentalmente. El **phantom** desarrollado busca alinearse con estas directrices.

El procedimiento inicia con la carga de la imagen, la cual es procesada con el fin de extraer información en la parte de intensidad. Se identifica el valor de intensidad inicial en la imagen (I_0) y se calcula el valor promedio de intensidad (I) en la región de interés. Estos valores son utilizados para estimar la atenuación de la señal mediante una fórmula logarítmica (ecuación 5) que se ajusta a los principios de propagación acústica:

$$\alpha = \frac{10}{d} \cdot \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) \dots \dots \dots \text{Ecuación 5}$$

En esta expresión, α representa el coeficiente de atenuación expresado en decibeles por centímetro por megahertz [MHz] (dB/cm/MHz), mientras que d es la distancia que ha recorrido la onda dentro del medio (en centímetros). El cociente $\frac{I_0}{I}$ refleja la reducción de intensidad en el trayecto recorrido, ajustado a una escala logarítmica de base 10.

Los datos obtenidos de las mediciones de atenuación se analizaron haciendo uso de estadística descriptiva (media, mediana, moda, desviación estándar y rango intercuartil) para caracterizar la dispersión y tendencia central. Se hizo

uso de un intervalo de confianza del 95% para estimar el rango en el cual se espera que se encuentre el valor real de la media poblacional de la uniformidad.

3. Desarrollo.

El equipo de laboratorio necesario para la elaboración del phantom se indica en la siguiente tabla.

Tabla 1. Equipo de laboratorio.

Número	Material	Cantidad
1	Vaso de precipitado (250ml)	4
2	Termo agitador	2
3	Pastilla imantada	2
4	Pipeta graduada (10ml)	1
5	Propipeta	1
6	Espátula	2
7	Balanza analítica	1
8	Vidrio de reloj	4
9	Termómetro	1

La elaboración de la mezcla comienza vertiendo en uno de los vasos de precipitado el agua bidestilada, y en el segundo vaso una cuarta parte del volumen vertido en el primer vaso, manteniendo una relación 1:4. El vaso con mayor cantidad de agua se colocó sobre el termoagitador con la pastilla magnética en su interior a baja velocidad, y se dejó calentar hasta alcanzar una temperatura aproximada de 50°C.

Posteriormente, se midieron los reactivos teniendo el volumen de agua como la base: 0.04 gramos de agar y 0.056 gramos de grafito por cada mililitro de agua. El agar se añadió al vaso sobre el termoagitador de forma gradual para evitar la formación de grumos y elevando la velocidad de giro de forma gradual, asegurándose de que la temperatura no superara los 65 °C.

El grafito medido se incorporó al vaso con la menor cantidad de agua, mezclando lentamente hasta lograr obtener una mezcla homogénea y sin grumos. Luego, la mezcla del vaso con agar y agua fue vertido dentro del vaso con grafito, el cual se coloca sobre el termoagitador, moviendo la pastilla magnética hacia su interior. Se elevó la temperatura de la mezcla hasta alcanzar aproximadamente 70 °C, con este orden en el vertido se busca evitar pérdidas de grafito y así obtener un valor más aproximado al deseado.

Se midió la cantidad de glicerina usando una proporción de 0.0624 ml por cada ml de agua, y se dejó gotear dentro de la mezcla, una vez se terminó el vertido de la glicerina se apagó el calefacto del termoagitador, pero se mantuvo el giro continuo hasta lograr una mezcla uniforme. Finalmente, se dejó enfriar sin disminuir la velocidad de giro del termoagitador hasta alcanzar los 40 °C, una vez alcanzada esta temperatura se vertió la mezcla en el molde, para finalizar se deja reposar hasta que se solidifique.

Desarrollo del software.

El software fue evaluado a través de pruebas internas para verificar la efectividad de cada función. La interfaz, diseñada en FLET, permite al usuario seguir un flujo guiado para el análisis de imágenes, desde la carga del archivo hasta la exportación de resultados.



Figura 4. Interfaz gráfica del software desarrollado en FLET.

En ella se observa la opción de crear un nuevo proyecto. Incluye accesos rápidos a las principales funciones, como carga de imagen, procesamiento y exportación de resultados.

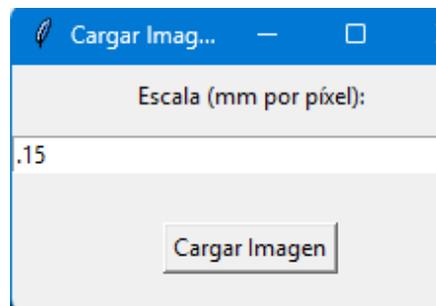


Figura 5. Carga de imagen.

Este apartado permite ajustar la escala del píxel y abrir el explorador de archivos de la computadora para cargar la imagen y automáticamente procesarla.

Reporte de Calibración	
<p>Nombre del Laboratorio: Pikus Domicilio: 14 sur entre cuarta y quinta poniente Número de Identificación: #1000 Fecha de Calibración: 05/04/2025 Fecha de Emisión: 05/04/2025</p>	
Parámetros	Valores
Resolución Axial	0.1540
Resolución Lateral	1026.6667
Atenuación Acústica	5000.0000
Impedancia Acústica	2218.6426
Profundidad Máxima de Penetración	0.0002

Figura 6. Ejemplo del reporte de calibración generado por el sistema.

Se genera a partir del ingreso de los datos solicitados al crear un nuevo proyecto y a los valores que se proporcionan para los cálculos.

Código del cálculo de atenuación en imagen.

```
def cargar_imagen_dicom(ruta):
    dicom = pydicom.dcmread(ruta)
    imagen = dicom.pixel_array.astype(np.float32)
    return imagen

ruta_imagen = "ruta/a/tu/archivo.dcm"
imagen = cargar_imagen_dicom(ruta_imagen)

print(f"Atenuación calculada: {atenuacion:.4f}")
```



Figura 7. Imágenes tomadas del phantom.



Figura 8. Phantom con inserción de objeto conocido (canica de 0.96 cm).

Se realizaron un total de 70 adquisiciones de imagen del **phantom** haciendo uso de un equipo de ultrasonido a una frecuencia de 5MHz. Las imágenes obtenidas fueron almacenadas en formato **DICOM** (.DCM) y procesadas haciendo uso del software desarrollado, con el objetivo de calcular la atenuación acústica de parte del **phantom**.

A los valores obtenidos se les aplicaron métodos de estadística descriptiva para evaluar la calidad y consistencia de las mediciones. Entre estos se incluyen: media, mediana, moda, desviación estándar, el cálculo de los rangos Inter cuartiles (Q1, Q3 y el IQR). También se calculó el error estándar y los intervalos de confianza del 95%.

Estas pruebas permiten determinar la precisión, dispersión y confiabilidad de los datos obtenidos, así como identificar posibles valores atípicos o tendencias en la distribución de los resultados. Esto nos permite asegurar que las mediciones reflejen adecuadamente las propiedades físicas del **phantom** bajo condiciones controladas.

Aunque no se tuvo acceso a un **phantom** de referencia comercial certificado, los valores obtenidos se encuentran dentro de los rangos descritos en la literatura técnica para tejidos musculares simulados, lo cual respalda la validez funcional del prototipo propuesto.

Tabla 2. Datos obtenidos de las pruebas de uniformidad.

No. muestra	Valor de referencia	Atenuacion	Error de medida	Tolerancia (5%)
1	0.5	0.5080	0.0080	Cumple
2	0.5	0.5025	0.0025	Cumple
3	0.5	0.5062	0.0062	Cumple
4	0.5	0.5026	0.0026	Cumple
5	0.5	0.5072	0.0072	Cumple
6	0.5	0.5070	0.0070	Cumple
7	0.5	0.4988	-0.0012	Cumple
8	0.5	0.4991	-0.0009	Cumple
9	0.5	0.5080	0.0080	Cumple
10	0.5	0.4974	-0.0026	Cumple
11	0.5	0.4981	-0.0019	Cumple
12	0.5	0.5010	0.0010	Cumple
13	0.5	0.5061	0.0061	Cumple
14	0.5	0.4986	-0.0014	Cumple
15	0.5	0.5072	0.0072	Cumple
16	0.5	0.5076	0.0076	Cumple
17	0.5	0.5053	0.0053	Cumple
18	0.5	0.5073	0.0073	Cumple
19	0.5	0.4977	-0.0023	Cumple
20	0.5	0.4977	-0.0023	Cumple
21	0.5	0.5014	0.0014	Cumple
22	0.5	0.5020	0.0020	Cumple
23	0.5	0.5080	0.0080	Cumple
24	0.5	0.4983	-0.0017	Cumple
25	0.5	0.4980	-0.0020	Cumple
26	0.5	0.4975	-0.0025	Cumple
27	0.5	0.4983	-0.0017	Cumple
28	0.5	0.4994	-0.0006	Cumple
29	0.5	0.4980	-0.0020	Cumple
30	0.5	0.4991	-0.0009	Cumple
31	0.5	0.5070	0.0070	Cumple
32	0.5	0.5034	0.0034	Cumple
33	0.5	0.5096	0.0096	Cumple
34	0.5	0.5073	0.0073	Cumple
35	0.5	0.5037	0.0037	Cumple
36	0.5	0.5024	0.0024	Cumple
37	0.5	0.4984	-0.0016	Cumple
38	0.5	0.5050	0.0050	Cumple
39	0.5	0.5033	0.0033	Cumple
40	0.5	0.5039	0.0039	Cumple
41	0.5	0.5043	0.0043	Cumple
42	0.5	0.5043	0.0043	Cumple
43	0.5	0.5045	0.0045	Cumple
44	0.5	0.5030	0.0030	Cumple
45	0.5	0.5012	0.0012	Cumple
46	0.5	0.5001	0.0001	Cumple
47	0.5	0.4956	-0.0044	Cumple
48	0.5	0.4998	-0.0002	Cumple
49	0.5	0.5058	0.0058	Cumple
50	0.5	0.5031	0.0031	Cumple
51	0.5	0.5057	0.0057	Cumple
52	0.5	0.5035	0.0035	Cumple
53	0.5	0.5026	0.0026	Cumple
54	0.5	0.5015	0.0015	Cumple
55	0.5	0.5019	0.0019	Cumple
56	0.5	0.5056	0.0056	Cumple
57	0.5	0.4977	-0.0023	Cumple
58	0.5	0.5050	0.0050	Cumple
59	0.5	0.5040	0.0040	Cumple
60	0.5	0.5040	0.0040	Cumple
61	0.5	0.5006	0.0006	Cumple
62	0.5	0.5011	0.0011	Cumple
63	0.5	0.5020	0.0020	Cumple
64	0.5	0.5027	0.0027	Cumple
65	0.5	0.5025	0.0025	Cumple
66	0.5	0.4998	-0.0002	Cumple
67	0.5	0.5034	0.0034	Cumple
68	0.5	0.5035	0.0035	Cumple
69	0.5	0.5072	0.0072	Cumple
70	0.5	0.5030	0.0030	Cumple

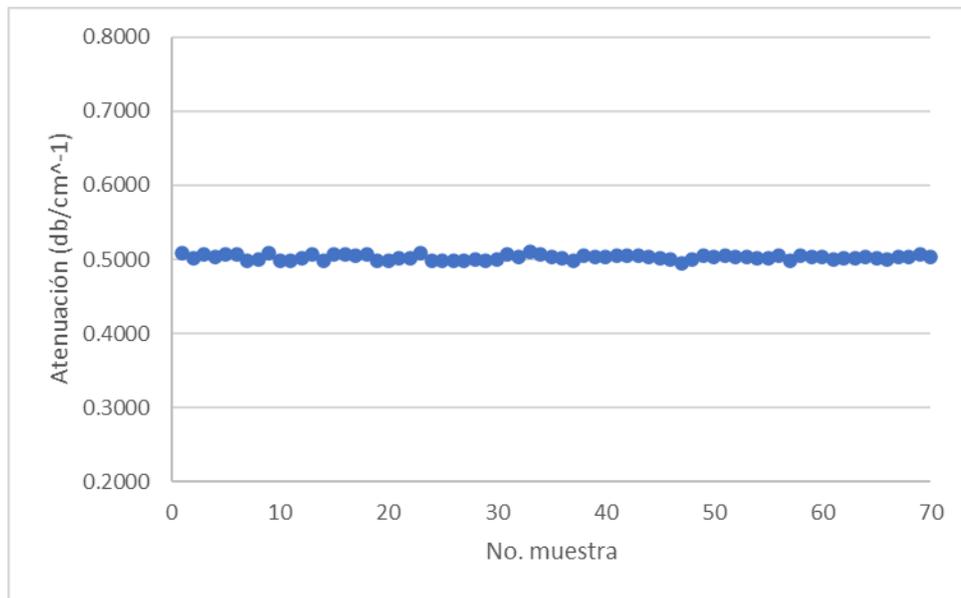


Figura 9. Gráfico de dispersión de las pruebas de uniformidad.

El análisis de los datos indica que la media (0.5027) cumple con una diferencia de 0.0027, lo que representa un desvío del 0.54%. Además, tanto la media como la mediana muestran una gran similitud, lo que nos sugiere que la distribución de los datos es simétrica (Tabla 4). Es coeficiente de variación y la estrechez del intervalo de confianza nos refuerza la idea de una alta precisión y una baja dispersión en las mediciones.

No se identificaron resultados atípicos fuera del rango Inter cuartil, esto nos indica que no existen errores sistemáticos ni mediciones extraordinariamente desviadas, por lo que la recolección de los datos puede considerarse adecuada.

Tabla 3. Análisis estadístico de las pruebas de uniformidad.

Mediana	Media	Desviacion estandar	Rango intercuartil			Coeficiente de variación	Intervalo de confianza		
			Q1	Q3	IQR		Límite inferior	Límite superior	Error estandar
0.50285	0.50266286	0.0033916	0.4998	0.505225	0.005425	0.67472653	0.50186832	0.50345739	0.00040537

Conclusiones.

El presente estudio logró desarrollar y validar un phantom de tejido muscular utilizando una mezcla, con el objetivo de simular propiedades acústicas similares a las del músculo humano. El diseño experimental permitió establecer proporciones precisas de los componentes, garantizando una atenuación adecuada para pruebas de calibración en equipos de ultrasonido.

Además, se diseñó un software en Python que facilita el análisis digital de imágenes médicas en formato DICOM. Esta herramienta permite calcular parámetros fundamentales como el coeficiente de atenuación, resolución espacial y distancias anatómicas, todo a través de una interfaz gráfica intuitiva. Su integración con técnicas de procesamiento de imágenes como el filtrado gaussiano y la segmentación automatizada contribuyó significativamente a la caracterización precisa del phantom.

Las pruebas realizadas, incluyendo más de 70 adquisiciones de imagen y el análisis estadístico correspondiente, demostraron que el phantom presenta una alta uniformidad en sus propiedades acústicas. Los resultados reflejan baja

dispersión, ausencia de valores atípicos y una alta confiabilidad en las mediciones obtenidas, lo que valida su uso como herramienta de calibración.

Este trabajo ofrece una alternativa accesible y funcional para laboratorios de enseñanza e investigación en ultrasonido, promoviendo el uso de phantoms caseros de alta precisión junto con soluciones digitales de análisis. Se recomienda continuar con pruebas en diferentes frecuencias y la expansión del software para incluir nuevas funcionalidades, como la comparación automática entre imágenes y la exportación de métricas adicionales.

Créditos.

Los autores agradecen a la Universidad Politécnica de Chiapas por el apoyo de las instalaciones para realizar el presente proyecto. A la maestra Edith Ponce Recinos por su valioso apoyo en el CIDTER. A la doctora Tanya Champo Nieto por su valiosa colaboración en el uso del equipo de ultrasonido que fue de gran importancia para el desarrollo del proyecto.

Referencias bibliográficas.

- American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM).** (2021). *Medical Ultrasound Safety*. Recuperado de <https://www.aium.org>.
- Brown, S. L., Nesse, R. M., Vinokur, A. D., & Smith, D. M.** (2003). Providing social support may be more beneficial than receiving it. *Psychological Science*, 14(4), 320-327. <https://doi.org/10.1111/1467-9280.14461>.
- Gonzalez, R. C., & Woods, R. E.** (2018). *Digital Image Processing* (4ta ed.). Pearson Education.
- Hendee, W. R., & Ritenour, E. R.** (2002). *Medical Imaging Physics*. <https://doi.org/10.1002/0471221155>.
- International Electrotechnical Commission (IEC).** (2013). *IEC 61161: Ultrasonics — Power measurement — Radiation force balances and performance requirements*. Ginebra, Suiza: IEC.
- National Electrical Manufacturers Association (NEMA).** (2023). *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standard*. Recuperado de <https://www.dicomstandard.org>.
- Szabo, T. L.** (2004). *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. Elsevier Academic Press.
- Teirlinck, C. J. P. M., Bezemer, R. A., Kollmann, C., et al.** (1998). Development of an example flow test object and comparison of five of these test objects, constructed in various laboratories. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 24(1), 135–153. [https://doi.org/10.1016/s0041-624x\(97\)00150-9](https://doi.org/10.1016/s0041-624x(97)00150-9).
- What are imaging phantoms? | NIST.** (2024, 24 enero). NIST. <https://www.nist.gov/health/what-are-imaging-phantoms#:~:text=In%20the%20biomedical%20research%20community,human%20body%20are%20operating%20correctly>.

Información de los autores.



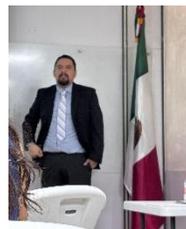
Fredy Ocelotl Rodríguez López estudiante de la carrera de ingeniería biomédica en la universidad politécnica de Chiapas.



César Gabriel Cigarroa Durán, estudiante de la carrera de ingeniería biomédica en la universidad politécnica de Chiapas



Eglain Constantino Cortés es profesor y líder de la Academia de Ciencia Básica del programa de Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica de Chiapas; Físico Médico, Encargado de Seguridad Radiológica y Secretario Técnico del Comité Hospitalario de Seguridad Radiológica del Hospital de Especialidades Pediátricas-IMSS-BIENESTAR, Asesor de Seguridad Radiológica para empresas particulares.eglaincc@hotmail.com.



Jorge Alberto Rodríguez Ramírez, Ingeniero Biomédico por la Universidad Politécnica de Chiapas, cuenta con Maestría en Ingeniería Eléctrica con especialidad en Bioelectrónica, asimismo con el Doctorado en Ingeniería Eléctrica con especialidad en Bioelectrónica. Forma parte del grupo académico de docencia en la Universidad Politécnica de Chiapas. Su área de especialidad es la bioinstrumentación y el uso de ultrasonido terapéutico en tejido vivo.