

Medición de impedancia acústica en phantom de tejido biológico

A. M. Durón¹, I. Bazán^{1, *}

¹ Departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad Autónoma de Aguascalientes, Aguascalientes, Ags., México

* ibazan@correo.uaa.mx

Resumen— Las herramientas que permiten una inspección del cuerpo humano con mínima invasión, son foco de interés de los investigadores, por esta razón, el ultrasonido funge como uno de los principales protagonistas en este rubro. En este trabajo se desarrolló el prototipo de una herramienta que permite estimar la impedancia acústica de un medio a partir de la densidad y la estimación de la velocidad ultrasónica en dicho medio. Con la finalidad de validar su funcionamiento se tomaron como referencia valores de impedancia de materiales como agua, alcohol y glicerina, previamente reportados en la literatura. Respecto a los valores de impedancia de dichos materiales encontrados en la literatura, se obtuvo un error máximo del 8.6%. Posteriormente se construyeron phantoms de tejido muscular o a los cuales se le midió la impedancia acústica utilizando la herramienta desarrollada. Se realizaron varias pruebas variando el tipo de aserrín y la pureza de este, clasificado como grueso o fino, acorde a si contenía o no trozos pequeños macizos de madera; dentro de los phantom realizados, el segundo phantom destacó con un valor de 1.49 MRayls, el cual, con un error del 13%, es el que más se aproxima al valor esperado de 1.73 MRayls.

Palabras clave— Impedancia acústica, ultrasonido, densidad, velocidad ultrasónica.

I. INTRODUCCIÓN

Los métodos de diagnóstico no invasivos suelen ser de los más utilizados en el diagnóstico presuntivo de algunas enfermedades, por lo que, en muchas investigaciones se desarrollan herramientas y/o dispositivos que faciliten la generación de este tipo de métodos de diagnóstico.

Bajo esta premisa, éste trabajo se encuentra enfocado en el desarrollo de una herramienta encargada de facilitar la caracterización de cuerpos de prueba para simular tejidos biológicos (phantoms) para ser usados en el desarrollo de tecnologías de diagnóstico no invasiva basadas en el ultrasonido, herramienta que ha sido implementada para el área médica como medio de detección, desde el año de 1953 [1 - 2].

Se establece la definición del sonido como una onda longitudinal, resultado de una perturbación mecánica cuyo desplazamiento depende de las propiedades elásticas del mismo. Por su parte, el ultrasonido es físicamente definido como vibraciones a frecuencias imperceptibles para el oído

humano, ya que exceden el rango audible para el oído (20 a 20kHz), además, comparte las mismas propiedades físicas del sonido perceptible, como lo son: reflexión, absorción y dispersión [2 - 4].

Además, el ultrasonido presenta cualidades individuales que lo caracterizan y lo destacan entre los demás equipos y sistemas de análisis [3] [5 - 7]:

- Bajo costo.
- Seguro (no ionizante).
- Accesible.
- Reproducible.
- Poco espacio.

II. IMPEDANCIA ACÚSTICA

El análisis realizado bajo la emisión y registro de ecos ultrasónicos es el resultado de los principios físicos de reflexión y refracción de las ondas ultrasónicas sobre el tejido humano. La reflexión es ejercida en el cambio de superficies al pasar de un medio a otro, esto ocurre debido a la resistencia a la propagación del sonido (impedancia acústica) según su composición, que en el cuerpo puede apreciarse en las capas que conforman los tejidos, sin embargo, no existe una diferencia significativa entre ellas, hasta alcanzar el segmento óseo [3 - 5].

De esta manera, la impedancia acústica es descrita por varios autores como un fenómeno de reflexión y absorción a partir de una superficie de separación entre dos medios. Se han derivado diferentes ecuaciones que describen este fenómeno, como puede ser la relación entre la presión ejercida sobre la superficie y la velocidad de esta, sin embargo, este trabajo se basa en la siguiente relación:

$$Z_{ac} = \rho \cdot c, \quad (1)$$

dónde se percibe que el producto de la densidad (ρ) y la velocidad de propagación (c) dan como resultado el valor de la impedancia acústica (Z_{ac}) [8 - 9].

II. METODOLOGÍA

La herramienta fue desarrollada en el software MATLAB®, debido a la eficiencia en el ámbito de procesamiento de datos. En la Figura 1 se muestra el diagrama a bloques.

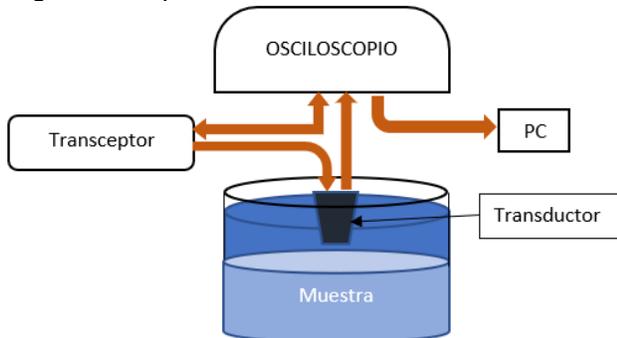


Fig. 1. Diagrama de bloques que representa la conexión entre dispositivos, a su vez, la dirección de la flecha, indica la transmisión de los datos.

Se implementó la comunicación entre el osciloscopio y la PC mediante un driver (VISA), que contiene la documentación necesaria para el control exitoso de instrumentos conectados a la de diferentes buses de comunicación, mediante protocolos. La administración y el monitoreo de los datos tanto enviados como recibidos se realizó mediante el Toolbox de Matlab “Instrument Control”, brindando una experiencia más interactiva a la hora de establecer interacciones entre un equipo de monitoreo y una computadora [10 - 12].

Finalmente se desarrolló una interfaz para el usuario (Fig 2), en la cual se pueden ingresar los siguientes datos: Dimensiones de la muestra (distancia), masa, volumen y densidad. Cuando la densidad de la muestra es conocida, no es necesario ingresar los datos de volumen y densidad; sin embargo, cuando la densidad del medio a caracterizar no es un parámetro previamente conocido, como es el caso de los phantoms de tejido elaborados en laboratorio, se puede ingresar el volumen (v) y la masa (m) de la muestra para que la herramienta realice el cálculo de la densidad mediante:

$$\rho = \frac{m}{v}, \quad (2)$$

Para realizar el cálculo de la velocidad, son necesarios dos ecos, para este fin, fue indispensable el uso de una superficie reflectante (Fig. 3), que permitiera generarlos. Se implementó un pequeño disco con dos barras cilíndricas delgadas de diferente longitud y cuyos extremos son planos para evitar fenómenos de dispersión. La diferencia de altura entre dichas barras es un parámetro fijo y conocido, y es ingresado a la interfaz en unidad de metros (en el campo “distancia”).

La herramienta fue validada con tres diferentes materiales de referencia: agua, alcohol y glicerina, cuyo valor de impedancia es conocido y ha sido medido en otros trabajos. Posteriormente se diseñó y construyó un phantom con el propósito de emular las propiedades acústicas del músculo: una velocidad en el rango de 1545 m/s a 1631 m/s, y un valor de impedancia de alrededor de los 1.6 MRayls, por lo que se realizaron diversas pruebas con la combinación de diversos materiales, [13 - 14].

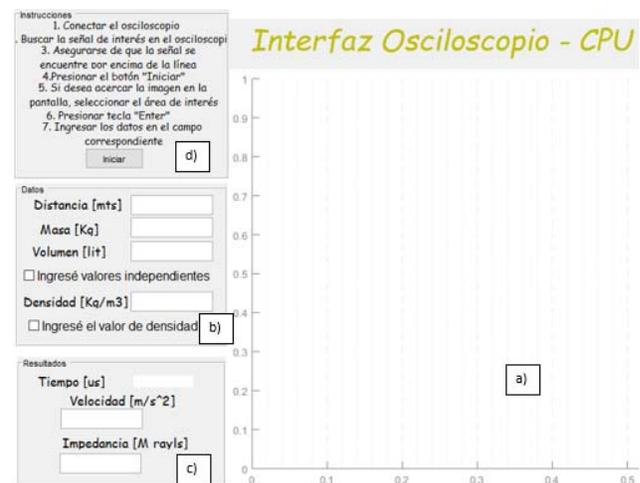


Fig. 2. Segmento de la interfaz final de la herramienta, en la cual destacan: a) el espacio para los ecos del osciloscopio, b) el apartado para ingresar los datos, c) la ventana de resultados y d) las instrucciones de usuario.

Utilizando el disco con las puntas reflejantes (Fig. 3), inmerso en la sustancia o incrustado en el phantom, fue posible captar los ecos que genera tras ser radiado y que las ondas colisionaran con él. Dichos ecos, registrados con el osciloscopio son cargados a la interfaz de la herramienta

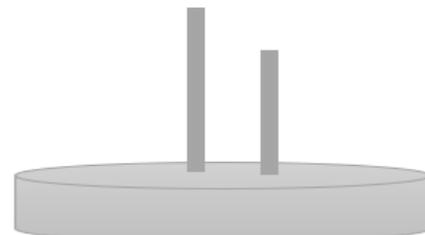


Fig. 3. Esquema del disco reflejante con dos barras paralelas separadas por una distancia de 4.41 mm.

Para realizar las medidas, se estableció un procedimiento dependiendo de la muestra. En el caso de los materiales para la validación de la herramienta, el transductor se sumergía directamente en el material a caracterizar, sin embargo, para el análisis de phantoms (fig. 4), fue necesario llenar el resto del envase con agua y sumergir el transductor.

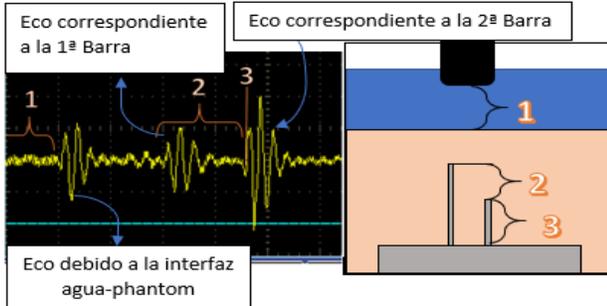


Fig. 4. Imagen de correspondencia de los ecos con el segmento de la muestra, donde se destaca: 1) el trayecto desde el transductor hasta encontrar el primer medio (phantom), 2) segmento que contiene el eco debido a la aguja más alta y el trayecto hacia la aguja más corta 3) el inicio del eco debido a la aguja más corta.

La conexión entre el osciloscopio Tektronix MSO 2012B y la computadora, fue mediante el cable Ackteck USB 2.0, permitiendo la transmisión de los datos recabados de la pantalla del osciloscopio y mostrados en la interfaz (Fig. 5).

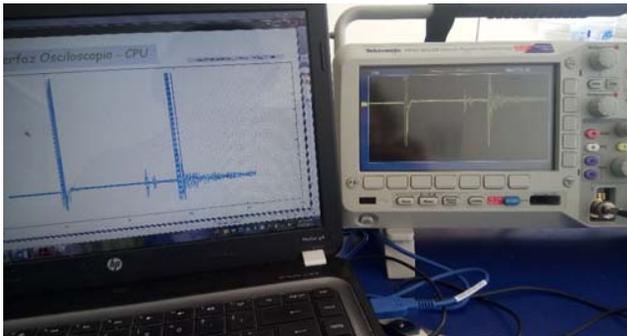


Fig. 5. Señal del osciloscopio desplegada en la interfaz desarrollada.

Posterior a la adquisición de los ecos, la interfaz permite al usuario seleccionar con el cursor, el inicio y fin del segmento que corresponde a la distancia entre barras (segmento 2 de la Figura 3), con la finalidad de determinar el tiempo de vuelo de la onda, para poder calcular la velocidad (Fig. 6).

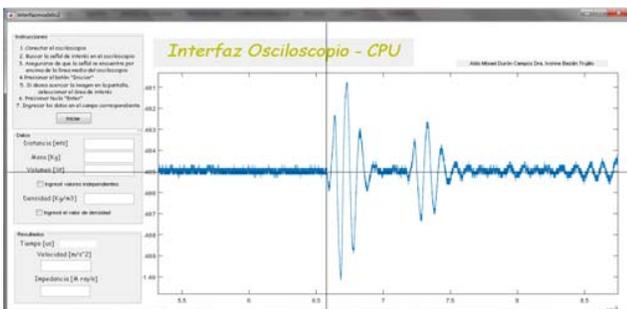


Fig. 6. Cursor colocado en el inicio del eco debido a la barra más alta.

Tras haber ingresado los valores en el apartado correspondiente y haber seleccionado el segmento de interés, la sección de resultados se actualizará automáticamente, mostrando los valores correspondientes (Fig. 7).

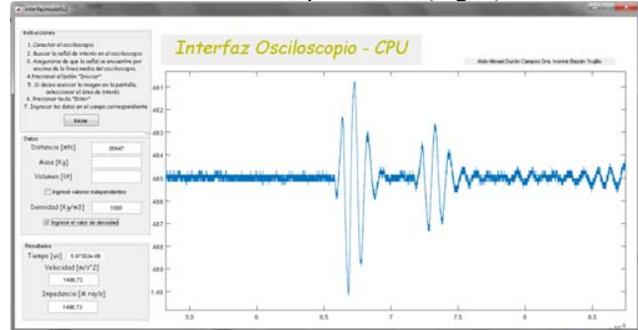


Fig. 7. Interfaz actualizada con los valores calculados.

III. RESULTADOS

A. Validación de la herramienta

Con la finalidad de aseverar el funcionamiento correcto y confiable de los resultados arrojados por la herramienta, se realizaron medidas utilizando medios de referencia tales como: agua, alcohol y glicerina, las que posteriormente se compararon con lo establecido en la literatura. Los resultados se plasman en la Tabla 1 [15 - 16].

TABLA I
 SUSTANCIAS CARACTERIZADAS

Sustancia	Valores arrojados		
	Impedancia literatura (MRayls)	Impedancia obtenida (MRayls)	Error (%)
Agua	1.44	1.2	16.6
Alcohol	.92	1	8
Glicerina	2.4	2.24	6

Tras caracterizar las sustancias, se percibe que, para el caso del agua, a pesar de haber obtenido una diferencia de 2 décimas, se ve reflejado un error bastante grande, sin embargo, el error disminuye considerablemente para el alcohol y la glicerina.

B. Resultados de phantoms

El phantom fue elaborado con materiales como Agar (2.5%), Glicerol (5%), agua destilada (92.5) y aserrín como principales componentes para tratar de simular las características acústicas del tejido muscular, cuya velocidad ultrasónica es de 1588 m/s y su impedancia, se realizaron diversas muestras utilizando diferentes concentraciones de cada una, para tratar de lograr los valores esperados.

Los resultados obtenidos de velocidad e impedancia de los phantom realizados especificando el tipo de aserrín utilizado, se ve en la Tabla 2.

Se estima que el valor de la velocidad acústica en musculo tiene un valor de 1588 m/s por lo que el cuarto phantom con

un error del 6.36%, se acerca más al valor, mientras que para la impedancia es de 1.73 MRayls, por lo que nuestro segundo phantom, con un error del 13% fue el más aproximado.

TABLA II
PHANTOM

No. phantom	Apariencia			
	Aserrín	Concentración	Velocidad (metros/seg)	Impedancia (MRayls)
1	Fino – Grueso	13.5g/lt	1,769	2.1
2	Grueso	27 g/lt	1,377	1.49
3	Fino	13.5 g/lt	1,470	1.323
4	Fino	27 g/lt	1,487	1.168

IV. DISCUSIÓN

Es posible apreciar que la variación del tipo de aserrín implementado en los materiales de prueba influye de manera directa con la rigidez, arrojando valores variables tanto de velocidad como de impedancia, además de la incursión de otros materiales, como lo es el glicerol en el caso del phantom no. 4, que también modifica las características acústicas rotundamente.

Podemos destacar, en cuestión de velocidad, el phantom no. 4 ya que con un valor de 1487 m/s, es el más próximo a alcanzar el valor deseado de 1588m/s, lo que representa un error del 6.36%. por otra parte, en cuanto a la impedancia acústica, se obtuvo un valor de 1.49 MRayls, que en comparación con el valor de referencia de 1.73 MRayls, presenta un error del 13.8%.

V. CONCLUSIÓN

La herramienta mostró un comportamiento bastante preciso (con errores cercanos al 5%, tanto para el caso de los phantoms como de las sustancias caracterizadas), sobre la estimación de los parámetros medidos, se debe considerar que la precisión con la que el usuario determina el inicio y fin de un segmento introduce un error en la medida, para solventar este aspecto, en un futuro se desea implementar una técnica automatizada para la detección de los ecos de interés.

Los phantom como herramienta son bastante útiles al realizar prototipos o como objetos complementarios al analizar parámetros específicos, sin embargo, el cuidado al momento de prepararlos es indispensable, debido a que cualquier alteración puede conllevar a resultados no deseados o inclusive no adquirir la consistencia necesaria para su estudio, por lo que se recomienda extremo cuidado.

RECONOCIMIENTOS

Se agradece el apoyo de la Universidad Autónoma de Aguascalientes por su apoyo a este trabajo mediante el

proyecto No. PII18-4 y al PRODEP mediante el proyecto UAA-PTC-193-OF. NO. 511-6/17-7572.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] V. d. Wall E, "Crown years for non-invasive cardiovascular imaging (Part IV): 30 years of cardiac computed tomography," *Netherlands Heart Journal*, n° 21, pp. 315-318, 2013.
- [2] D. Fabián, L. A. Barrosa, J. Reynolds, A. J. Lewis y I. R. Mogollón, "Ultrasound: from bats to non-invasive cardiology", *Revista Colombiana de Cardiología*, vol. 24, n° 2, pp. 191-195, 2017.
- [3] J. León, D. Gálvez, M. Arcas, S. Paniagua y M. Pellicer, *Fisioterapeutas del Servicio Gallego de Salud*, España: Mad, 2006.
- [4] H. R. Luis Duque, *Semiología Médica Integral*, Medellín: Universidad de Antioquia, 2006.
- [5] J. Ahonen, T. Lahtinen, M. Sandström, P. Giuliano y R. Wirhed, *Kinesiología y Anatomía Aplicada a la Actividad Física*, Barcelona: Paidotribio, 2001.
- [6] G. Poggio, J. Mariano, L. Gopar y M. E. Ucar, "La ecografía primero: ¿Por qué, cómo y cuándo?," *REVISTA ARGENTINA DE RADIOLOGÍA*, pp. 1-12, 2015.
- [7] J. M. Porcel, "Ecografía pleural para clínicos," *Revista Clínica Española*, vol. 216, n° 8, pp. 427-435, 2016.
- [8] J. Carbajo, T. V. Esquerdo, A. V. Nadal-Gisbert, J. Ramis y F. D. Denia, "ABSORCIÓN ACÚSTICA DE HORMIGÓN PERFORADO," *EUROPEAN SYMPOSIUM ON VIRTUAL ACOUSTICS AND AMBISONICS*, 2015. En memorias del XLVI Congreso Español de Acústica.
- [9] F. Bianco, T. Luca, G. Licitra y M. Cerchiai, "Loudspeaker FEM modelling: Characterisation of critical aspects in," *Applied Acoustics*, vol. 124, pp. 20-29, 2017.
- [10] Mathworks, "MATLAB," MathWorks, [En línea]. Available: <https://www.mathworks.com/products/matlab.html>. [Último acceso: 29 Septiembre 2017].
- [11] TEKTRONIX, "What is TekVISA?," TEKTRONIX, 2017. [En línea]. Available: <https://www.tek.com/support/faqs/what-tekvisa-0>. [Último acceso: 13 Octubre 2017].
- [12] MathWorks, "Instrument Control Toolbox," Mathworks, 2017. [En línea]. Available: <https://www.mathworks.com/products/instrument.html>. [Último acceso: 13 10 2017].
- [13] M. A. Granados, "Principios básicos de ecografía," 30 March 2016. [En línea]. Available: https://continuum.aeped.es/files/guias/Material_descarga_unidad_1_e_cocardiocopia.pdf. [Último acceso: 30 September 2017].
- [14] M. C. Niels Kuster, "Tissue Properties," IT'IS FOUNDATION, 2015. [En línea]. Available: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/acoustic-properties/speed-of-sound/>. [Último acceso: 13 October 2017].
- [15] V. SOFTWARE, "Densidad del agua líquida entre 0 °C y 100 °C," [En línea]. Available: http://www.vaxasoftware.com/doc_edu/qui/denh2o.pdf. [Último acceso: 21 Septiembre 2017].
- [16] V. SOFTWARE, "Tabla de densidades," [En línea]. Available: http://www.vaxasoftware.com/doc_edu/fis/densidades.pdf. [Último acceso: 21 Septiembre 2017].