SINGULAR VALUE DECOMPOSITION BEAMFORMING AND PULSE-CODED EXCITATION FOR LUNG ULTRASOUND ABERRATION CORRECTION

PACS: (43.35, 87.57).

Rodríguez-Sendra, Josep; González-Mateo, Enrique; Jiménez González, Noé; Camarena Femenía, Francisco.
Instituto de Instrumentación para Imagen Molecular; Universitat Politècnica de València, (UPV), Consejo Superior de Investigaciones Científicas, (CSIC). C/Vera s/n, 46022, València.
jorodsen@upv.es.

Palabras Clave: Lung Ultrasound, SVD beamforming, Synchronized Sine Sweep

ABSTRACT. The poor propagation of acoustic waves in air-filled tissues is a challenge for ultrasound imaging. The lung is composed of alveoli, which are tiny gas-filled sacs at the ends of the bronchioles, responsible for the exchange of oxygen and carbon dioxide between the air and the blood. The complex propagation phenomena in these tissues are translated into different image artefacts, and its mere appearance can be profited for diagnosing different diseases. In this work, we propose advanced beamforming using singular value decomposition and pulse codding methods for ultrasound imaging reconstruction, with the aim of providing quantitative and automatic methods to evaluate lung tissue. We have performed a total of 12 tests under the same conditions in a lung phantom. By comparing the different beamforming and compounding strategies, we observe that by using singular value decomposition beamformer aberrations can be mitigated. The results of this work open the possibility of retrieving valuable information from the microporous structure of lung tissue, allowing the use of quantitative ultrasound and automatic methods to evaluate lung tissue.

RESUMEN. La escasa propagación de las ondas acústicas en los tejidos llenos de aire es un reto para la obtención de imágenes por ultrasonidos. El pulmón está compuesto por alvéolos, que son pequeños sacos llenos de gas situados en los extremos de los bronquiolos, responsables del intercambio de oxígeno y dióxido de carbono entre el aire y la sangre. Los complejos fenómenos de propagación en estos tejidos se traducen en diferentes artefactos de imagen, y su mera aparición puede ser aprovechada para diagnosticar diferentes enfermedades. En este trabajo, proponemos una conformación de imagen avanzada utilizando métodos de descomposición de valores singulares y codificación de pulsos para la reconstrucción de imágenes de ultrasonidos, con el objetivo de proporcionar métodos cuantitativos y automáticos para evaluar el tejido pulmonar. Hemos realizado un total de 12 pruebas con las mismas condiciones en un phantom de pulmón. Comparando las diferentes estrategias de excitación y conformación de imagen, observamos que utilizando el conformador de imagen por descomposición de valor singular se pueden mitigar las aberraciones. Los resultados de este trabajo abren la posibilidad de recuperar información valiosa de la estructura microporosa del tejido pulmonar, permitiendo el uso de ultrasonidos cuantitativos y métodos automáticos para evaluar el tejido pulmonar.

1. INTRODUCCIÓN

Los primeros estudios sobre imagen ultrasónica pulmonar datan de la década de los 60 [1]. Estos estudios trataron de caracterizar los tejidos utilizando propiedades acústicas como la velocidad del sonido y la atenuación, sin embargo, los resultados mostraron gran variabilidad debido a la diferencia que existe entre los pulmones de distintos individuos y la presencia de aire en ellos. Los pulmones están formados por una distribución de muchos sacos de aire diminutos llamados alveolos, incrustados en el tejido blando, con un diámetro del orden de 280 micras. Puesto que están repletos de aire, impiden una buena propagación de las ondas acústicas, el coeficiente de transmisión de los alveolos es aproximadamente cero [2]. Pero no solo influye la relación entre el volumen pulmonar ocupado por el aire y los tejidos blandos, la forma, la dimensión y la distribución espacial también son importantes en la propagación de los ultrasonidos [3]. Todos estos parámetros cambian con la respiración ya que los espacios aéreos se expanden y se contraen lo que añade más problemas a la hora de obtener imágenes de pulmón. A pesar de ello, la imagen ultrasónica es la más utilizada para el diagnóstico de enfermedades pulmonares, ya que los artefactos que aparecen en la imagen son empleados para determinar el estado del pulmón. Un artefacto es una característica que aparece en una imagen pero que en realidad no está presente en el tejido analizado, de hecho, es el sistema de obtención de imágenes el que genera estos artefactos ya que aplica operaciones de procesamiento predefinidas a señales que no verifican las suposiciones hechas por el sistema. Un pulmón sano está completamente aireado, en estos casos aparece una repetición de la señal que se refleja en la pleura y los alveolos, y esto ayuda a los expertos a evaluar el estado del órgano, del mismo modo, cuando existe liquido en los alveolos (neumonías), aparecen unos artefactos con la forma de líneas verticales que indican esta enfermedad. Para poder analizar todos los artefactos es necesario que tanto la toma de las imágenes como su análisis sean realizadas por personal experto y entrenado para poder localizar y diagnosticar distintas enfermedades.

El objetivo de este trabajo es explorar nuevas formas de excitación y conformación de imagen que permitan analizar la imagen ultrasónica de pulmón de manera cuantificada y aportando información física del tejido. Para ello se va a evaluar el uso de una excitación por pulsos codificados utilizando un barrido senoidal sincronizado. De esta manera las ondas acústicas penetran más en el tejido pulmonar y aportan más información del órgano. Además, se evaluará la reconstrucción de la imagen basándonos en una descomposición de los valores singulares de las imágenes adquiridas mediante múltiples transmisiones, con la finalidad de eliminar las aberraciones laterales que se producen por los conformadores de imagen convencionales. Para ello se realizan unos experimentos con un phantom de pulmón y se han probado las distintas técnicas comparándolas con las técnicas más utilizadas en la imagen pulmonar.

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Para realizar las medidas experimentales se utilizó un sistema de imágenes de ultrasonidos de investigación (Vantage 256, Verasonics Inc, Kirkland,WA, USA), con una sonda de imágenes phased array de 64 canales con una frecuencia central de 2,7 MHz y un ancho de banda entre 1,7 y 3,7 MHz, y una sonda de 128 canales con una frecuencia central de 7,5 MHz y un ancho de banda de 4.7 y 10.5 MHz. Se construyó un phantom de pulmón utilizando gelatina y agar para simular el tejido muscular [4], costillas de cerdo para simular las costillas humanas, una capa de nitrilo para simular la pleura y una estructura porosa trifásica (esponja húmeda) para simular el tejido pulmonar. Se colocaron inclusiones metálicas a diferentes distancias en la esponja para cuantificar la penetración de los ultrasonidos.

Las técnicas utilizadas se van a dividir en dos. La excitación por pulsos codificados que se basa en enviar un barrido senoidal sincronizado [5-6], la técnica consiste en excitar la sonda de imagen con un barrido senoidal dentro del ancho de banda del transductor y calcular la respuesta al impulso mediante la deconvolución de la señal recibida, esto nos permite enviar una gran cantidad de energía sin necesidad de aumentar la amplitud. La otra técnica utilizada es la conformación de imagen por descomposición del valor singular (SVD) [7], esta permite de

manera sencilla y rápida eliminar aberraciones de fase y amplitud introducidas durante la propagación de los ultrasonidos a través de capas complejas. El método se basa en la descomposición del valor singular de una matriz compuesta ultrarrápida que contiene datos de retrodispersión para varias transmisiones de ondas planas en una zona con distintos ángulos.

En la figura 1 se presenta el dispositivo experimental que se compone de un phantom de pulmón y el sistema de emisión y adquisición de ultrasonidos Verasonics con las dos sondas utilizadas. En el phantom de pulmón se han introducido dos cilindros metálicos de 0.1 cm separados 0.5 cm entre ellos y a dos profundidades 0.4 y 0.8 cm con respecto a la pleura. Se ha realizado imagen ultrasónica con cada una de las sondas de 6 tipos, imagen empleando un único disparo de onda plana (Flash), imagen con un disparo de onda plana codificado con barrido senoidal de 20 microsegundos (Flash SSS), imagen con 100 disparos de onda plana con un pulso de -30 a 30 grados (Flash angles), y finalmente, imagen con 100 disparos de onda plana con un barrido senoidal de 20 microsegundos de -30 a 30 grados (Flash angles SSS). Además, a las modalidades tipo “Flash angles” se le ha aplicado la conformación de imagen basada en SVD. Por tanto, se han obtenido un total de 6 modalidades y empleado cada una de ella en un transductor diferente, resultando en 12 imágenes/configuraciones.



Figura 1. Sistema 256-vantage Verasonics y phantom de pulmón donde se aprecian las costillas de cerdo dentro de la gelatina, la esponja que simula el tejido pulmonar con las dos inclusiones metálicas y la pleura simulada por una capa de nitrilo.

3. RESULTADOS

En la figura 2 presentamos un ejemplo del experimento con la sonda L11 de la conformación de imagen para una emisión de 100 ondas planas a 100 ángulos diferentes. En la zona superior se puede apreciar el contorno de las costillas y justo en el centro está la línea de la pleura y el tejido poroso con las inclusiones metálicas. Además, en la figura interior se representa la amplitud y el tamaño en cm para la zona enmarcada, correspondiente al artefacto metálico introducido en el phantom de pulmón. A partir de estas imágenes se analizan dos parámetros, por una parte, la relación señal a ruido de la zona de interés con respecto a una zona a la misma profundidad, y, por otra parte, las dimensiones de la inclusión metálica en centímetros y la variación de estos parámetros con las distintas técnicas de imagen y los distintos transductores.

3.1. Relación señal a ruido

La figura 3 representa la relación señal a ruido de la inclusión metálica con los distintos métodos de imagen ultrasónica. Este parámetro se ha calculado a partir del valor del punto más brillante de la inclusión metálica y una región de interés situada a la misma profundidad. Se representan con distintos colores los distintos métodos de imagen y se agrupan los resultados según la sonda utilizada, obteniendo un total de 12 valores. Remarcamos que cuando realizamos la codificación por pulsos SSS en todas las modalidades, disminuye la relación señal a ruido, sin embargo, el uso de SVD aporta un ligero aumento de la SNR para la sonda de 64 canales y un aumento considerable de la SNR para la sonda de 128 canales. La SNR de la imagen con 1 disparo tanto con un pulso como con el barrido senoidal varía muy ligeramente.

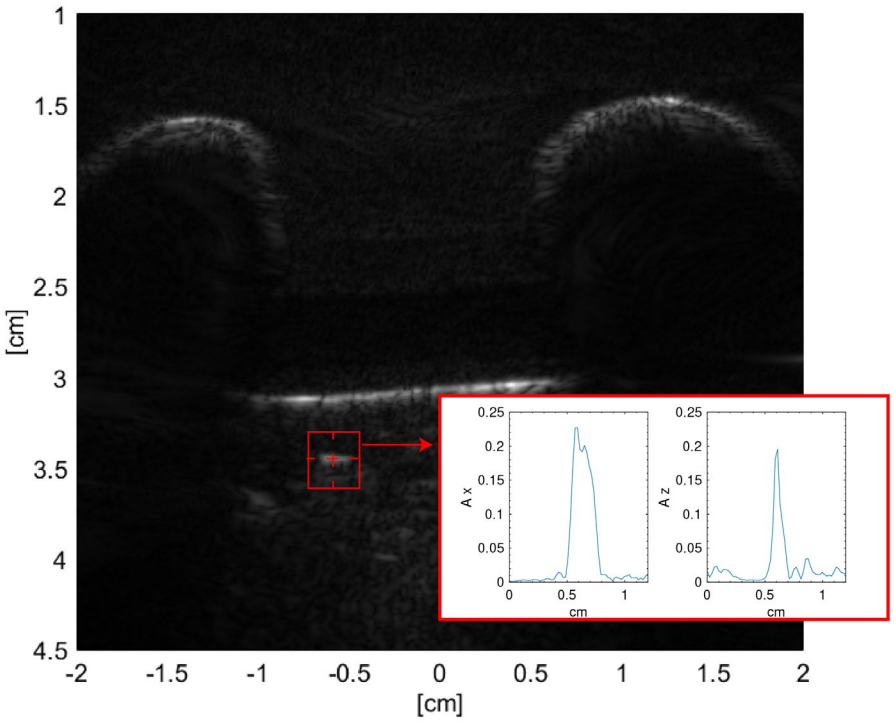


Figura 2. Imagen ultrasónica de un phantom de pulmón con la sonda L11-5v. La figura interior representa la amplitud de la inclusión metálica en el phantom tanto en el eje x, paralelo a la sonda, como en el eje z perpendicular a la sonda.

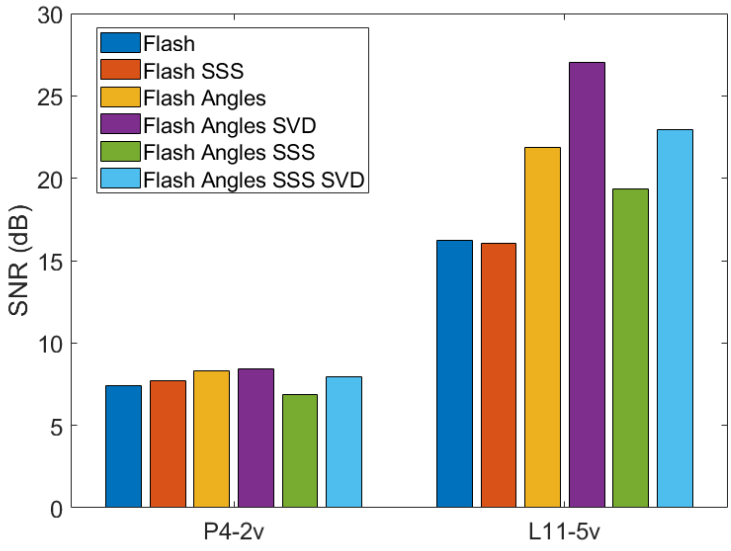


Figure 3 Relación señal a ruido para las sondas P4-2v y L11-5v de los distintos métodos de imagen ultrasónica estudiados.

4.1. Resolución

En la figura 4 se evalúa la resolución lateral y axial empleando la medida del tamaño de las inclusiones metálicas introducidas en el phantom. Para realizar este cálculo se ha localizado el centro de la inclusión en la imagen y se ha analizado una línea paralela a la sonda (x) y otra perpendicular a la sonda (z), como se muestra en la figura 2. A partir de esta línea se ha calculado

el tamaño en cm que ocupa la línea al 50% de la amplitud de la imagen. La variación de centímetros en la dirección axial es de ±0.01 cm. Mientras que no se aprecian cambios significativos en la resolución axial, observamos cambios significativos entre las diferentes modalidades en la resolución lateral.

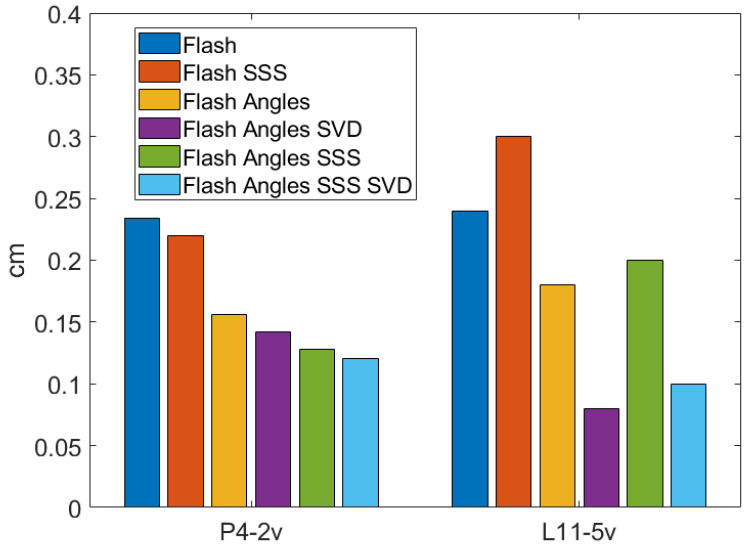


Figure 4. Resolución lateral (distancia en centímetros al 50% de la amplitud de una la inclusión metálica en el eje x) para la sonda P4-2v y la sonda L11-5v y con los distintos métodos de imagen ultrasónica.

Para la sonda P4-2v de 64 canales observamos que el tamaño de la inclusión según cambiamos de técnica va disminuyendo. Cuando comparamos las técnicas de imagen con distintos ángulos, se aprecia que al aplicar la conformación SVD disminuye ligeramente el tamaño en cm, para la excitación con un pulso pasa de 0.156 a 0.142 cm y para la excitación con el barrido senoidal pasa de 0.128 a 0.120 cm. Si analizamos la sonda L11-5v de 128 canales se observa que para una imagen con un disparo onda plana obtenemos unos tamaños de 0.24 y 0.30 cm, sin embargo, cuando aumentamos el número de ondas planas a distintos ángulos el tamaño de la inclusión disminuye a 0.18 y 0.2 cm, y cuando aplicamos la conformación de imagen SVD disminuimos este tamaño a la mitad. Recordemos que el tamaño de la inclusión es de 0.1 cm y que con los métodos propuestos conseguimos detectar estos mismos tamaños.

4. CONCLUSIONES

Se han comparado distintos métodos de conformación de imagen en un phantom de pulmón, mediante análisis de la relación señal a ruido y el tamaño en centímetros de una inclusión de metálica. Se observan dos detalles. En primer lugar, la relación señal a ruido aumenta según empleamos técnicas más avanzadas de conformación de imagen. La SNR aumenta de forma considerable cuando aplicamos el procesado SVD. Cuando empleamos una sonda de 64 canales obtenemos menos diferencias de SNR entre modalidades.

En segundo lugar, cuando analizamos la resolución lateral dentro del tejido pulmonar, observamos que conseguimos representar el tamaño real de la inclusión cuando aplicamos técnicas de imagen más avanzadas. El uso de las nuevas técnicas mejora la información de la imagen reconstruida. Los resultados de este trabajo abren la posibilidad de recuperar información valiosa de la estructura microporosa del tejido pulmonar, que permitirá el uso de ultrasonidos cuantitativos y métodos automáticos para evaluar patologías que afectan al aparato respiratorio.

AGRADECIMIENTOS
This research work was also funded by the European Commission – NextGenerationEU (Regulation EU 2020/2094), through CSIC's Global Health Platform (PTI Salud Global). Esta investigación ha sido apoyada por el Ministerio de Ciencia e Innovación y el Ministerio de

Universidades a través de los contratos Ramón y Cajal RYC2021-034920-I, Juan de la Cierva - Incorporación: IJC2018-037897-I; por la Agencia Valenciana de la Innovació a través de las subvenciones INNCON/2021/8, FDEGENT/2019/004. Actuación cofinanciada por la Unión Europea a través del Programa Operativo del Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER) de la Comunitat Valenciana 2014-2020 (IDIFEDER/2018/022).

REFERENCIAS

[1] Dunn, F., and Fry, W. Ultrasonic absorption and reflection by lung tissue. Physics in Medicine and Biology 5(4), 1961. 401.

[2] Szabo, T. L. Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, 2nd ed. Academic Press, Waltham, MA. 2004

[3] Soldati, G., Demi, M., Inchingolo, R., Smargiassi, A., and Demi, L. On the physical basis of pulmonary sonographic interstintial syndrome. Journal of Ultrasound in Medicine 35, 2016, 10

[4] Do, H. H., & Lee, S. A low-cost training phantom for lung ultrasonography. *Chest*, *150*(6), 2016, 1417-1419.

[5] Novak, A., Lotton, P., & Simon, L. Synchronized swept-sine: Theory, application, and implementation. *Journal of the Audio Engineering Society*, *63*(10), 2015,786-798

[6] González-Mateo, E., Lamothe, N., Jiménez, N., & Camarena, F. Sharp and nonlinear cavitation mapping using synchronized sine-sweep imaging. Euronoise 2021.

[7] Bendjador, H., Deffieux, T., & Tanter, M. The SVD beamformer: Physical principles and application to ultrafast adaptive ultrasound. *IEEE transactions on medical imaging*, *39*(10), 2020, 3100-3112.