



FIA 2018

XI Congreso Iberoamericano de Acústica; X Congreso Ibérico de Acústica; 49º Congreso Español de Acústica -TECNIAACUSTICA'18-
24 al 26 de octubre

COMPARATIVA DE LENTES DE FRESNEL MRI COMPATIBLES CONSTRUIDAS EN ÁCIDO POLILÁCTICO

PACS: 43.58.e

Tarrazó-Serrano, Daniel¹; Pérez-López, Sergio¹, Castiñeira-Ibáñez, Sergio¹; Candelas, Pilar¹⁻²; Rubio, Constanza¹⁻².

¹Centro de Tecnologías Físicas, Universitat Politècnica de València. Camí de Vera s/n, 46022, València, Spain.

²Departamento de Física Aplicada, Universitat Politècnica de València. Camí de Vera s/n, 46022, València, Spain.

E-Mail: dtarrazo@fis.upv.es, serpelo1@teleco.upv.es, sercasib@upvnet.upv.es, pcandelas@fis.upv.es, crubiom@fis.upv.es

Palabras Clave: Lentes de Fresnel, Imagen por Resonancia Magnética, Ácido Poliláctico, Focalización de Ultrasonidos

ABSTRACT

Currently, the design of flat lenses is a hot research area in science, capable of focusing ultrasonic beams in a different way than conventional lenses. One of these lenses with high focusing capability is the Fresnel Zone Plate (FZP). The construction material used is a fundamental factor that affects its focusing behavior. In this work, numerical and experimental results of two FZP made of brass and Poly(lactic acid) (PLA) are presented. This material is Magnetic Resonance Imaging (MRI) compatible and it is flexible to print in 3D with low cost.

RESUMEN

Actualmente existe gran interés científico para el diseño de lentes planas, capaces de focalizar haces ultrasónicos de manera distinta a las lentes convencionales. Una de estas lentes con alta capacidad de focalización es la lente de Fresnel (*Fresnel Zone Plate*, FZP). El material de construcción utilizado es un factor fundamental que afecta a su capacidad de focalización. En este trabajo se presentan resultados numéricos y experimentales de dos FZP construidas una con latón y la otra con ácido Poliláctico (PLA). Este material es compatible con la obtención de imágenes por resonancia magnética (MRI) muy versátil para imprimir en 3D con reducido coste.

INTRODUCCIÓN

Las lentes se utilizan en diferentes áreas debido a sus aplicaciones. Una lente es un dispositivo que permite el control de la propagación, la formación de haces y la focalización de la energía que incide sobre la misma. Estos efectos se consiguen a través de las capacidades difractivas y refractivas de las lentes. Algunas áreas como la industria alimentaria [1], la industria farmacéutica [2], sonoquímica [3], biomedicina [4,5] y la construcción [6] utilizan ultrasonidos para diferentes propósitos debido a que las lentes son de gran ayuda para la focalización de la energía. En el campo acústico, las lentes tienen un papel relevante por sus múltiples aplicaciones [7-11]. Existen numerosos ejemplos de usos de lentes acústicas en la industria, biomedicina e



FIA 2018

**XI Congreso Iberoamericano de Acústica; X Congreso Ibérico de Acústica; 49º Congreso Español de Acústica -TECNIAACUSTICA'18-
24 al 26 de octubre**

ingeniería. Debido al interés que suscitan, científicos e ingenieros investigan y desarrollan nuevos diseños y mejoras sobre las ya existentes.

Dependiendo de la aplicación y el tipo de haz, existen diferentes fenómenos físicos en los cuales se basan estas lentes acústicas. Existen lentes acústicas basadas en la variación del índice de refracción a través de un medio. Este tipo de lentes se conocen como las lentes de variación de índice de refracción por gradiente (GRIN). La variación del índice de refracción se logra a través de la creación de laberintos acústicos [12-14]. También se han desarrollado lentes basadas en cristales de sonido o resonadores acústicos [15].

Las lentes basadas en el fenómeno difractivo basan su comportamiento en las interferencias constructivas de los campos de presión. Un ejemplo de estos tipos de lentes son las lentes fractales, capaces de generar diversos focos dependiendo de sus propiedades geométricas fractales [16]. Otro tipo de lentes son las lentes de Fresnel (FZP). Entre las diferentes formas de implementar FZP, la más común y más fácil es alternar zonas transparentes y de bloqueo de presión, lo que da como resultado una lente de tipo Soret (SZP) [17]. Para obtener estas áreas de bloqueo, se requieren materiales opacos para el sonido. Esto se logra al seleccionar aquellos materiales que tienen un alto contraste de impedancia con el medio anfitrión. Existen trabajos que han implementado las SZP para ultrasonidos basados en este tipo de lentes [18,19].

La impedancia acústica (Z) se define como el producto de la densidad del medio (ρ) y la velocidad de propagación del sonido (c) en él. Cuando se utilizan SZP en aplicaciones de ultrasonidos, el medio de propagación suele ser agua. Uno de los materiales que tiene un alto contraste de impedancia respecto a la del agua y es altamente maleable es el latón. El uso de metales en la construcción de lentes permite obtener un contraste de alta impedancia, pero surgen limitaciones si se tienen que utilizar en campos como la ingeniería biomédica. Estas lentes se pueden utilizar para aplicaciones de ultrasonidos focalizados de alta intensidad (HIFU) guiados por imagen por resonancia magnética (MRI) [20].

La MRI es una técnica no invasiva que utiliza el fenómeno de la resonancia magnética nuclear para obtener información sobre tejidos y órganos. No se pueden introducir elementos incompatibles con MRI en la zona de resonancia. Esto implica que los dispositivos metálicos no pueden ser utilizados en la MRI. Por lo tanto, para poder usar lentes compatibles con MRI, deben construirse en otros materiales. Uno de los materiales capaces de utilizarse en esta técnica es el PLA [21].

El PLA es un material que se ha utilizado recientemente para la implementación de soportes, dispositivos médicos y otros dispositivos compatibles en el entorno MRI [22]. Su fiabilidad ha sido demostrada y dado su bajo coste de construcción combinado con la capacidad de generar elementos *ad hoc*, hacen del PLA un material óptimo que puede usarse para la construcción de lentes acústicas.

En este trabajo se propone la implementación y comparación entre lentes SZP construidas en PLA y latón. Los resultados obtenidos se comparan numéricamente y experimentalmente. Para los resultados experimentales, se ha utilizado el sistema ultrasónico de posicionamiento adquisición de datos de alta precisión perteneciente al Centro de Tecnologías Físicas de la Universitat Politècnica de València. Los resultados numéricos han sido obtenidos utilizando el software comercial COMSOL Multiphysics [23].

METODOLOGÍA Y ANÁLISIS TEÓRICO

La FZP está estructurada en secciones circulares concéntricas conocidas como regiones de Fresnel. Cada región de Fresnel contribuye a la focalización de forma constructiva y coherente. Las regiones consecutivas de Fresnel tienen un desfase de π entre ellas. Los principales parámetros de diseño de la FZP a tratar son la longitud focal (F_L), el número de zonas de Fresnel (N) y la frecuencia de trabajo (f_0). F_L se define como la posición en la coordenada axial donde se focaliza el campo de presión acústica. N incluye secciones circulares opacas y transparentes. En este trabajo, se considera la transmisión acústica subacuática. Una vez que se han establecido los valores de diseño, los radios (r_n) de la lente implementada se pueden obtener usando la Ecuación (1), que depende de todos los parámetros de diseño previos y es válida para la incidencia de onda plana.

$$r_n = \sqrt{n\lambda F_L + \left(\frac{n\lambda}{2}\right)^2} \quad n = 1, 2, \dots, N \quad (1)$$

Sin embargo, estas lentes están diseñadas para aplicaciones de ultrasonidos donde se debe considerar una fuente tipo pistón. Como resultado de esta condición, las lentes FZP que se han implementado en este estudio se han basado en la Ecuación (2) donde d es la separación entre la fuente puntual y la lente.

$$d + F_L + \frac{n\lambda}{2} = \sqrt{d^2 + r_n^2} + \sqrt{F_L^2 + r_n^2} \quad n = 1, 2, \dots, N \quad (2)$$

Tabla 1: Valores de la densidad y velocidad de propagación del sonido.

	Latón	PLA	Agua
ρ (kg/m ³)	8400	1240	1000
c (m/s)	4700	2230	1500

Para evaluar la capacidad de bloqueo de los elementos del FZP, se deben calcular los coeficientes de presión de transmisión (t) del material. En consecuencia, t se define como la relación entre el campo transmitido y el campo incidente. Dada la Ecuación (3), las impedancias de latón y PLA son necesarias para obtener los valores de Z_m . Por lo tanto, la velocidad de propagación del sonido de las lentes se ha caracterizado en el laboratorio mediante la técnica de eco-impulso. Los valores de densidad han sido proporcionadas por el fabricante. Los valores de impedancia tomados para el cálculo t y el modelado numérico se muestran en la Tabla 1.

$$Z_{in} = Z_m \frac{Z_{out} + jZ_m \tan(k_m d)}{Z_m + jZ_{out} \tan(k_m d)} \quad (3)$$

donde k_m es el número de onda, definido como $k_m = \omega/c_m$, considerando $\omega = 2\pi f_0$. Una vez que se obtiene Z_{in} , el coeficiente de reflexión se define en la Ecuación (4).

$$r_{in} = \frac{Z_{in} - Z_{water}}{Z_{in} + Z_{water}} \quad (4)$$

La ecuación que relaciona el campo de presión en función de las impedancias y el coeficiente de reflexión del sistema se define en la Ecuación (5) y se obtiene un valor t en función del material.

$$|t| = \frac{|p_t^+|}{|p_{in}^+|} = \sqrt{1 - |r_{in}|^2} \quad (5)$$

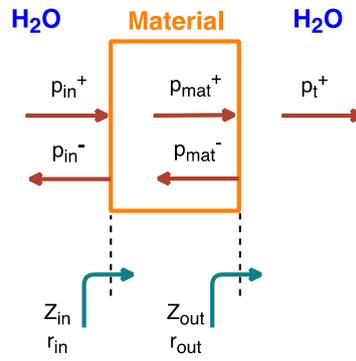


Figura 1: Diagrama de transmisión de las lentes.

Los valores de los coeficientes de transmisión obtenidos usando la Ecuación (5) son 0.23 para agua-latón y 0.97 para agua-PLA. Teniendo en cuenta estos valores, se puede afirmar que una lente construida enteramente de PLA le resultará difícil concentrar suficiente energía en foco, puesto que las regiones de bloqueo contribuirán destructivamente a F_L . Debido a esto, se propone una solución para obtener un contraste de impedancia mayor. Se ha impreso una FZP que incluye una cámara de aire dentro de la estructura. Por lo tanto, se han comparado ambas lentes, una lente entera de PLA y una que dispone de una cámara de aire en su interior.

Para estudiar los fenómenos físicos implicados en la interacción entre las ondas de ultrasonidos y las FZP, ha sido necesario implementar un modelo matemático que simule las características del sistema. El Método de los Elementos Finitos (MEF) se ha utilizado para determinar la distribución de presión de los campos difractados generados por la FZP cuando hay un emisor de tipo pistón. El MEF proporciona una solución numérica aproximada del modelo [24]. Este método realiza una discretización del modelo y resuelve la ecuación diferencial parcial de Helmholtz definida en la Ecuación (6). Debido a la axisimetría de la FZP, el modelo se ha simplificado implementando un semi-lente que girándola respecto a su centro se obtiene la lente completa. Esto facilita la reducción de los grados de libertad necesarios para obtener los resultados de la simulación numérica y de esta forma reducir el tiempo de cálculo. En este trabajo, se simula el caso de una lente Soret FZP ideal. Para modelar un SZP ideal, se han considerado los elementos de bloqueo infinitamente rígidos. Por lo tanto, se presenta una comparación entre el caso ideal y los modelos experimentales.

$$\nabla \left(-\frac{1}{\rho} \nabla p \right) = \frac{\omega^2}{\rho c^2} p \quad (6)$$

Para resolver la ecuación de Helmholtz, se han considerado los valores típicos de agua tales como la densidad del medio ($\rho = 1000 \text{ kg / m}^3$) y la velocidad de propagación del sonido ($c = 1500 \text{ m/s}$). La frecuencia de trabajo del FZP es de 250 kHz y se relaciona con la Ecuación (6) por su relación con la velocidad angular (ω). Finalmente, p corresponde a la presión acústica.

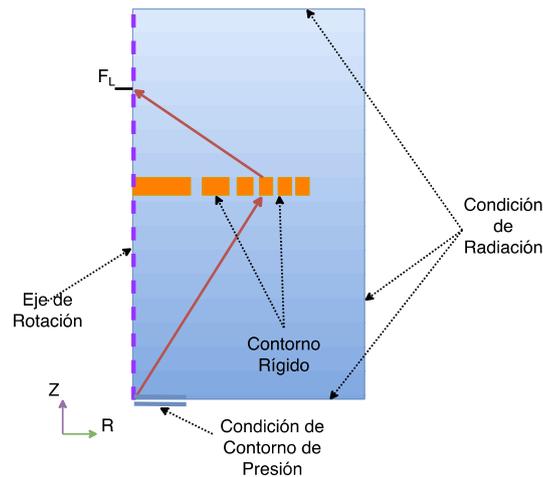


Figura 2: Esquema del modelo simulado en COMSOL Multiphysics.

MONTAJE EXPERIMENTAL

Las lentes se han medido utilizando un sistema de ultrasonidos de inmersión de alta precisión del Centro de Tecnologías Físicas de la Universitat Politècnica de València para validar y comparar los modelos propuestos. El sistema de medición está compuesto por un emisor fijo y un hidrófono acoplado al sistema robótico. Este sistema obtiene resultados precisos que permiten evaluar los fenómenos acústicos involucrados en este tipo de lentes. Como se muestra en la Figura 3, la lente está sumergida en un tanque de agua destilada.

Se utilizó como emisor un transductor plano de tipo pistón de Imasonic con una frecuencia de trabajo central de 250 kHz y un diámetro activo de 32 mm. Como receptor se ha utilizado un hidrófono de tipo aguja de fluoruro de polivinilideno (PVDF) (modelo MPM1/1 Precision Acoustic Ltd.) con un diámetro de 1,5 mm cuya función de transferencia es plana entre 0,2 y 15 MHz \pm 4 dB. El plano acústico se obtiene mediante escaneo automático usando pasos de 1 x 1 mm² [25].



Figura 3: Fotografía del montaje experimental.

RESULTADOS

En este apartado se presentan los resultados tanto experimentales como numéricos a la frecuencia de trabajo 250 kHz. En la Figura 4, se muestran las lentes implementadas en PLA y latón, respectivamente. Ambas lentes de PLA son idénticas y, por lo tanto, sólo se muestra una imagen de ellas. La diferencia es que una de ellas es sólida y la otra tiene una cámara de aire en el interior. Los planos de ganancia se calcularon para comparar todas las lentes de forma coherente. Estos planos son un corte del eje RZ. La ganancia (G) se define como la intensidad obtenida con lente (I) dividida por intensidad sin lente (I_0) como se muestra en la Ecuación (7).

$$G(dB) = 10 \log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (7)$$

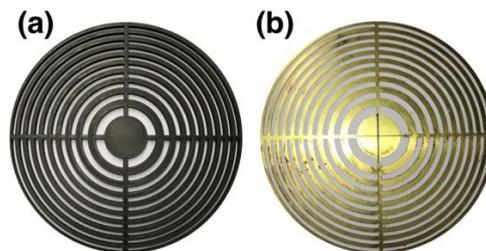


Figura 4: Lentes FZP construidas en (a) PLA y (b) latón.

En la Figura 5, se muestran los planos de ganancia. La distancia focal diseñada para la frecuencia de 250 kHz es de 50 mm. Se puede observar que en los casos de latón y simulado (caso ideal), el foco está perfectamente ubicado en F_L . Sin embargo, hay un desplazamiento de 10 mm en F_L en la FZP de PLA y PLA con cámara de aire. Esto se debe a las dos interfaces de PLA. Como resultado de la falta de capacidad de bloqueo, la lente de PLA genera aberraciones en el foco. Cuando la capacidad de bloqueo de la onda incidente es más similar al diseño de una lente Soret FZP, no se introducen ondas incoherentes y por lo tanto, se obtiene una mejor capacidad de enfoque.

Tabla 2: Valores del FWHM y FLHM para todos los casos.

	FWHM (mm)	FLHM (mm)
PLA	2.75	11.0
PLA-Aire	3.0	12.8
Latón	3.4	12.8
Simulado	4.0	14.0

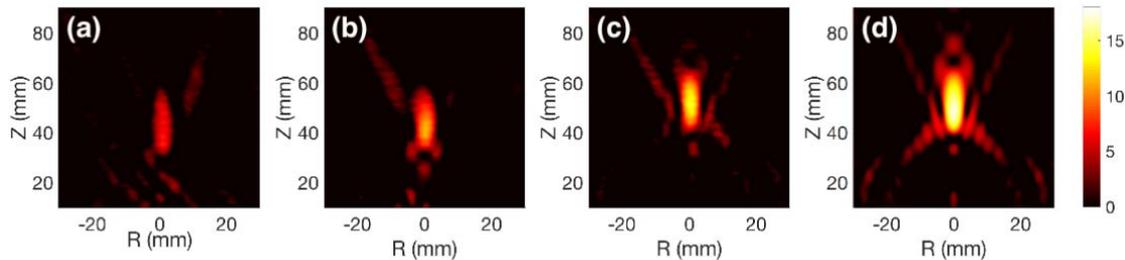


Figura 5: Mapa de ganancia de intensidad de las FZP en dB a 250 kHz en el plano RZ en mm, (a) PLA, (b) PLA con cámara de aire, (c) latón y (d) caso ideal simulado

Se han obtenido los cortes longitudinales y transversales de cada uno de los casos. En las Figuras 6a y 6b, se presenta la ganancia de intensidad a lo largo del eje R y Z. En la Tabla 2, se presenta una comparación entre el Ancho del Haz a Mitad del Máximo (FWHM) y la Longitud del Haz a Mitad del Máximo (FLHM). Se puede afirmar que, cuanto menor es la capacidad de bloqueo, menor es la capacidad de enfoque. Por lo tanto, la profundidad de enfoque en ambas direcciones aumenta con la capacidad de bloqueo. Las discrepancias de nivel de ganancia entre las lentes vienen dadas por la relación de los coeficientes de transmisión.

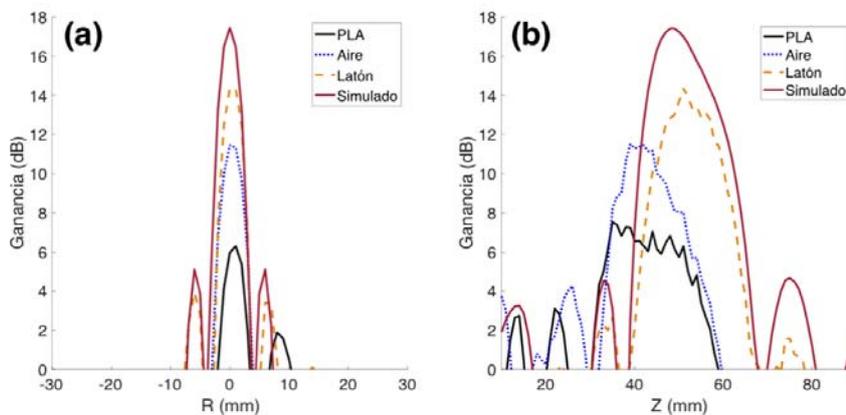


Figura 6: Ganancia de intensidad para los 4 casos, PLA, PLA con cámara de aire, latón y el caso ideal simulado a lo largo de (a) eje R y (b) eje Z.

CONCLUSIONES

Se ha presentado una forma alternativa de construcción de las lentes FZP que permiten la compatibilidad con la MRI. Este tipo de lente no sólo permite obtener los mismos resultados que sus homólogas de latón, sino que el coste de implementarlas se reduce drásticamente. Las impresoras 3D son mucho más asequibles y manejables que las máquinas de fresado por control numérico que se requieren para perforar el latón u otras placas de metal para la construcción de las lentes. Además, el coste del PLA es inferior al latón. El uso de PLA para lentes FZP tiene beneficios en la construcción y la compatibilidad MRI de la lente, sin embargo requiere una cámara de aire que permita reducir el factor de transmisión para obtener las zonas de bloqueo de una lente de tipo Soret. Como resultado de la biodegradabilidad del PLA, las microporosidades pueden surgir con el tiempo, permitiendo que el agua entre al lente, eliminando la capacidad de difracción, volviendo a la lente transparente a las ondas acústicas. Desafortunadamente, no se

FIA 2018

XI Congreso Iberoamericano de Acústica; X Congreso Ibérico de Acústica; 49º Congreso Español de Acústica -TECNIACUSTICA'18-
24 al 26 de octubre

alcanzan niveles de intensidad similares a los obtenidos con un material que genera un mayor contraste de impedancia. Hay otros materiales compatibles con sistemas de impresión 3D que podrían ser estudiados y caracterizados. A pesar de esta limitación, este estudio ha presentado el uso de este material que permite el uso de estas lentes en MRI.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por el proyecto TEC2015-70939-R (MINECO / FEDER).

REFERENCIAS

- [1] K. Vilku, R. Mawson, L. Simons, and D. Bates, "Applications and opportunities for ultrasound assisted extraction in the food industry—a review," *Innovative Food Science & Emerging Technologies*, vol. 9, no. 2, pp. 161–169, 2008.
- [2] S. Albu, E. Joyce, L. Paniwnyk, J. Lorimer, and T. Mason, "Potential for the use of ultrasound in the extraction of antioxidants from *rosmarinus officinalis* for the food and pharmaceutical industry," *Ultrasonics Sonochemistry*, vol. 11, no. 3–4, pp. 261–265, 2004.
- [3] J.-T. Li, J.-F. Han, J.-H. Yang, and T.-S. Li, "An efficient synthesis of 3, 4-dihydropyrimidin-2-ones catalyzed by $\text{nh}_2\text{so}_3\text{h}$ under ultrasound irradiation," *Ultrasonics Sonochemistry*, vol. 10, no. 3, pp. 119–122, 2003.
- [4] P. Pignoli, E. Tremoli, A. Poli, P. Oreste, and R. Paoletti, "Intimal plus medial thickness of the arterial wall: A direct measurement with ultrasound imaging," *Circulation*, vol. 74, no. 6, pp. 1399–1406, 1986.
- [5] R. Illing, J. Kennedy, F. Wu, G. Ter Haar, A. Protheroe, P. Friend, F. Gleeson, D. Cranston, R. Phillips, and M. Middleton, "The safety and feasibility of extracorporeal high-intensity focused ultrasound (hifu) for the treatment of liver and kidney tumours in a western population," *British journal of cancer*, vol. 93, no. 8, p. 890, 2005.
- [6] D. McCann and M. Forde, "Review of ndt methods in the assessment of concrete and masonry structures," *NDT and E International*, vol. 34, no. 2, 2001.
- [7] D. C. Calvo, A. L. Thangawng, M. Nicholas, and C. N. Layman, "Thin fresnel zone plate lenses for underwater acoustics: Modeling and experiments," *OCEANS'15 MTS/IEEE Washington*, no. October, 2015.
- [8] I. Amemiya, H. Yagi, K. Mori, N. Yamamoto, S. Saitoh, C. Tanuma, and S. Hirahara, *Ink Jet Printing with Focused Ultrasonic Beams. Recent Progress in Ink Jet Technologies II*. Society for Imaging Science and Technology, 1999, vol. 5.
- [9] S. Hon, K. Kwok, H. Li, and H. Ng, "Self-focused acoustic ejectors for viscous liquids," *Review of scientific instruments*, vol. 81, no. 6, p. 065102, 2010.
- [10] Y.-L. Tu, S.-J. Chen, and Y.-R. Hwang, "Design of fresnel lens-type multi-trapping acoustic tweezers," *Sensors*, vol. 16, no. 11, p. 1973, 2016.
- [11] E. Schonbrun, C. Rinzler, and K. B. Crozier, "Microfabricated water immersion zone plate optical tweezer," *Applied Physics Letters*, vol. 92, no. 7, p. 071112, 2008.
- [12] Y. Li, B. Liang, X. Tao, X. F. Zhu, X. Y. Zou, and J. C. Cheng, "Acoustic focusing by coiling up space," *Applied Physics Letters*, vol. 101, no. 23, 2012.
- [13] J. T. Welter, S. Sathish, D. E. Christensen, P. G. Brodrick, J. D. Heebl, and M. R. Cherry, "Focusing of longitudinal ultrasonic waves in air with an aperiodic flat lens," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 130, no. 5, pp. 2789–2796, 2011. (Online). Available: <http://asa.scitation.org/doi/10.1121/1.3640841>
- [14] P. Peng, B. Xiao, and Y. Wu, "Flat acoustic lens by acoustic grating with curled slits," *Physics Letters, Section A: General, Atomic and Solid State Physics*, vol. 378, no. 45, pp. 3389–3392,

FIA 2018

XI Congreso Iberoamericano de Acústica; X Congreso Ibérico de Acústica; 49º Congreso Español de Acústica -TECNIACUSTICA'18-
24 al 26 de octubre

- 2014.
- [15] F. Cervera, L. Sanchis, J. V. Sánchez-Pérez, R. Martínez-Sala, C. Rubio, F. Meseguer, C. López, D. Caballero, and J. Sánchez-Dehesa, "Refractive Acoustic Devices for Airborne Sound," *Physical Review Letters*, vol. 88, no. 2, p. 4, 2002.
 - [16] S., Castiñeira-Ibáñez, D. Tarrazó-Serrano, J. Fuster, P. Candelas and C. Rubio, C. (2018). Polyadic Cantor Fractal Ultrasonic Lenses: Design and Characterization. *Applied Sciences*, 8(8), 1389.
 - [17] J. Soret, "Ueber die durch kreisgitter erzeugten diffractionsphaenomene," *Annalen der Physik*, vol. 232, no. 9, pp. 99–113, 1875.
 - [18] D. C. Calvo, A. L. Thangawng, M. Nicholas, and C. N. Layman, "Thin Fresnel zone plate lenses for focusing underwater sound," *Applied Physics Letters*, vol. 107, no. 1, 2015.
 - [19] D. Tarrazó-Serrano, C. Rubio, O. V. Minin, P. Candelas and I. V. Minin, "Manipulation of focal patterns in acoustic Soret type zone plate lens by using reference radius/phase effect," *Ultrasonics*, , vol. 91, pp. 237 – 24, 2018.
 - [20] N. McDannold, K. Hynynen, D. Wolf, G. Wolf, and F. Jolesz, "MRI evaluation of thermal ablation of tumors with focused ultrasound," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 8, no. 1, pp. 91–100, jan 1998. (Online). Available: <http://doi.wiley.com/10.1002/jmri.1880080119>
 - [21] R. E. Drumright, P. R. Gruber, and D. E. Henton, "Polylactic acid technology," *Advanced Materials*, vol. 12, no. 23, pp. 1841–1846, 2000.
 - [22] K. H. Herrmann, C. Gärtner, D. Güllmar, M. Krämer, and J. R. Reichenbach, "3D printing of MRI compatible components: Why every MRI research group should have a low-budget 3D printer," *Medical Engineering and Physics*, vol. 36, no. 10, pp. 1373–1380, 2014. (Online). Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.06.008>
 - [23] COMSOL Multiphysics, "Comsol multiphysics user guide (version 4.3 a)," COMSOL, AB, pp. 39–40, 2012.
 - [24] O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, O. C. Zienkiewicz, and R. L. Taylor, *The finite element method*. McGraw-hill London, 1977, vol. 3.
 - [25] D. Tarrazó-Serrano, P. Candelas, J. M. Fuster, S. Pérez-López (2017). Sistema de posicionamiento y adquisición de datos de alta precisión para ultrasonidos en inmersión controlada. Tecniacústica 2017: 48º Congreso Español de Acústica; Encuentro Ibérico de Acústica; European Symposium on Underwater Acoustics Applications; European Symposium on Sustainable Building Acoustics: A Coruña 3-6 Octubre 2017 (pp. 1329-1336). Sociedad Española de Acústica.