



Encuentro Internacional de  
Educación en Ingeniería ACOFI

**GESTIÓN, CALIDAD Y DESARROLLO  
EN LAS FACULTADES DE INGENIERÍA**

**CARTAGENA, COLOMBIA  
18 al 21 de septiembre de 2018**



# **SIMULACIÓN DE IMÁGENES DE ULTRASONIDO PARA EVALUACIÓN DE FILTROS ESPACIALES**

**Sebastián Palomares Cabrera, Sergio Leonardo Barbón Landínez, Francisco  
Javier Londoño Hoyos**

**Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, Universidad del Rosario.  
Bogotá, Colombia**

## **Resumen**

La técnica de ultrasonido es de uso extendido en la práctica médica para la obtención de imágenes de manera no invasiva, pero el procesamiento de estas imágenes posee limitaciones técnicas por la falta de una referencia para validar su desempeño. Por esta razón, este proyecto tiene como objetivo la simulación de imágenes sintéticas de ultrasonido de la arteria carótida, cuyas características sean conocidas, a través del uso de MATLAB para el diseño de transductores lineales, con la aplicación Field II, y la creación de *phantoms*. Para cumplir con este propósito, se siguieron 3 pasos: 1) simulación de transductores de ultrasonido; 2) creación de *phantoms* de la arteria carótida; y 3) acople de un transductor y un *phantom* para generar una imagen sintética de ultrasonido. Adicionalmente, se evaluó el impacto de los parámetros del transductor y del *phantom* en la calidad de la imagen con el fin de determinar valores óptimos. Se demuestra con estos resultados la posibilidad de generar imágenes sintéticas de ultrasonido para la evaluación de algoritmos de procesamiento, tales como filtros espaciales.

**Palabras clave:** imágenes de ultrasonido; simulación de imágenes médicas; creación de *phantoms*

## **Abstract**

*Medical ultrasound imaging is a non-invasive widespread technique in clinical practice. There are technical limitations in the application and assessment of the performance of image processing algorithms due to the lack of a gold standard. Therefore, the objective of this work is to generate synthetic ultrasound images of the carotid artery, with known features, using a MATLAB based application, named Field II. Three steps were followed to achieve this goal: 1) ultrasound probe*

*simulation; 2) phantom creation; 3) synthetic ultrasound image simulation from the interaction of a designed probe and a phantom. Additionally, the impact of probe and phantom parameters on the image quality was evaluated to obtain optimal values. Overall, synthetic ultrasound images were obtained, probing the feasibility of the method and the possibility to build a data base for assessing image processing algorithms.*

**Keywords:** *ultrasound imaging; medical image simulation; phantoms creation*

### 1. Introducción

Las ondas de ultrasonido son ondas acústicas con una frecuencia superior al rango audible, por encima de los 20 kHz, que provocan tensiones mecánicas y vibraciones en la materia (Swillens, 2010). Cuando se aplica una tensión normal a la superficie de un material, se excita una onda de presión longitudinal, es decir, las partículas del medio presentan un movimiento oscilatorio paralelo a la propagación de la onda y un alto grado de resistencia al desvanecimiento debido a los obstáculos que impiden traspasar las señales durante toda su trayectoria hasta el destino final. (Swillens, 2010), donde la velocidad de dicha onda depende del medio donde se encuentre. Adicionalmente, el ultrasonido presenta características interesantes para su uso en aplicaciones médicas pues es portable, económico y no invasivo en comparación con otras técnicas diagnósticas (Santos, Cancino, Yenque, Palomino, Ramírez, 2005).

Para la generación de imágenes médicas, el dispositivo ultrasónico o ecógrafo cuenta con un elemento emisor, denominado transductor o sonda, que genera ondas acústicas a altas frecuencias. Estas ondas se propagan en un medio determinado (Swillens, 2010), como el tejido humano, y esta interacción crea nuevos pulsos ultrasónicos que son detectados por el transductor, el cual actúa también como sensor o receptor (Murty, 2018). La señal captada por el transductor, junto con sus características, permite la formación de la imagen (Baun, 2009). Entre los parámetros más significativos de caracterización de las ondas de ultrasonido se destacan la dispersión, relativa a los cambios en la energía de las vibraciones ultrasónicas dependientes de los cambios en la densidad o compresibilidad del medio (Rayleigh, Lindsay, 1887), la atenuación (amplitud), la pérdida de esa misma energía a lo largo de su propagación (P. Laugier, G. Haiat., 2011), frecuencia, fase, entre otras. En consecuencia, el transductor es un elemento esencial en la obtención de imágenes diagnósticas.

Una de las limitaciones que presenta el uso de imágenes de ultrasonido, especialmente en el ámbito clínico, es la falta de bases de datos disponibles y la falta de una referencia objetiva para evaluar algoritmos de procesamiento, pues la metodología comúnmente usada, que es la segmentación por parte de expertos, introduce sesgos y es poco práctica para grandes cantidades de datos. Por estos motivos, la simulación de imágenes, en este caso de ultrasonido, con características controladas, puede brindar una alternativa para la evaluación del desempeño de diferentes técnicas de procesamiento. Por este motivo, se ha propuesto la simulación de imágenes sintéticas de ultrasonido con características controladas para contar con una referencia. Para lograr este propósito se deben obtener: 1) un transductor sintético, para lo cual es fundamental conocer conceptos y elementos básicos relacionados con su funcionamiento, tales como emisión y recepción de pulsos ultrasónicos,

*kerf*, número de elementos, frecuencia central, foco del haz, entre otros (Arendt, 2014); 2) un tejido artificial (un volumen digital en este caso) denominado *phantom* (Arendt, 2014), lo que se entiende como un concepto de objeto o cuerpo de prueba que se utiliza para imitar el tejido humano para el estudio de las distintas interacciones de los tejidos en respuesta al ultrasonido en este caso (Bude, Adler., 1995). Las diferencias en densidad, compresibilidad y dispersión del medio son clave para la creación de *phantoms* adecuados (Arendt, 2014); y, por último, 3) una simulación, la cual genere una interacción entre el haz del transductor sintético con el tejido artificial para obtener la imagen sintética de ultrasonido con características controladas para la evaluación del desempeño de algoritmos de procesamiento, entre los cuales se encuentran filtros espaciales.

Para el desarrollo de este proyecto se seleccionó la aplicación Field II (Arendt, 2014), diseñada por Jørgen Arendt Jensen y basada en MATLAB (Moler, 1984), que permite la simulación de distintos tipos de transductores y la generación de imágenes de ultrasonido, y se decidió crear un *phantom* de una estructura vascular por 3 motivos principales: 1) Las enfermedades cardiovasculares representan la primera causa de muerte en el mundo y el uso de la técnica de ultrasonido en medicina vascular es extendido (Who.int, 2018); 2) Debido a la ubicación de las estructuras de interés (principalmente arterias superficiales como la carótida, la braquial o la radial) se utilizan transductores lineales con una mejor calidad de la imagen y poca penetración en el tejido, que poseen características de diseño más simples. 3) Debido a las características generales de las estructuras y su tejido (geometrías simples, por ejemplo), el *phantom* resulta viable para una primera aproximación en la simulación de imágenes sintéticas de ultrasonido. Concretamente, se eligió simular una imagen de la arteria carótida, la cual tiene una función esencial en el transporte suministro de sangre oxigenada a la región cerebral (Constantin, 2018). Esta arteria está compuesta por 3 capas (intima, media, adventicia) que se van alterando por diferentes factores (Constantin, 2018). La disminución o aumento del espesor de estas capas produce una reducción del flujo de sangre (estenosis), y por medio del ultrasonido es posible identificar el estado en el que se encuentra la arteria, y evaluar el riesgo de un paciente (Santos De La Cruz et al., 2005).

En consecuencia, el objetivo de este proyecto es la simulación de imágenes sintéticas de ultrasonido de la arteria carótida, a través del uso de la herramienta Field II para el diseño de transductores lineales y la creación de *phantoms*, con el fin de obtener una base de datos que sirva para la evaluación del desempeño de algoritmos de procesamiento de imágenes, tales como filtros espaciales.

## 2. Metodología

Para la simulación de las sondas, la creación de *phantoms* y la simulación de las imágenes, se usó el software Matlab (Moler, 1984), y una aplicación llamada Field II (Arendt, 2014) que cuenta con funciones y comandos establecidos cuyos parámetros de entrada pueden ser modificados por el usuario para obtener diferentes tipos de transductores y transformaciones matemáticas y físicas de sus elementos constituyentes para la generación de imágenes sintéticas de ultrasonido con condiciones predeterminadas.

### a. Simulación de transductores

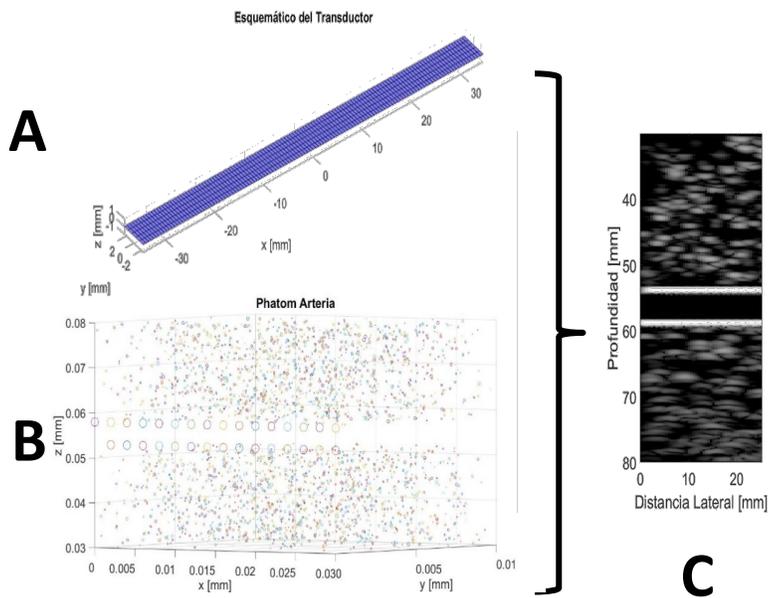
El primer paso para lograr generar imágenes de ultrasonido fue definir la sonda o transductor. A partir de las funciones disponibles en Field II (Arendt, 2014), se establecieron las características principales de la sonda como la frecuencia central del transductor, frecuencia de muestreo, cantidad de elementos, tamaño de los elementos, distancia entre cada elemento (kerf), el punto focal, entre. Adicionalmente, se seleccionaron parámetros para la generación de las aperturas del transductor, tanto para emisión como para recepción, que definen el haz irradiado por la sonda y el modo de trabajo de los sensores. Este primer acercamiento a la simulación de transductores permitirá aumentar la complejidad en futuros diseños para obtener imágenes sintéticas de ultrasonido con diferentes características.

### b. Desarrollo de *phantoms*

Los *phantoms* fueron desarrollados en el entorno de Matlab (Moler, 1984) por la amplia variedad de posibilidades que ofrece esta herramienta con el fin de imitar diferentes tejidos humanos. El *phantom* es una geometría estructurada de puntos cuyas posiciones, dispersiones y orientaciones difieren de acuerdo con los tejidos que se quieren imitar para interactuar de manera controlada con el haz del transductor simulado. Para este proyecto se decidió generar un *phantom* que imitara la estructura de una arteria superficial, por lo que se identificaron tres zonas principales y dos de transición. La primera zona imita el tejido adiposo y se representó con una alta densidad de puntos sin orientaciones definidas; luego hay una zona de transición, que representa el tejido de la arteria, con una densidad aún más alta y una orientación horizontal. A continuación, se encuentra el lumen de la arteria, es decir, una zona sin puntos, a la que le sigue otra zona de transición, de nuevo el tejido de la arteria, con las mismas características de la primera zona de transición. Finalmente, se representó una zona similar a la primera, con alta densidad y sin orientación precisa (ver figura 4.A).

### c. Generación de imágenes sintéticas de ultrasonido

Finalmente, ya con los transductores y los *phantoms* generados, se realizaron varias simulaciones con todo el sistema en acople (figura 1). Se modificaron algunas características de cada elemento constituyente del transductor con el fin de comparar las imágenes obtenidas y evaluar el impacto de cada cambio en el resultado final para decidir el sistema con mejores resultados.



**Figura 1.** Proceso de la simulación de imágenes de ultrasonido. A) Diseño de la sonda con características determinadas. B) *Phantom* diseñado para imitar las características de una arteria superficial. C) Imagen de ultrasonido sintética generada.

### 3. Resultados

#### a. Simulación del transductor

Los parámetros principales seleccionados para la simulación del transductor lineal fueron: Número de elementos = 128, que es un valor comercial común (E. Franco et al., 2011) ; Ancho de cada elemento = 0.51 mm; Largo de cada elemento = 5 mm; Kerf= 25.7  $\mu\text{m}$ ; Enfoque fijo para la matriz  $(x, y, z) = [0 \ 0 \ 5]$  mm. Adicionalmente, la frecuencia central de trabajo de un transductor lineal es alta, y en este caso se definió a 3 MHz, lo cual impacta la resolución espacial y la profundidad (campo útil) de la imagen obtenida. A mayor frecuencia de trabajo, mayor resolución y menor penetración (Relaño, 2014) lo que hace ideal una sonda lineal para estructuras fisiológicas superficiales, como en el caso de ciertas arterias, para tener una buena calidad de imagen y con un rango de visión apropiado (Escribano, 2018). El transductor generado se muestra en la figura 1A.

#### b. Desarrollo del *phantom*

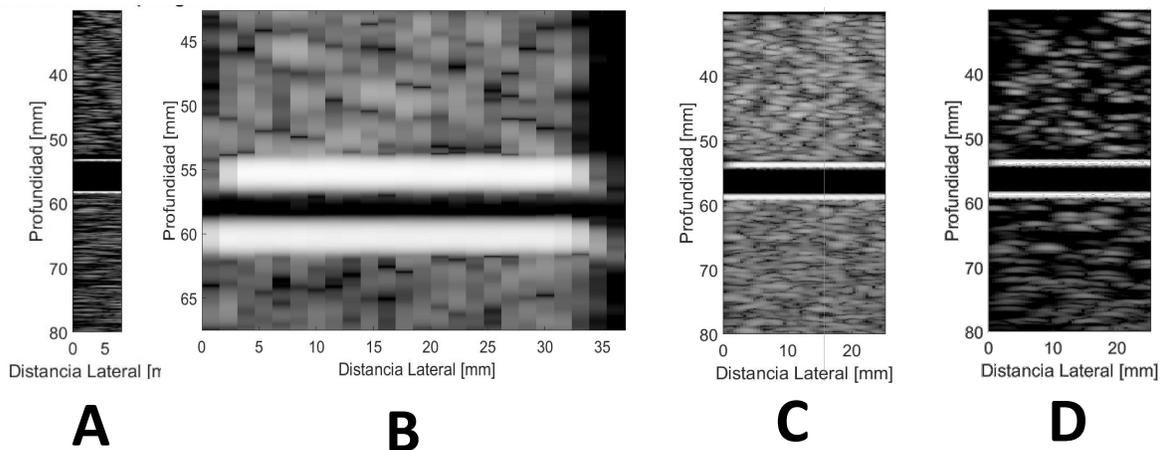
Se decidió crear un *phantom* que imitara la estructura de la arteria carótida posicionando un conjunto de puntos dentro de una matriz tridimensional y creando las diferentes zonas descritas en la metodología. El lumen de la arteria se simuló como un espacio cilíndrico de 0.3 cm (valor dentro del rango del diámetro de una arteria carótida de un adulto (Bradac, 2011) sin ningún punto mientras que las zonas que simulan tejido denso, se ven puntos aleatoriamente distribuidos con diferentes intensidades, con una intensidad mayor en las zonas de transición entre el tejido y el

lumen arterial que representan el tejido de la arteria misma, y por esta razón poseen una intensidad más alta (figura 1B).

### c. Generación de imágenes sintéticas de ultrasonido

Una vez generados la sonda y el *phantom*, se efectuó la simulación para obtener una imagen sintética de ultrasonido (figura 2). Para poder llevar a cabo este paso fue indispensable determinar la apodización del transductor, lo que permite controlar el número de elementos activos de la sonda, el orden en que se activan y la intensidad de cada elemento, esto con el fin de crear un haz con características controladas (Jensen, 2000). Concretamente, se utilizó una apodización basada en un barrido de la sonda para la cual el cambio de intensidad en los elementos del transductor fue dinámico, es decir, solo un determinado número de elementos se activaba por un periodo de tiempo, y luego se trasladaba un elemento para activar un nuevo grupo.

Con el fin de evaluar el impacto de los parámetros tanto del transductor como del *phantom* y dilucidar la mejor combinación para obtener una imagen de alta calidad, primero se varió la frecuencia central del transductor (figura 2 A y B) y, luego, la cantidad de puntos dentro del *phantom* (figura 2 C y D). En el primer caso, se observa una diferencia en la densidad de las zonas que simulan el tejido, mientras que en el segundo caso hay un cambio en la calidad de la imagen, el cual indica una relación inversa entre la resolución y el rango de visión.



**Figura 2.** Diferentes simulaciones de ultrasonido variando las características del transductor.

## 4. Conclusiones

Fue posible obtener imágenes sintéticas de ultrasonido de la arteria carótida con la simulación de transductores lineales y la creación de *phantoms*. El trabajo realizado permitió además evaluar el impacto en la calidad de la imagen generada con el uso de distintos parámetros de simulación tanto de la sonda como del *phantom*, evidenciando que la frecuencia central del transductor y la

apodización son parámetros que afectan de forma directa a las imágenes resultantes, por lo que deben ser cuidadosamente elegidos.

Se espera evaluar otros tipos de transductores como los de fase, modelar *phantoms* más complejos y de tejidos patológicos e incluir la simulación de datos de flujo sanguíneo a las imágenes sintéticas de ultrasonidos generadas para generar bases de datos más completas para el análisis de algoritmos de procesamiento.

## 5. Referencias

### Artículos de revistas

- Balocco, Simone. Basset, Olivier. Azencot, Jacques. Tortoli, Piero. Cachard, Christian. (2008) 3D dynamic model of healthy and pathologic arteries for ultrasound technique evaluation. *Medical Physics*, 35 (12):5440–5450
- Bude, Ronald, Adler, Ronald S.. (1995). An Easily Made, Low-Cost, Tissue-Like Ultrasound Phantom Material," *J Clin Ultrasound* 23:271-273.
- E. Franco, E., B. Andrade, M., C. Adamowski, J. and Buiochi, F. (2011). Acoustic Beam Modeling of Ultrasonic Transducers and Arrays Using the Impulse Response and the Discrete Representation Methods. *Universidad Autónoma de Occidente*, p.408.
- J.A.Jensen.(1996). Estimation of blood velocities using ultrasound. Cambridge university press.
- J.Arendt Jensen.(2014). Users' guide for the Field II program", Department of Electrical Engineering, Build. 349, Technical University of Denmark, May 21.
- Lovstakken, L. (2007). Signal processing in diagnostic ultrasound: Algorithms for real-time estimation and visualization of blood flow velocity. ISBN: 978-82-471-0525-2, Trondheim, Norway, 2007.
- Relación Iborra, H. (2014). CHARACTERIZATION OF ULTRASOUND TRANSDUCERS. *Universidad Autónoma de Madrid - Escuela Politécnica Superior*, pp.9-10.

### Libros

- Arendt Jensen, J. (2000). *Ultrasound imaging and its modeling*. Lyngby, Denmark: Technical University of Denmark, pp.6-7.
- Baun, Jim. (2009). *Principles of General and Vascular Sonograph*. ch. 9. Page 47-48.
- Bradac, G. (2011). *Cerebral Angiography - Normal Anatomy and Vascular Pathology*. Springer Berlin Heidelberg, pp.13-14.
- Constantin, L. (2018). *Atlas de anatomía descriptiva de cuerpo humano*. 1st ed. Madrid: Empresa de la biblioteca escogida de medicina y cirugía.
- Escribano, J. (n.d.). *IMAGEN POR ULTRASONIDOS*. Hospital Universitario Vall d'Hebró, pp.76-77.
- J. W. S., Rayleigh. R. B., Lindsay. (1887), *Theory of Sound*. Macmillan, London, UK.

- P. Laugier, G. Harat.(2011). Introduction to the Physics of Ultrasound. Universit´e Pierre et Marie Curie, CNRS, Laboratoire d’Imagerie Parametrique, ch. 2, pp. 40-42.
- Murty, D. (2018). Transducers and Instrumentation. 2nd ed.New Delhi, India: PHI, PP 9-39.
- Santos De La Cruz, E., Cancino Vera, N., Yenque Dedios, J., Ramírez Morales, D. and Palomino Pérez, M. (2005). EL ULTRASONIDO Y SU APLICACIÓN. Revista de la Facultad de Ingeniería Industrial, (8), pp.25-27.
- Shung, K.K. .(2005). Diagnostic ultrasound. CRC press, Taylor and Francis group. pp. 50-62.
- Swillens.(2010). A multiphysics model for improving the ultrasonic assessment of large arteries.Universiteit Gent, Gante, Bélgica, 2010, pp. 3-19

### Fuentes electrónicas

- J.Arendt Jensen. (2014). Field II Simulation Program. Professor, Ph.D., Dr.Techn. M.Sc. Jørgen Arendt Jensen, Denmark. Consultado el 14 de Febrero de 2018 en <http://field-ii.dk/>
- Moler. Cleve (1984).MATLAB and Statistics Toolbox Release 2012b. The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, United States. Consultado el 26 de Marzo de 2018 en <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>
- Who.int. (2018).OMS| ¿cuál es la enfermedad que causa más muertes en el mundo? Consultado el 27 de marzo de 2018 en <http://www.who.int/features/qa/18/es/>

### Sobre los autores

- **Sebastián Palomares Cabrera:** Estudiante de Ingeniería Biomédica, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito – Universidad de Rosario [sebastian.palomares@mail.escuelaing.edu.co](mailto:sebastian.palomares@mail.escuelaing.edu.co)
- **Sergio Leonardo Barbón Landínez:** Estudiante de Ingeniería Biomédica, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito – Universidad de Rosario [sergio.barbón@mail.escuelaing.edu.co](mailto:sergio.barbón@mail.escuelaing.edu.co)
- **Francisco Londoño:** Profesor de Ingeniería Biomédica, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito [francisco.londono@escuelaing.edu.co](mailto:francisco.londono@escuelaing.edu.co)

---

Los puntos de vista expresados en este artículo no reflejan necesariamente la opinión de la Asociación Colombiana de Facultades de Ingeniería.

Copyright © 2018 Asociación Colombiana de Facultades de Ingeniería (ACOFI)