

# PROTOTIPADO RÁPIDO DE FANTOMAS CRANEALES PARA LA EVALUACIÓN METROLÓGICA DEL ULTRASONIDO TRANSCRANEAL FOCALIZADO DE BAJA FRECUENCIA

F. Acquaticci<sup>(1)</sup>, S. N. Gwirc<sup>(2)</sup>, S. E. Lew<sup>(3)</sup>

facquaticci@inti.gob.ar

<sup>(1)</sup> Departamento de Seguridad de Productos Electrónicos. Laboratorio de Ultrasonido – INTI

<sup>(2)</sup> Departamento de Ingeniería e Investigaciones Tecnológicas – UNLaM

<sup>(3)</sup> Grupo de Neuroingeniería. Instituto de Ingeniería Biomédica – UBA

Palabras Clave: Fantomas craneales; Ultrasonido transcraneal; Metrología ultrasónica médica

## INTRODUCCIÓN

La medición y caracterización de los campos de ultrasonido (US), tanto para diagnóstico como terapéuticos, se ha vuelto cada vez más importante y responde a razones de seguridad y regulatorias, al existir un riesgo potencial para el paciente. En lo que se refiere a la seguridad del US, se consideran fundamentales la medición de la potencia ultrasónica y el conocimiento de la distribución espacial del campo de US. Para esto último se realizan mediciones utilizando un hidrófono, siguiendo las prescripciones para los barridos de trama y de línea especificadas en la norma IEC61689.

Sin embargo, la propagación del US a través del cráneo se verá más o menos perturbada debido a las aberraciones que este último introduce en el campo acústico, por lo que se requerirá utilizar un fantoma anatómicamente correcto, cuyas propiedades y geometría puedan ser caracterizadas, a fin de poder validar la propagación transcraneal y los campos intracraneales.

## OBJETIVOS

Determinar la resolución espacial del campo ultrasónico intracraneal que resulta de la emisión de un haz de US axicónico para estimulación cerebral a una frecuencia acústica de 445 kHz, utilizando un modelo físico artificial, o fantoma, cuyas propiedades anatómicas y su arquitectura acústica sea similar a la del hueso parietal humano.

## DESARROLLO

El fantoma se diseñó a partir de imágenes de resonancia magnética (IRM) de la cabeza, mediante la segmentación de mallas poligonales de la porción parietal del cráneo de un conjunto de vóxeles de 2mmx2mmx2mm del cuerpo humano [1]. Posteriormente la malla 3D fue segmentada y suavizada con Autodesk

Meshmixer®. Una vez modelado, el fantoma se materializó por estereolitografía en una impresora 3D Stratasys® Connex 500 polyjet.

En la Figura 1 se ilustra el proceso de prototipado del fantoma del hueso parietal izquierdo del cráneo humano. Las propiedades acústicas del material y las incertidumbres obtenidas en las mediciones se muestran en la Tabla 1. Los valores de velocidad del sonido y densidad se encuentran comprendidos entre los valores mínimos y máximos informados para el hueso cortical y el hueso trabecular en la base de datos de propiedades de tejidos biológicos de la Fundación Suiza IT'IS [2].

Para probar los efectos del cráneo en el campo de US, se insertó un fragmento del fantoma de hueso parietal de 5 mm de espesor entre el proyector ultrasónico (PU) y un hidrófono de aguja (Force Technology MH28-5), como se muestra en la Figura 2, separado 2 mm de la lente del PU, simulando las interfases tejido-hueso.

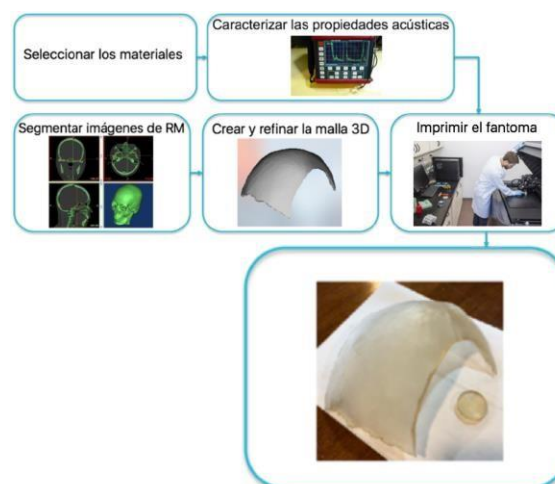


Figura 1: Proceso de modelado y prototipado del fantoma.

Tabla 1: Propiedades acústicas del material.

Vel. de ondas longitudinales (ms <sup>-1</sup> )	Vel. de ondas de corte (ms <sup>-1</sup> )	Atenuación (dB.cm <sup>-1</sup> )	Densidad (kg m <sup>-3</sup> )
2495±8	1081±31	3,7±0,1	1180

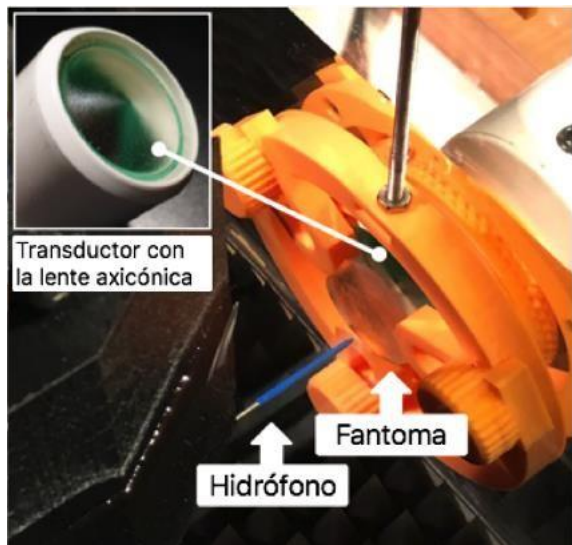


Figura 2: Fotografía del tanque de prueba anecoico empleado para realizar el barrido de trama del campo acústico.

**RESULTADOS**

En la Figura 3 se compara el campo intracraneal resultante, con el campo de US medido en condiciones de campo libre. La dimensión lateral del haz medida en el foco, para una caída de presión de 6 dB, se incrementa de 3,5 mm a 5 mm después de la transmisión craneal. La amplitud de los lóbulos secundarios se mantuvo siempre muy por debajo del umbral de 6 dB. Se caracterizó también el campo acústico en la dirección axial. La profundidad de enfoque se redujo a 18 mm, esto es 4 mm menos que la profundidad de foco medida en la condición de campo libre. La pérdida por inserción (PPI) resultó ser de aproximadamente 6 dB. En la Tabla 2 se indican las variaciones en la focalización intracraneal respecto de campo libre.

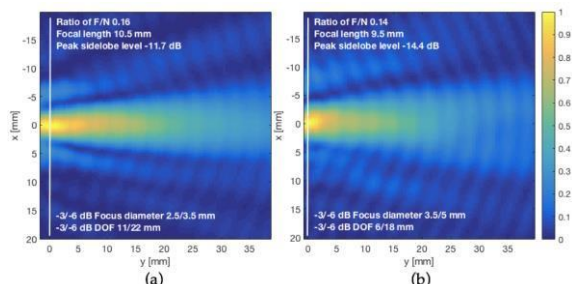


Figura 3: Ultrasonido enfocado a través del fantoma de cráneo humano. Medición experimental del campo de presión (a) en espacio libre; (b) después de la transmisión transcraneal. La línea blanca indica el foco.

Tabla 2: Caracterización de la focalización.

Parámetro	Campo libre (mm)	Campo intracraneal (mm)	Variación (%)
Distancia focal	10,5±0,5	9,5±0,5	-9,5
Profundidad de foco	22±0,5 (-6dB)	18±0,5 (-6dB)	-18
Diámetro de foco	3,5±0,25 (-6dB)	5±0,25 (-6dB)	+43
Nivel de lóbulo lateral	-11,7 dB	-14,4 dB	+23

**DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES**

La dispersión debida a la estructura porosa del cráneo puede reducir la transmisión de US focalizado, si bien la dispersión aleatoria resultante atenuaría los efectos de una interferencia destructiva. A bajas frecuencias, las dimensiones de las inhomogeneidades del cráneo son más pequeñas que  $\lambda/2$  y el haz de US no sufrirá una dispersión significativa.

El incremento del 18% en la resolución axial está asociado a un efecto no lineal en el punto de inserción en el cráneo creando un campo de presión con una zona focal más comprimida [3]. Por otro lado, hay una pérdida de aproximadamente el 40% de la resolución lateral del haz. Se halló una buena coincidencia entre el campo de presión simulado y experimental, siendo la diferencia total entre las áreas focales de 1,5%. Se observaron pequeñas variaciones en la focalización para diferentes espesores del cráneo, comprendidos entre  $\lambda/4$  y  $\lambda$ , debido a las discontinuidades de impedancia acústica que existen en las interfases tejido-hueso y hueso-tejido, a ambos lados del cráneo, resultando los desvíos promedio del enfoque inferiores a 2 mm.

A diferencia del uso de tejidos ex-vivos, los fantasmas pueden mantener sus propiedades físicas y acústicas sin cambios durante largos períodos de tiempo. Para la validación durante el desarrollo y la verificación de un PU, el uso de fantasmas cumple un papel muy importante como materiales de referencia en los procesos de pruebas y calibraciones.

**REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

[1] Nagaoka, T.; et al. Development of realistic high-resolution whole-body voxel models [...]. Phys. Med. Biol. 2004, 49, 1–15.  
 [2] Hasgall, P.A.; et al. IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues, Version 4.0; May 15, 2018, DOI:10.13099/VIP21000-04-0. itis.swiss/database.  
 [3] Lee, W.; et al. Image-guided transcranial focused ultrasound stimulates human primary somatosensory cortex. Sci. Rep. 2015, 5, 8743.