

Construcción de tejido simulado para el análisis de señales ultrasónicas para la detección de cambios en la temperatura interna de la mama.

Alejandra Guzmán Rodríguez¹, Ivonne Bazán Trujillo².

¹ Estudiante de posgrado, SEPI, ESIME Zacatenco, Instituto Politécnico Nacional, México, D.F.

² Profesora Investigadora, SEPI, ESIME Zacatenco, Instituto Politécnico Nacional, México, D.F.

Resumen— Wild y Reid, en 1953 llevaron a cabo el primer estudio ultrasónico, logrando detectar un tumor de 7mm usando un transductor casero de 15 MHz. Desde entonces la caracterización de tejido patológico ha hecho uso de las propiedades de propagación del ultrasonido (velocidad, coeficientes de dispersión, absorción y atenuación) y su variación con las características del tejido biológico estudiado (edad, tratamiento, temperatura, estado patológico, etc.) para lograr diagnósticos oportunos y certeros que permitan beneficiar a un amplio sector de la población, sin embargo en sus inicios el diagnóstico por medio de ultrasonido se veía limitado debido a su incapacidad de detección para tumores en etapas tempranas y el no poder distinguir entre lesiones malignas o benignas, sin embargo, numerosos trabajos se han enfocado en crear algoritmos que permitan lograr un diagnóstico cada vez más temprano y preciso a través del ultrasonido. Para lograr lo anterior diversos autores han experimentado el comportamiento en diferentes parámetros de las señales que se adquieren luego de incidir un haz ultrasónico a través de estructuras que simulan las características acústicas de tejido biológico con lesiones tales como carcinomas, las estructuras mencionadas anteriormente se conocen como phantoms.

El presente trabajo presenta el procedimiento usado para la construcción de un phantom que simule las características acústicas de tejido mamario con una elevación de temperatura focalizada en un punto conocido para probar la hipótesis de que mediante el procesamiento de señales ultrasónicas es posible realizar una estimación cuantitativa de cambios de temperatura interna en tejido biológico, específicamente en mama, esto con el propósito de poder asociar dichos cambios térmicos a patologías tales como el cáncer de mama.

Palabras clave— Ultrasonido, mama, estimación de temperatura, caracterización, phantom.

I. INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es una proliferación maligna de las células epiteliales que revisten los conductos o lobulillos de la mama, representa alrededor de un 33% de los tumores malignos en la población femenina [1].

A pesar de saberse que el cáncer de mama es una patología latente y de gran importancia en nuestra sociedad, y a pesar de la cultura y campañas de prevención los diagnósticos tardíos son los más frecuentes, Lopez, Torres et al (2001) mencionan que en México el 90% de los casos de cáncer de mama son detectados en etapas avanzadas, la mayoría de las veces por la misma paciente y no por ningún examen de diagnóstico [2]. Matters, López y Murray, analizaron la etapa de evolución del cáncer de mama al momento de ser diagnosticado e indican que el porcentaje promedio registrado en el Sistema de Información de Cáncer de la Mujer (SICAM) de 2003 a 2008 es el siguiente: estadios 0 y I, 9.2%; estadio II, 32.8%; estadio III, 30.0%; estadio IV, 7.4%; y no clasificable, 20.6% [3]. Lo anterior nos dice que 90.8% de los casos de cáncer es diagnosticado en etapas tardías o no clasificables.

Desde el siglo pasado se ha buscado utilizar al ultrasonido como una alternativa viable y eficaz en el diagnóstico de enfermedades tales como el cáncer de mama.

Bamber y Hill en 1979 encontraron diferencias entre la velocidad que alcanza el ultrasonido en tejidos suaves grasos y no grasos, mientras que en el primero la velocidad disminuye a medida que la temperatura se eleva, en el segundo dicha velocidad se ve incrementada proporcionalmente con la temperatura [4], sus trabajos iniciaron la caracterización de tejidos mediante señales ultrasónicas y sentaron las bases para que otros autores reportaran estudios enfocados a la patología de un tejido. Seip y Ebbini, basados en los fenómenos que ocurren en dependencia con el aumento de temperatura en los tejidos (cambios en la velocidad de propagación de las ondas ultrasónicas y expansión del medio en el que se propagan)

desarrollaron un método para detectar cambios en la temperatura interna del hígado basado en los cambios en la frecuencia de la señal reflejada, lo anterior debido a que el tejido puede ser visto como una red de dispersores y los tiempos de vuelo de los ecos que estos producen cambian debido al aumento de la velocidad de las ondas que inciden en el o a una mayor distancia entre ellos, producto de la expansión térmica [5], dicho logró planteó la posibilidad de relacionar la presencia de tejido patológico con un cambio de temperatura interna en otros órganos, por ejemplo, la mama.

Teixeira, Pereira, Ruano y Ruano a través del uso de redes neuronales artificiales propusieron un método que relaciona los cambios en los ecos ultrasónicos en el dominio temporal con una estimación de temperatura, logrando una precisión en las estimaciones de 0.22 ° C. En dicho trabajo se utilizó una estructura multicapa que simula las propiedades acústicas del tejido biológico (phantom), realizando estimaciones utilizando 8 diferentes frecuencias para garantizar una estimación de temperatura correcta bajo diferentes condiciones operacionales. Se utilizó un transductor ultrasónico terapéutico para calentar una parte del phantom de aproximadamente 3.5 cm. Para llevar a cabo la estimación térmica se llevó un censado a temperatura ambiente, otro calentando al medio en el que se encontraba el phantom y nuevamente al enfriarse el mismo [6].

Huang y Li (2005), propusieron que la distribución de la velocidad de sonido podía ser usada para distinguir entre tejido graso y canceroso, debido a que en el tejido canceroso la velocidad viaja más rápido y el coeficiente de atenuación es mayor que en un quiste [7].

Con base en los estudios anteriores se planteó la construcción de un phantom para realizar diferentes experimentos con el fin de probar la hipótesis de que mediante el procesamiento de señales ultrasónicas es posible una estimación térmica en el interior de tejido mamario para posteriormente verificar la relación existente entre dichos cambios de temperatura y alguna patología como el cáncer de mama con el fin de auxiliar el campo de diagnóstico patológico de la misma. Al ser esta estimación mediante ultrasonido se aminorarían gastos para la paciente, se evitaría el uso de radiaciones ionizantes y se disminuiría el dolor perceptible por el usuario a la hora de realizarse un examen.

II. METODOLOGÍA

Debido a que el presente proyecto forma parte de un proceso de tesis de maestría, actualmente se encuentra en una etapa inicial, por lo que para fines prácticos en la

obtención de resultados se realizó la construcción y caracterización de un phantom de mama.

Se investigaron diferentes prototipos, sin embargo, un modelo patentado por Ernest L. Madsen, James A. Zagzebski, Richard A. Banjavic y Michele M. Burlew [8] sobresalió por la proximidad de sus parámetros acústicos y relativa simplicidad de construcción, siendo este elegido para recrearse con pequeños ajustes en la proporción de sus componentes con el fin de con fin de experimentar con él.

La metodología de su construcción y caracterización fue la siguiente:

Haciendo uso de una balanza milimétrica se midieron las siguientes concentraciones de agua destilada como solvente al 95.5%, agar al 4.5% (Permite la inclusión de moléculas dispersoras, al mismo tiempo que provee un objeto semisólido que puede tener variedad de formas y posee buenas características acústicas) y 6.25g. de grafito (25g/l para promover la dispersión de onda.)

Una vez teniendo las concentraciones de cada material se procedió a calentar en una parrilla eléctrica con agitador magnético el agua destilada hasta los 40°C, momento en que se empezó a incorporar el agar a la solución en pequeñas cantidades y de manera continua hasta los 65°C para después añadir a la mezcla el polvo de grafito hasta que se alcanzó una temperatura de alrededor de 70°C. La mezcla se dejó reposar y enfriarse para su solidificación. El cálculo de la velocidad y la impedancia acústica del phantom se realizó haciendo incidir una onda ultrasónica en el phantom e identificando el tiempo de inicio de los ecos resultantes, mediante las siguientes ecuaciones y conociendo la distancia del transductor ultrasónico a los límites del phantom.

$$C=2*d/t \tag{1}$$

$$\alpha= (20/(p2 - p1)) [LogVpp2 - Log Vpp1] \tag{2}$$

$$z= \rho *c, \rho= m/V \tag{3}$$

Donde C es la velocidad ultrasónica, d junto con p1 y p2 la distancia de distintas superficies del phantom al transductor, t el tiempo de inicio del eco generado, Vpp1 y Vpp2 el voltaje pico a pico de los ecos, ρ es la densidad del phantom y z la impedancia acústica.

Los resultados de la caracterización se muestran a continuación.

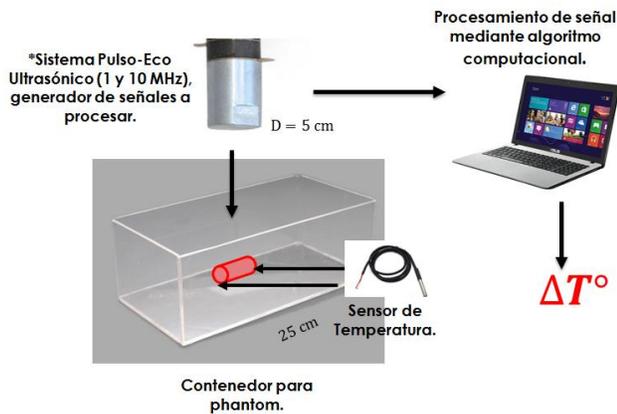
**TABLA 1
PROPIEDADES ACÚSTICAS DEL
PHANTOM**

PARAMETRO ACÚSTICO	Valor reportado en estado del arte	Valor alcanzado en phantom
VELOCIDAD DE DISPERSIÓN	1540 m/s.	1540 m/s.
IMPEDANCIA ACÚSTICA	$1.6 \times 10E6$ kg/m ² s.	$1.642 \times 10E6$ kg/m ² s.
ATENUACIÓN	0.55 dB/cmHz.	0.6 dB/cmHz.

III. RESULTADOS

Esquema experimental

El diseño experimental se propone de manera tal que en el contenedor mostrado se construya el phantom para mediante un mecanismo externo elevar la temperatura de una región de ubicación y dimensiones conocidas, una vez conseguido esto, el transductor ultrasónico superior hará incidir ondas que permitan obtener señales para procesar y mediante un algoritmo computacional realizar la estimación térmica.



* Trabajo desarrollado en el laboratorio de Sistemas y Señales, ESIME Zacatenco, IPN.

Hasta ahora se ha llevado a cabo el diseño del contenedor y la caracterización del sistema de temperatura de referencia que presenta el comportamiento mostrado en la siguiente gráfica.

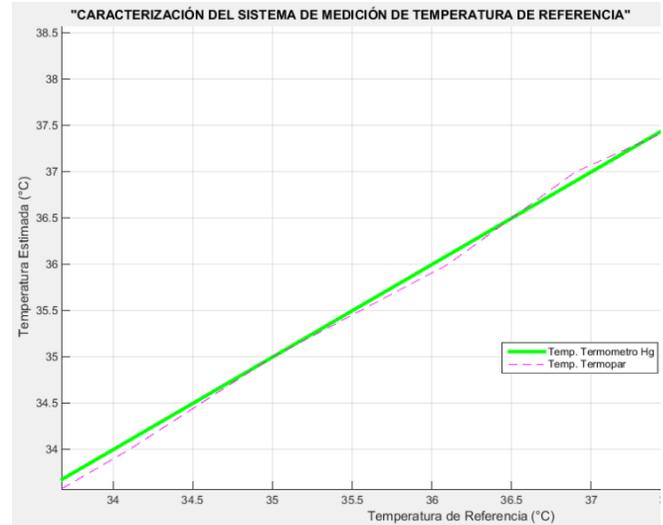


Figura 1. Caracterización del sistema de termometría.

Como trabajo en curso y a realizar antes del término del semestre se obtendrán señales ultrasónicas para procesar y realizar una estimación de cambios en la temperatura total del phantom.

El proceso experimental aún se encuentra en proceso, sin embargo, en aproximadamente un mes podrán ser recopilados los resultados de la estimación térmica que permitan comprobar o refutar la hipótesis planteada.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Lippman, M. E. (2012). Cáncer de mama. En D. L. Longo, D. L. Kasper, J. L. Jameson, A. S. Fauci, S. L. Hauser & J. Loscalzo (Eds.), Harrison. Tratado de Medicina Interna (pp 754 - 763). México D.F. Ed Mc. Graw Hill.
- [2] López L., Torres L., López M. & Rueda C. (2001). Identificación de lesiones mamarias malignas en México. Salud Pública de México, 43(3), 199-202. Recuperado en 31 de julio de 2014, de http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_art_text&pid=S0036-

36342001000300004&lng=es&tlng=es.

[3] Mathers C. D., Lopez A. D. & Murray C. J. L. (2006). The Burden of Disease and Mortality by Condition: Data, Methods, and Results for 2001. En Lopez A. D., Mathers C. D., Ezzati M, et al. (Eds.), Global Burden of Disease and Risk Factors. Washington D. C. World Bank. Recuperado de: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK11808/>

[4] Bamber J.C. and Hill C.R., 1979, Ultrasonic attenuation and propagation speed in mammalian tissues as a function of temperature, *Ultrasound in Med & Biol*, 5, 149-157. Kojima, Y., & Tsunoda, H. (2011). Mammography and ultrasound features of triple-negative breast cancer. *Breast Cancer*, 18(3), 146-151.

[5] R. Seip and E. Ebbini, "Noninvasive estimation of tissue temperature response to heating fields using diagnostic ultrasound," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 8, pp. 828-839, Aug. 1995.

[6] Teixeira, C. A., Pereira, W. C. A., Ruano, A. E., & Ruano, M. G. (2010). On the possibility of non-invasive multilayer temperature estimation using soft-computing methods. *Ultrasonics*, 50(1), 32-43.

[7] Huang, S. W., & Li, P. C. (2005). Ultrasonic computed tomography reconstruction of the attenuation coefficient using a linear array. *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, IEEE Transactions on, 52(11), 2011-2022.

[8] <http://www.google.com/patents/US4277367>