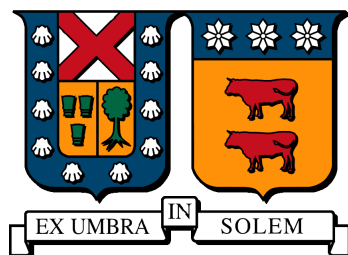


UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
VALPARAÍSO-CHILE



Implementación y Validación de la técnica
EVMUSE en ultrasonido

Felipe Ignacio Rivas Plaza

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

PROFESOR GUÍA : Joaquín Mura
PROFESOR CORREFERENTE : Gabriel Vásquez
PROFESOR CORREFERENTE 2 : Patricio Arrúe

enero 2026



CONSTANCIA DE VALIDACIÓN Y CONFIDENCIALIDAD DE MONOGRAFÍA A REPOSITORIO ACADÉMICO

1.- IDENTIFICACIÓN DEL TRABAJO ACADÉMICO

Tipo de monografía (marcar una opción): ☒ Memoria o trabajo de título ☐ Tesis de Postgrado

Título del trabajo: **IMPLEMENTACIÓN Y VALIDACIÓN DE LA TÉCNICA EVMUSE EN ULTRASONIDO.**

Nombre del candidato(a): **FELIPE IGNACIO RIVAS PLAZA**

Carrera / Grado: **_INGENIERÍA CIVIL MECÁNICA_**

Campus: **SAN JOAQUÍN_** Departamento: **DIMEC**

2.- VALIDACIÓN DEL PROFESOR GUÍA/DIRECTOR DE TESIS

Yo, Joaquín Mura, en mi calidad de profesor(a) guía/director(a) del trabajo académico mencionado anteriormente **DEJO CONSTANCIA** que:

- He revisado esta versión del documento y corresponde a la versión final aprobada del trabajo.
- El trabajo cumple con los requisitos académicos y de formato establecidos por la institución.

3.- EVALUACIÓN DE CONFIDENCIALIDAD POR PROPIEDAD INDUSTRIAL (marcar una opción)

☒ El trabajo **NO contiene** información que amerite confidencialidad y puede ser publicado de inmediato en repositorio con acceso abierto.

☐ El trabajo **CONTIENE** información con potenciales implicancias de propiedad industrial o intelectual y requiere un periodo de confidencialidad (**embargo**) por (**marcar una opción**):

☐ 6 meses ☐ 12 meses ☐ 2 años ☐ 3 años ☐ 5 años ☐ 10 años

Fundamentación de la necesidad de confidencialidad (obligatorio si se solicita embargo):

4.- FIRMAS

Profesor(a) guía o director(a) de memoria o tesis:

Fecha: 12/01/2025 Firma: 

Estudiante o Candidato(a):

Fecha: 10-12-2025 Firma: 

Este formulario debe ser insertado como página 2 de la memoria o tesis, completado y firmado por estudiante y profesor(a) antes de la entrega en portal PRISMA de Biblioteca USM.

Resumen

Las técnicas de elastografía por ondas de corte en ultrasonido se están convirtiendo en alternativas a las biopsias en la estadificación y detección temprana de enfermedades.

En el presente trabajo implementó, el método EVMUSE para elastografía con ondas de corte en ultrasonido, utilizando los recursos del Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo de la Universidad Técnica Federico Santa María. Esta implementación llevó a cabo la ejecución experimental mediante toma de datos, y el desarrollo de un código capaz de procesar las señales adquiridas, replicar y obtener un mapa final de velocidades de onda de corte en una región de interés (ROI).

El experimento se validó mediante la réplica y evaluación en diversos fantomas, comprobando la detección de inclusiones y cambios de medios con sus distintas propiedades. Los resultados indican que el esquema propuesto es capaz de representar de manera cualitativa tanto la dirección y magnitud de la propagación de la onda, como la composición correcta del mapa final de velocidad para una ROI determinada.

Por otro lado, se analiza la replicabilidad del experimento, concluyendo que el proceso tiene una alta variabilidad, dependiendo tanto de los parámetros configurados para la toma de datos, como la correcta elección de los filtros en base al conocimiento previo del material.

En un trabajo futuro, se sugiere continuar con una segunda fase, abarcando el proceso de evaluación reológica, para complementar y obtener métricas cuantitativas, comparando velocidades y propiedades físicas de los materiales.

Abstract

Shear-wave ultrasound elastography techniques are emerging as alternatives to biopsies for disease staging and early detection.

This work implements the EVMUSE method for shear-wave ultrasound elastography using the resources of the Quantitative Ultrasound Laboratory at Universidad Técnica Federico Santa María. The implementation involved experimental data acquisition and the development of software to post-process the acquired signals and, following the method's workflow, reproduce and obtain a final shear-wave speed map over a selected region.

The experiment was validated by replicating and evaluating the procedure on multiple phantoms, confirming the detection of inclusions and transitions between media with different properties. The results indicate that the proposed scheme can qualitatively represent both the direction and magnitude of wave propagation, as well as correctly compose the final speed map for a given ROI.

In addition, we analyze the experiment's replicability, concluding that the process exhibits high variability, depending on both the acquisition parameters and the proper selection of filters informed by prior knowledge of the material; therefore, careful calibration is required.

We suggest a second phase that includes rheological evaluation to complement the study with quantitative metrics, comparing wave speeds and the physical properties of the materials.

Índice general

1. Marco Teórico	2
1.1. Elastografía	2
1.2. Propiedades elásticas los tejidos blandos	3
1.3. Estimación de movimiento de los tejidos blandos	7
1.4. Ondas de Corte	8
1.5. EVMUSE	11
1.5.1. Planteamiento Experimental	12
1.6. Verasonics	13
1.7. Transductor	17
1.8. Modo B	20
1.9. Señales RF	20
1.10. Señales IQ	21
1.11. Beamforming	21
1.12. Estimador 2D de velocidad Axial	23
1.13. Transformada Rápida de Fourier (FFT)	25
1.14. Filtros Butterworth	27
1.15. Filtros direccionales	27
1.16. Estimación de la velocidad de onda de corte con EVMUSE	28
2. Metodología Experimental	31
2.1. Flujo de Experimento	31
2.2. SetUp	33
2.3. Toma de Datos	37
2.4. Post-Procesado	39
2.4.1. Desempaquetado	39
2.4.2. Demodulación	39

2.4.3.	Beamforming	41
2.4.4.	Estimador de Velocidad Axial	42
2.4.5.	Transformada Rápida de Fourier	44
2.4.6.	Filtrado Radial-Direccional	45
2.4.7.	Filtrado Temporal-Frecuencial	48
2.4.8.	Cálculo de velocidad	49
2.4.9.	Composición final	52
3.	Resultados	53
3.1.	Adquisición de datos	53
3.2.	Estimador de Velocidad Axial	54
3.3.	Filtrado	57
3.3.1.	Filtrado radial-angular	57
3.3.2.	Filtrado temporal	59
3.3.3.	Cálculo de velocidad	61
3.3.4.	Composición y mapa final de velocidad	63
4.	Análisis	65
4.0.1.	Beamforming y datos IQ	65
4.0.2.	Estimador de Velocidad Axial	65
4.0.3.	Filtrado	66
4.0.4.	Cálculo de velocidad y composición.	67
5.	Discusión	69
5.1.	Variabilidad en el experimento	69
5.1.1.	Sensibilidad al ruido	69
5.1.2.	Tamaño de radio	71
5.1.3.	PRF y número de adquisiciones	71
5.1.4.	Elección de cs en filtro radial	72
5.2.	Uso de toolbox MUST	72
6.	Conclusión	73

Índice de figuras

1.1. Adquisición de datos RF equipo Verasonics Vantage [23]	8
1.2. Caracterización de velocidad de onda de corte en tejidos [20]	9
1.3. Configuración para elastografía propuesto	12
1.4. Configuración Verasonics-Vantage.	13
1.5. Flujo de trabajo del sistema Verasonics Vantage.	14
1.6. Comparativa entre transductores lineales y curvos.	15
1.7. Métodos de escaneo en transductores.	17
1.8. Formación de imagen modo-B 2D	20
1.9. Tiempo rápido–Tiempo lento	24
1.10. Secuencia de filtrado típica en Fourier	26
1.11. Filtro direccional $\cos^2$	28
2.1. Diagrama de flujo del procedimiento de adquisición y post-proceso. . .	32
2.2. Toma de datos, adquisición para fantoma N°1	33
2.3. Toma de datos, adquisición para fantoma N°2	34
2.4. Equipo Verasonics Vantage 128	36
2.5. Estructura archivos Transudctores	37
2.6. Estructura preSet	38
3.1. Cuadro 25, datos IQ post beamforming-Fantoma N°1.	53
3.2. Cuadro 25, datos IQ post beamforming-Fantoma N°2.	54
3.3. Evolución de cuadros de velocidad en el tiempo, fantoma N1.	55
3.4. Evolución de cuadros de velocidad en el tiempo, fantoma N2	55
3.5. ROI para estimación de velocidad media en fantomas N° 1 y N° 2	56
3.6. Evolución de cuadros de velocidad en el tiempo.	57
3.7. Evolución de cuadros de velocidad en el tiempo.	58

3.8. Estimador de Velocidad Axial post filtrado radial direccional,fantoma N°1,ft=25.	58
3.9. Estimador de Velocidad Axial post filtrado radial direccional,fantoma N°2,ft=25.	59
3.10. Estimador de Velocidad Axial post filtrado temporal, fantoma N°1. . . .	60
3.11. Estimador de Velocidad Axial post filtrado temporal,fantoma N°2. . . .	60
3.12. Mapa de velocidad por direcciones, suavizado.Fantoma N°1	61
3.13. Mapa de velocidad por direcciones, suavizado.Fantoma N°2	61
3.14. Mapa compuesto de velocidad para fantoma N°1.	63
3.15. Mapa compuesto de velocidad para fantoma N°2.	63
5.1. Fantoma N°2 con presencia de ruido.	70
5.2. Contraste de propagación de ruido para distintos tamaños de ventana . .	71

Índice de tablas

2.1. Parámetros utilizados en la toma de datos de elastografía	36
3.1. Velocidad media en la ROI (frames seleccionados), fantoma N°1	56
3.2. Velocidad media en la ROI (frames seleccionados), fantoma N°2	56

Objetivos

El objetivo principal de la presente memoria es replicar y validar la técnica EVMU-SE para elastografía en ultrasonido , aplicando técnicas de procesamiento de imagen, filtrado y correlación.

Los objetivos específicos son:

1. Implementar la técnica EVMUSE en MATLAB para el equipo Verasonics Vantage-128 del Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo USM.
2. Evaluar su desempeño mediante modelos en gelatina y silicona disponibles en laboratorio.

Capítulo 1

Marco Teórico

1.1. Elastografía

La elasticidad es la propiedad de los materiales que cuantifica su resistencia a la deformación al sufrir la aplicación de una fuerza. Se expresa como la relación entre la carga aplicada y la deformación resultante. En el caso de los tejidos blandos, se encuentra directamente relacionada con las condiciones patológicas del mismo. Si bien aún existen métodos manuales de palpación, típicamente en exámenes físicos de rutina, estos siguen siendo relativamente subjetivos, pues dependen del operador, a la vez que se limitan a estructuras superficiales. Por otro lado, se han desarrollado técnicas capaces de medir la elasticidad de los tejidos de a profundidades útiles, con precisión razonable, siendo la elasticidad basada en ultrasonido una promesa clínica. Estas, diferencian características y/o estructuras con diferentes propiedades mecánicas, permitiendo distinguir diferentes condiciones patológicas, como tumores o tejido graso. [5]

Muchas técnicas basadas en la estimación de la velocidad de onda de corte, o en la estimación directa de las propiedades mecánicas del tejido desde la propagación de la onda, son aplicadas para la estimación no invasiva, en particular, para la estadificación de la fibrosis hepática. En particular, la Resonancia Magnética (MRE), tiene el estándar más alto en rendimiento de estadificación, pudiendo cuantificar grandes áreas de tejido hepático, y por lo tanto, no sufrir de variabilidad en el muestreo, o de interpretación como lo hacen las biopsias hepáticas. Sin embargo, este método, sufre de limitantes, como el alto costo asociado, lo que implica que su uso clínico se limita a unos pocos centros médicos con recursos asociados. Por otro lado, métodos asociados a radiación acústica (ARFs), como Fibroscan, presentan problemas asociados a pacientes con altos

índices de obesidad, basados en su Setup e implementación. [26]

Métodos como los ARFs, se basan en la excitación producida por una fuerza de radiación acústica, la cual es capaz de causar desplazamientos generalizados en una zona de interés, y así, mediante un monitoreo espacial y temporal, reconstruir mapas de desplazamiento y velocidades. Aún así, este tipo de métodos son típicamente débiles, debido a sus amplitudes de movimiento del orden de los micrómetros, lo que causa especial problema en pacientes con un alto índice de masa corporal.

Para compensar problemas relacionados a la amplitud, se ha contemplado el uso de vibraciones mecánicas externas, ya sea mediante el uso de altoparlantes, o pistones (como en el caso de Fibroscan). Esto permite aumentar la amplitud de la onda y, por lo tanto, obtener mediciones más profundas. Sin embargo, esto genera otro inconveniente, y es que utilizar múltiples fuentes de vibración genera a su vez que las ondas tengan direcciones de propagación sobrepuestas y desconocidas, generando fenómenos de reflexión y difracción de la onda, dificultando la medición de sus tiempos de vuelo y, por lo tanto, el cálculo de tiempo y velocidad de desplazamiento de la onda en el medio. [15] Entonces, lo que se busca es la implementación de un método que permita la cuantificación la elasticidad del tejido, con un buen nivel de penetración y precisión, consiguiendo así un método adecuado para la estadificación de la fibrosis hepática.

1.2. Propiedades elásticas los tejidos blandos

Para el caso de una onda de corte en tejido blando, se considerará la onda como un movimiento ondulatorio en un medio con comportamiento lineal e isotrópico. Estas suposiciones se basan en el hecho del orden de las deformaciones presentes en el medio (del orden de micrómetros), por lo que la relación de deformidad se puede entender como lineal. Por otro lado, la isotropía es una simplificación característica de los métodos que estiman la velocidad como un escalar a través de la estimación de tiempos de vuelo de la onda.

- Lineal: Su ley constitutiva (relación tensión–deformación) es lineal, es decir, el esfuerzo es proporcional a la deformación.
- Isostrópico: Se considera que las propiedades son iguales en todas direcciones del medio, no hay ejes privilegiados.

- Homogéneo: Sus propiedades mecánicas (densidad , módulos elásticos,y coeficiente de Poisson , etc.) son constantes en todo el volumen del cuerpo.

Aunque los tejidos son medio inherentemente viscoelástico, en los métodos de elastografía que recuperan la velocidad de propagación de la onda de corte como biomarcador principal, la contribución viscosa no puede observarse explícitamente. En estas técnicas, la velocidad medida corresponde a una aproximación puramente elástica del tejido, ya que la dependencia con la frecuencia y los términos disipativos no son recuperables a partir de la información adquirida. Por lo tanto, la rigidez estimada refleja únicamente la componente elástica efectiva del material.

Además, al considerar exclusivamente un régimen lineal, se asume que las deformaciones inducidas son pequeñas. Bajo esta hipótesis, la conservación del momento lineal combinada con las relaciones constitutivas de un sólido elástico isotrópico conduce directamente a la ecuación de Navier para elasticidad lineal, la cual describe la propagación de ondas longitudinales y de corte en medios elásticos.(1.1) [10].

$$\frac{E}{2(1+\nu)} \nabla^2 \mathbf{u} + \frac{E}{2(1+\nu)(1-2\nu)} \nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) = \rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}}{\partial t^2} \quad (1.1)$$

Donde E corresponde al módulo de Young, ν corresponderá al módulo de Poisson, ρ será la densidad de la masa, u estará definido como el vector de desplazamiento, cuya segunda derivada con respecto al tiempo corresponderá a la aceleración de la onda en el medio.

En base a las definiciones planteadas de material elástico, homogéneo, isotrópico y lineal, las propiedades del material se relacionan como se muestra en las ecuaciones (1.2), (1.3), y (1.4)

$$E = \frac{(3\lambda + 2\mu) \mu}{\lambda + \mu} \quad (1.2)$$

$$\nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)} \quad (1.3)$$

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (1.4)$$

Al asumir el hígado como tejido blando, lo cual implica una condición de incompresibilidad, es decir, que al aplicar cualquier carga, este no cambia su volumen, obteniendo entonces que $\nu = 0,5$. Esto, reduce la ecuación (1.4) a:

$$\mu = \frac{E}{3} \quad (1.5)$$

Existen dos modos principales de propagación de la onda en los tejidos blandos. En las ondas longitudinales (vale decir, de compresión o de presión), las partículas oscilan en la dirección de propagación de la onda. En las ondas de corte, las partículas oscilan en dirección transversal a la de propagación de la onda. Por lo tanto, es posible aplicar la descomposición de Helmholtz al campo vectorial de desplazamiento $\mathbf{u}$. Esta descomposición permite expresar $\mathbf{u}$ como la suma de un componente longitudinal y un componente transversal. El componente longitudinal puede describirse mediante el gradiente de un potencial escalar ψ , mientras que el componente transversal se representa mediante el rotor de un potencial vectorial $\boldsymbol{\theta}$, tal como se muestra en: [10]

$$\mathbf{u} = \nabla\psi + \nabla \times \boldsymbol{\theta} \quad (1.6)$$

La separación de componentes conduce a dos ecuaciones de onda que describen por separado la propagación longitudinal y transversal, definidas respectivamente como:

$$\begin{aligned} \nabla^2\psi - \frac{1}{c_L^2} \frac{\partial^2\psi}{\partial t^2} &= 0, & c_L &= \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}}, \\ \nabla^2\boldsymbol{\theta} - \frac{1}{c_T^2} \frac{\partial^2\boldsymbol{\theta}}{\partial t^2} &= 0, & c_T &= \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}. \end{aligned} \quad (1.7)$$

Se debe notar que, las expresiones de velocidad c_L y c_T se expresan en términos de módulos elásticos, es decir, dependen netamente de los módulos de Lamé, y, por lo tanto, corresponden a una idealización en base al supuesto de linealidad (no depende de la frecuencia de excitación). [5]

En base al supuesto de incompresibilidad, se tienen consecuencias directas en la consideración de los módulos de velocidad transversal y longitudinal. En primera instancia, se tiene que la velocidad de onda transversal se define como:

$$c_L = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}}, \quad \text{donde} \quad \lambda + 2\mu \approx \lambda$$

Considerando valores característicos, como una densidad del tejido $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$, se obtiene que la velocidad de onda longitudinal toma valores del orden de:

$$c_L \approx \sqrt{\frac{\lambda}{\rho}} \approx 1500 \text{ m/s}.$$

Por lo tanto, un cambio en el módulo de corte μ , el cual está directamente relacionado con la rigidez del tejido (una propiedad clave en la medición de tejido blando), apenas tiene efecto sobre la velocidad de onda longitudinal c_L , haciendo que su variación sea despreciable desde el punto de vista de diagnóstico.

Por otro lado, el caso de la medición de la velocidad de ondas transversales es diferente, puesto que es sensible clínicamente. Al doblar o triplicar el módulo de corte, la velocidad crece de manera detectable por aparatos de medición clínicos.

Al tomar valores del orden de los kPa en el caso del módulo de corte y considerando la densidad típica de los tejidos, se obtienen valores para c_T de entre 1-10 [m/s]. Por lo tanto, se tienen ventajas práctica de medir la velocidad de onda transversal, donde la fibrosis es fácilmente detectable y medible a través de aparatos clínicos de medición.

1.3. Estimación de movimiento de los tejidos blandos

Al estimar el movimiento inducido en tejidos blandos por excitaciones mecánicas, la elastografía se ha convertido en una herramienta fundamental para caracterizar sus propiedades elásticas. Existen diferentes técnicas basadas en el ultrasonido, según el tipo de excitación, ya sea de compresión estática, vibraciones dinámicas, etc. La elastografía transiente consiste en generar una excitación pulsada de baja frecuencia en la superficie superior del tejido blando. Esta técnica, posee la ventaja de ser menos sensible al movimiento del paciente y límites del artefacto de medición, debido a su capacidad de adquisición en tiempo real (tiempo de adquisición de decenas de milisegundos). Esta excitación, induce a una propagación de onda de corte en los tejidos, cuya velocidad local está directamente relacionada con el módulo de Young. Estos desplazamientos inducidos en el medio se miden con un solo transductor, conectado a un sistema de imágenes ultrarrápido (capaz de adquirir imágenes a miles de cuadros por segundo).

Este método se basa entonces en la formación de haces de apertura multisintética, lo suficientemente robusto como para estimar con una velocidad a partir de fotogramas muy alta (del orden de los miles de cuadros por segundo), los desplazamientos axiales y laterales inducidos por la onda de corte. Para esto, se requiere una estimación local de pequeños desplazamientos (1 a 100 micrómetros), sobre una imagen a gran escala, con una velocidad de fotogramas alta (de hasta 6000 frames por segundo). Esto, por lo tanto, permite registrar todos los datos de radiofrecuencia (RF), recibidos del transductor. [23].

Dentro de la elastografía transiente, se observa que las ondas de corte se propagan en tejido humano (tejidos blandos), con una frecuencia típicamente de 50 Hz. Sin embargo, el mapa de velocidades evoluciona rápidamente con el tiempo, y por lo tanto, se deben obtener imágenes con una velocidad de fotogramas mucho mayor (la onda de corte se propaga a velocidades típicas de 1-10 [m/s]).

La obtención de imágenes, se logra iluminando el medio con una onda plana a una repetición de pulso que varía usualmente entre 5000-6000 Hz, como se muestra en la figura 1.1 [23]. Las señales RF recibidas, se almacenan en la memoria buffer, y se transmiten al equipo después de la adquisición.

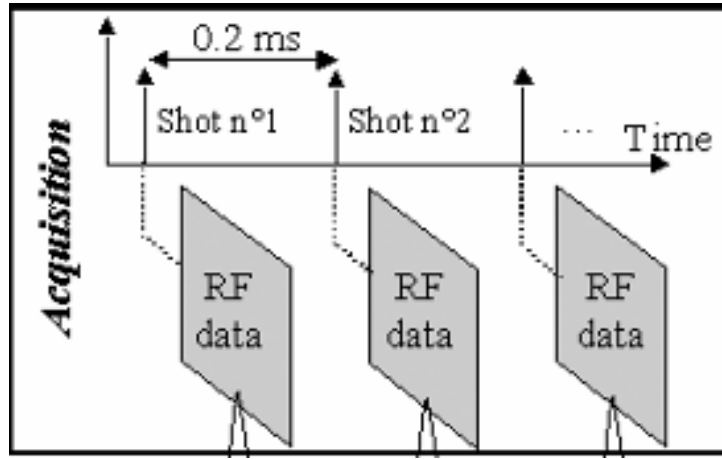


Figura 1.1: Adquisición de datos RF equipo Verasonics Vantage [23]

1.4. Ondas de Corte

La dependencia de las ondas de corte en diferentes características celulares brindan oportunidad de investigar propiedades tisulares nuevas con métodos de ultrasonido. Existen aspectos que pueden causar variaciones en la velocidad de ondas de cizallamiento. Al asumir que los tejidos blandos se comportan como materiales puramente elásticos, se supone que su deformación no depende del curso temporal de la tensión aplicada, y, por lo tanto, no variará con la frecuencia (característica llamada dispersión). Por otro lado, otro parámetro que puede afectar la velocidad de la onda son las dimensiones de los límites del tejido con respecto a la longitud de onda utilizada para medir. En el caso de que las longitudes de onda fuesen mayores que el objeto, se puede derivar en dispersión geométrica, incluso bajo el supuesto de material elástico.

Debido a que la estructura y los constituyentes pueden variar entre los diferentes tejidos blandos, la velocidad de onda de corte puede variar en dos ordenes de magnitud, cómo se muestra en la figura 1.2.

Esta variación de onda aumenta en muchos tejidos en presencia de enfermedad, como es el caso de la rigidez dentro de la fibrosis hepática.

Por lo tanto, para explorar en dónde es útil utilizar las ondas de compresión y ondas de corte para el análisis de propiedad de los tejidos, se debe analizar el espacio de parámetros gobernados por la ecuación:

$$c = \lambda f \quad (1.8)$$

Tissue	Compressional waves		Shear waves	
	c_c (m/s)	References	c_s (m/s)	References
Breast	1450–1570	Duck 1990; Goss et al. 1978	1.10–3.46	Athanasίου et al. 2010; Bai et al. 2012; Lorenzen et al. 2003; Sinkus et al. 2005b, 2007; Tanter et al. 2008
Breast cancer	1437–1584	Duck 1990; Goss et al. 1978	3.25–9.64	Athanasίου et al. 2010; Bai et al. 2012; Berg et al. 2012; Evans et al. 2010; McKnight et al. 2002; Sinkus et al. 2005b, 2007; Tanter et al. 2008
Liver	1522–1623	Duck 1990; Goss et al. 1978, 1980	0.85–3.01	Asbach et al. 2010; Bavu et al. 2011; Friedrich-Rust et al. 2009; Muller et al. 2009; Rouviere et al. 2006; Palmeri et al. 2008
Fibrotic/cirrhotic liver	1535–1581	Duck 1990	0.84–5.00	Asbach et al. 2010; Bavu et al. 2011; Castéra et al. 2010; Friedrich-Rust et al. 2009; Huwart et al. 2006; Muller et al. 2009; Sandrin et al. 2003; Stebbing et al. 2010
Skeletal muscle	1500–1610	Goss et al. 1978	1.56–7.60	Chen et al. 2009; Gennisson et al. 2003, 2010; Klatt et al. 2010; Ringleb et al. 2007; Nordez et al. 2008; Uffmann et al. 2004; Urban and Greenleaf 2009
Kidney	1558–1562	Duck 1990	1.20–3.50	Amador et al. 2011; Arndt et al. 2010; Derieppe et al. 2012; Stock et al. 2010; Syversveen et al. 2011
Heart	1528–1602	Duck 1990; Goss et al. 1978, 1980	0.83–7.00	Bouchard et al. 2009; Couade et al. 2011; Kanai 2005; Kolipaka et al. 2010; Lee et al. 2012b; Nenadic et al. 2011a, 2011c; Pernot et al. 2011

Figura 1.2: Caracterización de velocidad de onda de corte en tejidos [20]

Donde c corresponde a la velocidad de onda, f la frecuencia de dicha onda y λ , su longitud.

En base a [19], se tiene que, para apoyar la propagación de la onda, las dimensiones del tejido deben ser mayores a la longitud de dicha onda, y para resolver una característica específica, la longitud debe ser más corta que dicha característica.

Por lo tanto, en base a las regiones definidas, se puede observar que, para la región de ondas de compresión, la velocidad oscila entre 1500m/s y 1800m/s, y cubre un rango de frecuencias entre 10^5 y 10^8 Hz.

Por otro lado, la región de ondas de corte posee una velocidad que varía entre 0.5m/s y 100m/s, con frecuencias comprendidas entre 10^0 y 10^6 Hz.

Para introducir los principios de la elastografía por ondas de corte, se tiene un esquema general del proceso de generación y detección de estas ondas. En este enfoque, un transductor ultrasónico aplica una breve excitación mecánica sobre el tejido, generando ondas de corte que se propagan lateralmente a través del medio y son posteriormente registradas mediante técnicas de pulso–eco, ya sea con el mismo transductor o con uno independiente.

La excitación mecánica puede provenir directamente del transductor o de fuentes externas —como un actuador vibratorio o un altoparlante— según el método empleado,

tal como se describe en [26].

La elastografía por resonancia magnética (MRE) es una de las técnicas más consolidadas para la evaluación no invasiva de la rigidez hepática y la estadificación de la fibrosis. Su principio central consiste en generar una excitación mecánica armónica y medir, mediante secuencias con contraste de fase, los desplazamientos tisulares resultantes, los cuales son del orden de micrómetros. Las imágenes se adquieren en múltiples desplazamientos de fase a lo largo de un ciclo mecánico, lo que permite reconstruir la amplitud y la fase del movimiento armónico en cada punto del espacio [25].

El rendimiento de la MRE depende tanto de la configuración de adquisición de la resonancia (para maximizar la relación señal/ruido) como de la frecuencia y amplitud de la excitación mecánica, que debe penetrar adecuadamente en la región de interés y generar desplazamientos detectables. No obstante, su alto costo y limitada disponibilidad clínica han impulsado el desarrollo de métodos alternativos basados en ultrasonido.

Entre estos métodos, destacan las técnicas de fuerza de radiación acústica (ARFI), que emplean pulsos ultrasónicos de alta intensidad para inducir desplazamientos locales en el tejido. Los desplazamientos típicos en ARFI son pequeños (menores a $10\ \mu\text{m}$) pero altamente detectables debido a la baja decorrelación entre ecos consecutivos y a que el movimiento inducido es predominantemente traslacional. En una secuencia ARFI, un pulso de seguimiento inicial establece la referencia; posteriormente, un pulso de empuje de $30\text{--}300\ \mu\text{s}$ genera el desplazamiento, seguido de pulsos de seguimiento que registran su evolución temporal. Repitiendo la secuencia en diferentes posiciones espaciales es posible formar una imagen ARFI del desplazamiento tisular [18]. De manera general, los tejidos más blandos exhiben desplazamientos mayores y tiempos de recuperación más lentos [5]. Métodos como SSI y SWEI, basados en estos principios, se encuentran actualmente integrados en equipos clínicos.

Otro enfoque es la elastografía transitoria (TE), ampliamente utilizada en el dispositivo comercial FibroScan. En este método, una vibración mecánica impulsiva de baja frecuencia (aproximadamente 50 Hz) se aplica mediante un pistón externo, mientras que un transductor ecográfico adyacente mide la propagación de la onda resultante para estimar la velocidad de onda de corte y, con ello, la elasticidad promedio del tejido. Aunque efectiva para evaluar rigidez hepática global, la TE no entrega imágenes bidimensionales y presenta limitaciones en pacientes con alto índice de masa corporal debido a la baja amplitud de los desplazamientos generados [26].

También se han desarrollado técnicas basadas en excitaciones armónicas continuas, como la elastografía armónica en el tiempo (THE). Este enfoque utiliza vibraciones

multifrecuencia y altas tasas de muestreo en modo M para descomponer las componentes armónicas del movimiento a partir de un único escaneo. La técnica permite medir la dispersión de la velocidad de onda de corte en un rango de 30–60 Hz, lo que aporta información sobre el comportamiento viscoelástico del hígado [24]. Sus ventajas incluyen bajo costo y utilidad en patologías difusas; sin embargo, solo entrega información localizada en una dimensión y no produce imágenes 2D.

En métodos basados en vibraciones externas múltiples, es posible generar ondas de corte dentro del campo de visión para construir mapas bidimensionales de elasticidad. No obstante, la propagación suele presentar patrones complejos debido a reflexión, difracción y atenuación, lo que dificulta aplicar métodos convencionales de estimación, como el tiempo de vuelo. Además, en aplicaciones *in vivo* resulta desafiante mantener direcciones de propagación estables, lo que limita la reconstrucción robusta de mapas 2D de elasticidad.

1.5. EVMUSE

Se propone un método de elastografía por ondas de corte, por medio de ultrasonido multidireccional, basado en vibraciones externas de un accionador mecánico que cumpla con las características, para evaluar el estado de tejido blando, enfocándose principalmente en fibrósis hepática. [26].

En un campo de ondas de corte pueden coexistir múltiples frentes que se superponen durante la propagación, lo que da lugar a patrones de interferencia complejos. Sin embargo, esta superposición no impide la estimación de la velocidad, ya que el método propuesto permite analizar el movimiento sin requerir que las ondas estén aisladas ni que sigan una única dirección de propagación. En este contexto, el uso de filtros espacio–temporales direccionales permite separar de manera efectiva las componentes de movimiento asociadas a distintas orientaciones, independientemente de la dirección, ubicación o banda de frecuencias presentes en el plano de imagen.

La hipótesis de trabajo es que, mediante este filtrado direccional, es posible extraer las ondas de corte que se propagan en cada dirección definida y estimar para cada una de ellas un mapa bidimensional escalar de velocidad utilizando métodos locales de estimación de velocidad de onda de corte. Posteriormente, los mapas correspondientes a todas las direcciones se combinan para obtener un mapa final de velocidad.

Utilizando entonces, la ecuación de Helmholtz, se puede obtener la velocidad de

corte de la onda, y así su rigidez. [15]

1.5.1. Planteamiento Experimental

La inducción de un campo de ondas mecánicas externas permite generar desplazamientos medibles en los tejidos del fantoma. Este estímulo puede aplicarse mediante vibraciones producidas por un altavoz, un actuador mecánico o un transductor ultrasónico. En este trabajo se emplean ondas de corte focalizadas generadas por el transductor lineal L11-5v, en contraste con la alternativa basada en un altoparlante. Aunque un actuador externo puede entregar amplitudes mayores, la excitación con el transductor resulta suficiente para validar el método y produce, a través del acoplamiento mecánico, un campo de ondas de corte multidireccional dentro del medio.

El montaje experimental sigue una configuración análoga a la propuesta por Tzchatzch et al., donde la región de interés permanece expuesta y el emisor mecánico se acopla al fantoma, permitiendo además que el transductor acceda a las ventanas acústicas necesarias para la adquisición de datos, como se muestra en la figura 1.3.

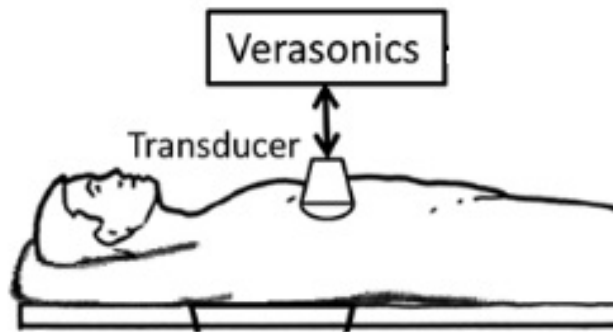


Figura 1.3: Configuración para elastografía propuesto

Para la formación de imagen en modo B y la detección del movimiento inducido por la onda de corte, se utiliza un transductor curvo L11-5v (Verasonics Inc., Redmond, WA, EE. UU.). La diferencia en frecuencia central respecto de otros transductores proporciona una mayor resolución espacial, particularmente adecuada para fantomas de

tamaño reducido, como los empleados en este estudio. Bajo la guía del modo B, es posible ajustar con precisión la región de interés antes de la adquisición.

1.6. Verasonics

El sistema de investigación Verasonics ha sido ampliamente adoptado en laboratorios dedicados a estudios de ultrasonido, debido a su flexibilidad para diseñar secuencias y a su compatibilidad con una variedad de transductores comerciales (por ejemplo, L7-4, P4-2 y otros). Una de sus principales ventajas es el acceso directo a los datos de canal en bruto de cada elemento de la matriz, lo que permite implementar y evaluar distintos métodos de formación de imágenes.

El sistema Verasonics Vantage está compuesto por un hardware de adquisición conectado a una computadora controladora. El hardware incluye módulos electrónicos para la generación de formas de onda de transmisión multicanal, amplificación y filtrado de señales analógicas de recepción, procesamiento digital y secuenciación de escaneo. La computadora ejecuta software desarrollado en Matlab, donde el usuario programa secuencias mediante una colección de objetos y eventos. Al ejecutarse un script de configuración, se genera un archivo binario que contiene todas las estructuras necesarias en formato `.mat`.

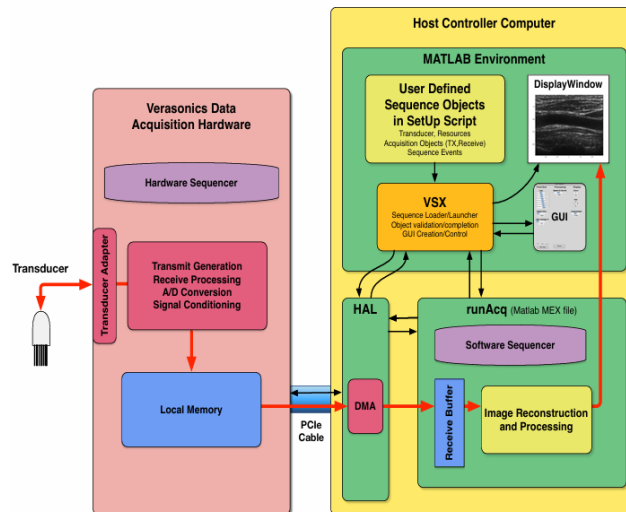


Figura 1.4: Configuración Verasonics-Vantage.

Para generar una secuencia de imágenes, el usuario debe cargar un archivo Matlab que define la colección de objetos utilizados por el escáner. Dicho archivo se ejecuta

mediante el programa VSX, encargándose de administrar la transmisión, recepción y almacenamiento de datos. Los datos de radiofrecuencia (RF) de los canales en bruto pueden obtenerse luego de la ejecución de la secuencia, así como los datos en fase y cuadratura (IQ) mediante la modalidad interna de formación de haces [4]. El proceso general se muestra en la Figura 1.5.

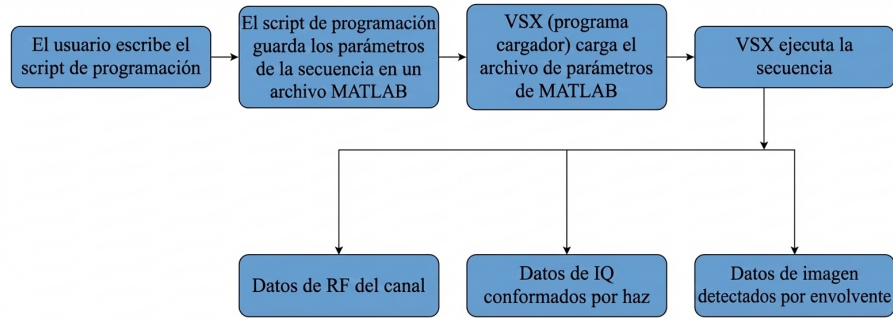


Figura 1.5: Flujo de trabajo del sistema Verasonics Vantage.

Los `push` y `tracks` se definen en las estructuras de forma de onda de transmisión (TW). La frecuencia de transmisión utilizada para los pulsos de seguimiento suele coincidir con la frecuencia central del transductor, maximizando la eficiencia de transmisión y, por ende, la fuerza acústica entregada al tejido. Esta frecuencia se encuentra en la estructura `Trans.frequency`. En aplicaciones armónicas puede seleccionarse una frecuencia menor para permitir la recepción eficiente del armónico generado.

En una excitación impulsiva de duración T , el impulso mecánico entregado al tejido depende del producto fT , donde f corresponde a la densidad de fuerza acústica. En el escáner Verasonics, la duración T está determinada por el número de ciclos definidos en la estructura TW; por lo tanto, aumentar la duración del `push` incrementa el desplazamiento inducido en el tejido.

Las configuraciones focales de transmisión se definen en la estructura TX, especificando la apertura, la profundidad focal y la apodización. Estas configuraciones varían según el tipo de secuencia de imagen (por ejemplo, ondas planas no requieren retraso de transmisión). De acuerdo con la documentación del sistema, los focos elevacionales de los transductores L7-4 y C5-2 son de 25 mm y 55 mm, respectivamente.

En elastografía por ultrasonido, es común realizar seguimiento tisular mediante eventos repetidos de transmisión y recepción en las mismas ubicaciones espaciales. Usualmente se emplea la misma estructura TX para describir la transmisión, mientras

que cada evento de recepción debe definirse mediante una estructura `Receive` independiente con su propia posición de almacenamiento en memoria.

Un parámetro relevante para el posprocesamiento es la frecuencia de muestreo, definida dentro de la estructura `Receive`. Por defecto, esta frecuencia es aproximadamente cuatro veces la frecuencia central del transductor, como se observa en la Figura 1.6, garantizando un muestreo adecuado de los datos RF.

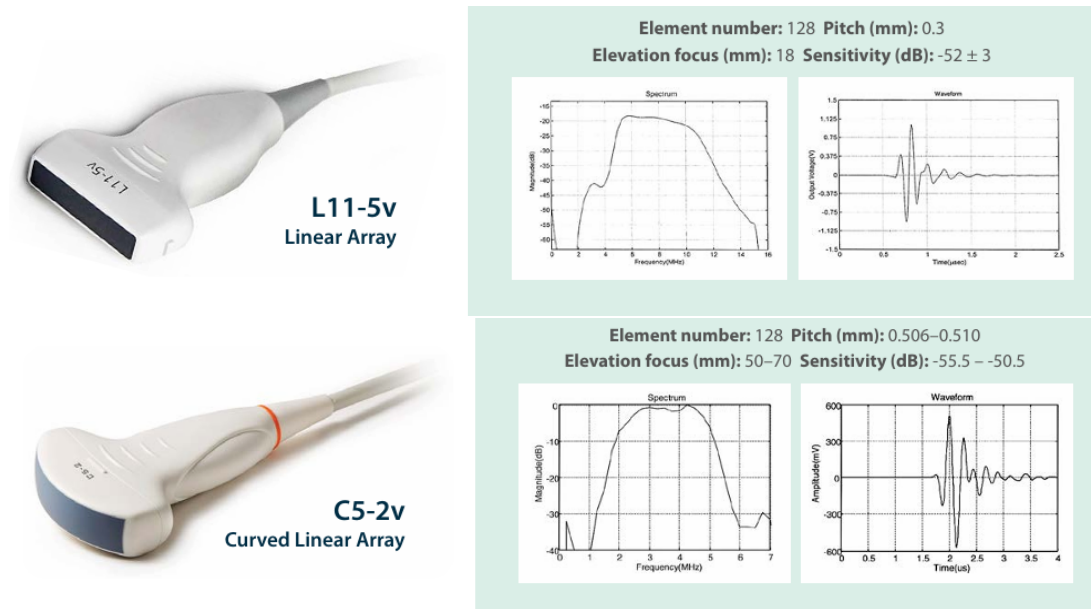


Figura 1.6: Comparativa entre transductores lineales y curvos.

Otro parámetro crítico es el intervalo de repetición de pulso (PRI), que determina la tasa de muestreo temporal para rastrear la propagación de la onda de corte. El PRI es inversamente proporcional a la frecuencia de repetición de pulso (PRF), e influye directamente en la velocidad máxima que puede medirse sin aliasing, según el criterio de Nyquist. El PRI debe ser lo suficientemente grande para evitar solapamientos entre pulsos y garantizar que la energía acústica retorne al transductor antes del siguiente evento de seguimiento.

También se debe considerar la geometría del transductor. Los arreglos curvilíneos pueden provocar que la onda de corte se propague en ángulos oblicuos cuando el haz de empuje no se genera en el centro, introduciendo sesgos en métodos basados en tiempo de vuelo. Además, durante mediciones con fantasmas, la superficie curva del transductor puede generar espacios entre los elementos y el material, requiriendo un medio de acoplamiento. El agua, aunque comúnmente utilizada, posee una velocidad

de propagación distinta a la del fantoma (1490 m/s frente a 1540 m/s), lo que puede inducir refracción en el límite agua–fantoma y sesgos en la estimación de velocidad. Para minimizar este efecto, se emplean soluciones salinas o alcohólicas con velocidades acústicas más cercanas a las del tejido o fantoma estudiado.

1.7. Transductor

Un transductor es un dispositivo electromecánico capaz de emitir y recibir pulsos ultrasónicos. Dependiendo de su diseño, puede operar sumergido en agua —permitiendo la transmisión acústica hacia un material objetivo— o puede acoplarse mecánicamente a la piel mediante un gel, de modo que las ondas de presión se transmitan eficazmente hacia el tejido. Aunque existen diversos mecanismos para convertir señales eléctricas en ondas acústicas, la técnica predominante en ultrasonido es la conversión piezoeléctrica [21].

Los transductores piezoeléctricos están formados por un cristal cuyas dipolos eléctricos están alineados naturalmente o tras un proceso de polarización. El efecto piezoeléctrico convierte presión en voltaje (modo recepción), mientras que su efecto inverso convierte voltaje en presión (modo transmisión). De esta forma, el elemento piezoeléctrico puede modelarse como un dispositivo de tres puertos: una señal eléctrica aplicada a través de los electrodos genera, mediante el efecto piezoeléctrico inverso, pulsos acústicos hacia los dos puertos acústicos del cristal. Físicamente, el cristal se expande y contrae, generando desplazamientos en la dirección axial z .

Las configuraciones de transductores más comunes son la matriz lineal, la matriz en fase y la matriz curva o convexa. Cada tipo utiliza un método particular de escaneo para cubrir la región de imagen mediante líneas sucesivas, definiendo una apertura activa de n elementos para dirigir el haz a lo largo del eje z , como se muestra en la Figura 1.7.

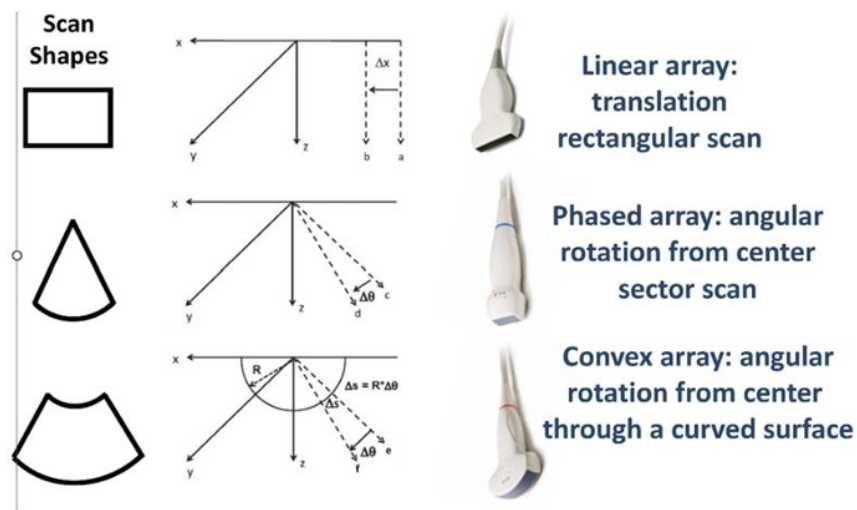


Figura 1.7: Métodos de escaneo en transductores.

La apertura se desplaza mediante una traslación a lo largo del eje x , con paso $\Delta x = p$, desde un punto “a” hasta un punto “b”. En el caso de matrices convexas, los elementos se disponen sobre un arco de radio R . Aquí, las líneas de barrido se emiten con un ángulo expresado por la relación $\Delta = R \Delta\theta$, donde la dispersión angular proviene de la geometría curva.

Un transductor está compuesto típicamente por decenas o cientos de elementos (entre 65 y 512). Cada elemento genera una onda esférica que, al interferir con las ondas de los elementos vecinos, produce un patrón característico dependiente del desfase entre picos y valles, lo que se denomina patrón de interferencia. Esta interacción determina la forma final del haz acústico, el cual se divide en dos zonas principales [2]:

- Zona de Fresnel (cercana): el haz reduce su ancho hasta alcanzar un diámetro mínimo, coincidente con el punto focal, donde la intensidad es máxima y la resolución lateral es superior.
- Zona lejana: después del foco, el haz diverge con un ángulo determinado por la longitud del pulso y el ancho de la apertura. En esta región se distinguen el lóbulo principal y los lóbulos laterales, responsables de artefactos en la imagen.

Cada pulso ultrasónico está compuesto por un número determinado de ciclos y se caracteriza por:

- Duración: tiempo de emisión del pulso (típicamente $0,5\text{--}3 \mu\text{s}$).
- Período de repetición de pulso (PRF): número de pulsos emitidos por segundo; está inversamente relacionado con la profundidad máxima de imagen.
- Longitud espacial del pulso (SPL): distancia entre el inicio y el final del pulso (aprox. $0,1\text{--}1 \text{ mm}$).

La resolución define la mínima distancia a la que pueden distinguirse dos estructuras. Se consideran tres tipos:

Resolución axial: depende de la longitud espacial del pulso y mejora con frecuencias más altas y pulsos más cortos. Es constante a lo largo del haz.

Resolución lateral: depende del ancho del haz y es máxima en el punto focal; mejora con mayor frecuencia.

Resolución elevacional: corresponde al espesor del plano de imagen y depende de la curvatura y diseño del transductor [6].

Durante la recepción, los ecos tienen amplitudes diferentes según la ecogenicidad del tejido. La distancia al objetivo se estima mediante:

$$d = \frac{v_{sw} \cdot t}{2},$$

donde v_{sw} es la velocidad del sonido en el tejido y t el tiempo de vuelo. La amplitud de los ecos se representa mediante una escala de grises, formando la modalidad modo B (Brightness), base del diagnóstico clínico.

Al adquirir líneas consecutivas de ecos, se obtiene una imagen bidimensional; al reproducirlas en secuencia temporal se forma una imagen dinámica, cuya tasa se expresa como frame rate. Incluir el tiempo como variable introduce la resolución temporal, que mejora a costa de la resolución espacial.

Para optimizar la imagen, los ecos recibidos son sometidos a:

- Amplificación: aumento general de la señal.
- Compensación de ganancias (TGC): amplificación dependiente de la profundidad para corregir la atenuación.
- Compresión del rango dinámico: ajuste logarítmico dentro del rango visible.
- Demodulación: eliminación de componentes no relevantes.

El ancho de banda del transductor determina sus modos operativos (modo B, Doppler, armónico). En imagen armónica, la recepción ocurre típicamente al segundo armónico de la frecuencia transmitida, requiriendo un transductor de banda ancha.

Finalmente, la selección del transductor adecuado depende de la región anatómica de interés, la profundidad requerida y las ventanas acústicas disponibles [22].

1.8. Modo B

Como se menciona en la configuración del equipo Verasonics, comúnmente los scripts para la toma de datos se generan contemplando el modo B de ultrasonido a modo de visualización de la imagen y región de interés ROI”.

Una imagen en modo B es una imagen en sección transversal que representa los tejidos y límites de los órganos dentro del cuerpo. Se construye a través de ecos, que son generados a partir de la reflexión de ondas ultrasónicas en los límites de los tejidos. Cada eco se muestra en un punto de la imagen, que corresponde a la posición relativa de su origen dentro de la sección transversal del cuerpo. El brillo de la imagen en cada punto está relacionado con la fuerza o amplitud del eco dando lugar al término de modo B. [9]

Para formar una imagen en modo B, se tiene una fuente de ultrasonido, el transductor, en contacto con la piel, y se envían ráfagas cortas o pulsos de ultrasonido al paciente, a través de forma de haces estrechos 1.8

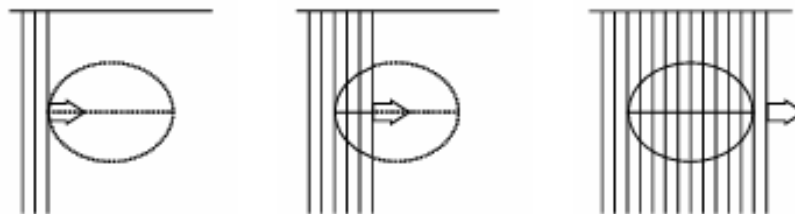


Figura 1.8: Formación de imagen modo-B 2D

Para poder mostrar cada eco en la posición correspondiente, el modo B requiere dos datos de información. El rango o distancia del objetivo hasta el transductor, y la dirección del objetivo desde los canales del transductor, es decir, la posición y orientación del haz del ultrasonido.

Dentro de lo que es la imagenología por ultrasonido, el modo B se realiza típicamente utilizando frecuencias que van desde 1 a 15 MHz.

1.9. Señales RF

Los datos RF, o datos en Radiofrecuencia, se utilizan para denotar señales que contienen información de frecuencia de bandas. En términos de ultrasonido, se habla de

datos en radiofrecuencia cuando corresponden a datos no procesados, donde la información de frecuencia está intacta. Dentro de las técnicas de imagenología, la señal RF es la salida del formador de haces, es decir, desde el transductor. [12].

1.10. Señales IQ

Dentro del procesamiento de señales, se tiene el método de demodulación en datos I/Q, el cual busca obtener la señal compleja, con componentes tanto reales como complejas, a partir de señales crudas, o sin procesar, como lo son los datos RF.

La demodulación consiste principalmente en tres pasos:

- down-mixing
- low pass filtering
- Decimation

Primero, la señal RF es mezclada con una señal sinusoidal compleja, de la forma:

$$x_{IQ}(t) = x_{RF}(t)e^{-j2\pi t f_{\text{Demod}}}. \quad (1.9)$$

Luego, una vez se tiene una señal compleja, se aplica un filtro pasa bajo, de forma de remover el espectro de frecuencia negativo, y el ruido fuera del ancho de banda deseado de la señal compleja. Finalmente, se lleva a cabo el proceso de eliminación, para reducir la frecuencia, asegurando una buena reconstrucción de la señal de frecuencia de muestreo [14].

1.11. Beamforming

Dada las técnicas de imagenología por ultrasonido, se tiene un proceso de reconstrucción de las imágenes por ultrasonido. En la mayoría de los casos, esta reconstrucción se basa en la aplicación de línea por línea de un simple algoritmo de retraso y suma (comunmente denominado "DAS"), a las señales de eco recibidas, lo que limita las velocidades de imagen a aproximadamente la tasa de video [11].

Delay and Sum es el tipo de formación de haz más básico para la imagenología médica por ultrasonido. Debido a su construcción simple y su eficiencia, es probablemente de los métodos más ocupados en ultrasonido de alta tasa de cuadros (ultrafast).

Este método, además, ha sido históricamente utilizado en aplicaciones como radares terrestres y aéreos, así como en el uso de las telecomunicaciones. A pesar de su construcción simple, se debe tener cuidado con la implementación de este método, en particular, se debe prestar especial atención a la velocidad del sonido en el medio, y a la apertura de recepción utilizada durante la formación del haz. Un DAS bien implementado, puede tener un impacto significativo en la calidad de la imagen.

Un pulso de eco, con una fuente puntual virtual de alta velocidad de fotogramas (high frame rate), se utiliza con mayor frecuencia en conjunto con la emisión de ondas circulares o planas. El propósito de esto es insonificar una gran parte de la región de interés con un frente de onda amplio, para que se puede obtener una imagen completa mediante una sola transmisión. Sin embargo, en la práctica, lo usual es necesitar varias transmisiones para permitir que las señales reflejadas se combinen y obtener una imagen de alta calidad. Por lo tanto, formar una imagen a partir del sonido requiere estimar los tiempos de viaje de ida y vuelta de los frentes de onda hacia y desde todos los dispersores. Estos, pueden ser expresados explícitamente al transmitir ondas circulares y planas.

Si bien el arreglo se describe para coordenadas cartesianas, es análogo para transductores con geometrías curvas y convexas. El sistema de coordenadas cartesianas asociado a arreglos lineales uniformes se define con el eje x paralelo al transductor, apuntando desde el elemento más a la izquierda, hasta el elemento más a la derecha, donde $x=0$ corresponde al centro del arreglo lineal. Por otro lado, el eje z será perpendicular al arreglo descendente. Asumiendo una velocidad del sonido “ c ” uniforme en el medio (esto, debido a la condición planteada de homogeneidad acústica, entendiendo que las propiedades del medio serán constantes en la región de estudio), los tiempos de viaje de ida y vuelta de las ondas de frente desde el transductor estarán dadas por:

$$\tau_i(\mathbf{X}_s) = \frac{d_{TX}(\mathbf{X}_s) + d_{RX}(\mathbf{X}_s, x_i)}{c} - t_0 \quad (1.10)$$

donde d_{TX} y d_{RX} son las distancias de transmisión y recepción, y el parámetro t_0 corresponderá al tiempo de inicio de la adquisición.

Este último parámetro, dependerá a su vez de las diferentes velocidades del sonido a través de la lente acústica del transductor, dado que esta, añade un tiempo de propagación suplementario que se puede corregir mediante un adicional (normalmente los escáneres Verasonics realizan estas correcciones por defectos para sondas estándar). Por lo tanto, t_0 puede corregir delays debidos a la longitud de pulso.

Normalmente, las señales analógicas devueltas por los piezoeléctricos son señales de radiofrecuencias (señales RF). Este tipo de señales deben ser amplificadas y muestreadas antes de ser procesadas por un formador de haces. Sin embargo, en muchas situaciones, las señales que los elementos registran, son demoduladas digitalmente en datos I/Q antes de la formación de haces. Estas señales, son de hecho, señales de baja frecuencia, y por lo tanto, son más fáciles de manejar que los datos RF. Además, las magnitudes de las señales I y Q contienen información de amplitud de fase que se utiliza clásicamente en la generación de imágenes en modo B o Doppler. Por lo tanto, estas señales pueden ser formadas en haces directamente sobre la cuadrícula de la imagen, cosa que no se puede hacer con señales RF de manera general.

Dado que la suma y demodulación son operadores no conmutativos entre si, para preservar las fases relativas al retrasar y sumar señales I/Q luego de una demodulación, son necesarios rotadores de fase. Por lo tanto, las señales I/Q formadas por haces se pueden escribir como:

$$\mathbf{IQ}_{bf}(\mathbf{x}_s) = \sum_{i=1}^{N_e} \mathbf{IQ}_i(\tau_i(\mathbf{x}_s)) \exp(j 2\pi f_c \tau_i(\mathbf{x}_s)) \quad (1.11)$$

Por lo tanto, DAS es un operador lineal, que transforma señales I/Q registradas por los elementos de la matriz, en datos I/Q formados en haz. Si la serie temporal IQ contiene “ns” muestras, y estas se encuentran como un vector columna $\mathbf{IQ} = [\mathbf{IQ}_1, \dots, \mathbf{IQ}_{N_e}]$ traspuesto, de dimension $(n_{s_N} E \times 1)$, la formación de haces se puede escribir como:

$$\mathbf{IQ}_{bf} = \mathbf{M}_{DAS} \times \mathbf{IQ} \quad (1.12)$$

Donde $\mathbf{M}_{DAS}$ corresponderá a la matriz DAS, que contiene los pesos de interpolación, los rotadores de fase, y la truncación de suma inducida por un número f positivo [17].

1.12. Estimador 2D de velocidad Axial

La velocidad axial de una partícula producida por ondas de corte, puede ser estimada a partir de los datos obtenidos en fase y cuadratura.

El estimador de autocorrelación 2D se utiliza para medir velocidad axial de partículas (ejemplo sangre, flujo o tejido), a partir de los ecos ultrasonicos en su forma compleja (datos IQ). A diferencia de un estimador 1D de autocorrelación, el método 2D

emplea explícitamente las ecuaciones Doppler con dos medias espectrales locales, la frecuencia Doppler media, y la frecuencia RF media del eco.

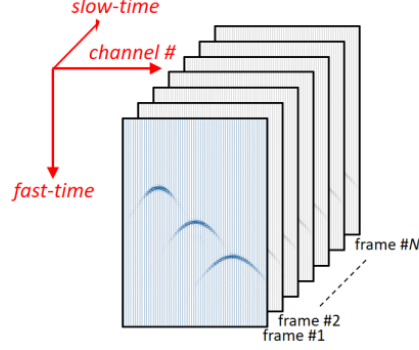


Figura 1.9: Tiempo rápido–Tiempo lento

En elastografía por ondas de corte, se inducen ondas de cizalla transitoria o armónica; cuya velocidad de propagación se relaciona directamente con el módulo de corte del medio. Para estimar esa velocidad, primero se requiere un campo de velocidades de partícula con alta relación de señal-ruido.

Físicamente, bajo la transmisión del pulso, el desplazamiento axial de dispersores entre pulsos (slow-time), produce un corrimiento de fase (frecuencia doppler), y simultaneamente, la banda RF del eco puede fluctuar debido a speckle o atenuación. La energía del eco se concentra a lo largo de segmentos radiales, cuya pendiente es proporcional a la velocidad axial media 1.9.

La autocorrelación 2D local del analítico en una ventana $\mathcal{W}$ se define como:

$$R(\ell_n, \ell_m) = \sum_{(n,m) \in \mathcal{W}} s[n, m] s^*[n + \ell_n, m + \ell_m], \quad (\ell_n, \ell_m) \in \mathbb{Z}^2. \quad (1.13)$$

A partir de los lags mínimos se estiman las fases medias (no normalizadas):

$$\hat{\Omega}_D = \arg\{R(1, 0)\} \text{ [rad/emi]}, \quad \hat{\Omega}_{RF} = \arg\{R(0, 1)\} \text{ [rad/muestra]}, \quad (1.14)$$

donde $\arg(\cdot) \in (-\pi, \pi]$ (si se usan lags mayores, aplicar desenrollado de fase).

El paso a unidades físicas es

$$\hat{f}_D = \frac{\hat{\Omega}_D}{2\pi T_{PRF}} \text{ [Hz]}, \quad \hat{f}_{RF}^{(BB)} = \frac{\hat{\Omega}_{RF}}{2\pi \Delta t} \text{ [Hz]}. \quad (1.15)$$

Si s es IQ demodulado a f_c , la frecuencia portadora efectiva para Doppler es:

$$\hat{f}_{\text{RF}} = f_c + \hat{f}_{\text{RF}}^{(\text{BB})}. \quad (1.16)$$

(Si se usa señal analítica de RF, entonces:

$$\hat{f}_{\text{RF}} = \hat{f}_{\text{RF}}^{(\text{BB})}$$

Bajo geometría pulse–echo, la ecuación Doppler axial es

$$f_{\text{D}} = \frac{2f_0}{c} v_z \cos \theta, \quad (1.17)$$

con f_0 la portadora efectiva y θ el ángulo de insonación.

La forma completa del estimador reemplaza f_0 por la media local estimada (1.16) y produce el estimador de velocidad axial media

$$\boxed{\hat{v}_z = \frac{c}{2\hat{f}_{\text{RF}}} \frac{\hat{f}_{\text{D}}}{\cos \theta}} \quad (1.18)$$

1.13. Transformada Rápida de Fourier (FFT)

Cada objeto que existe en el dominio del tiempo, tiene una representación en el espacio del dominio de la frecuencia. La principal motivación existente para trasladarse al dominio de la frecuencia es entonces la facilidad computacional como conceptual de operaciones. Al transformar la señal, desde el dominio del tiempo a la frecuencia, se pueden realizar operaciones de interés como filtrados, y luego, se aplica la transformación de la señal alterada de vuelta al dominio temporal. En muchos casos, la principal motivación es eliminar el ruido, eliminando las componentes de alta frecuencia, como se muestra a continuación en la figura 1.10.

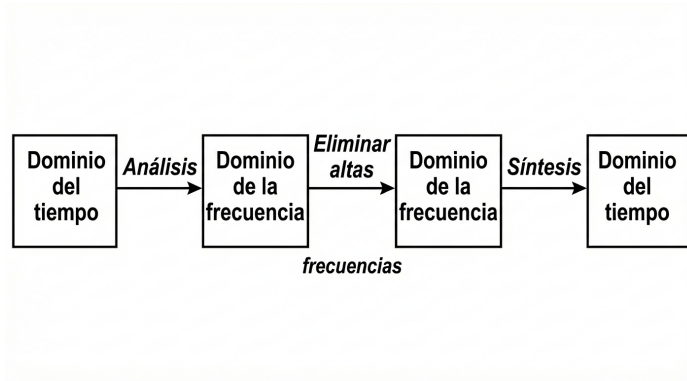


Figura 1.10: Secuencia de filtrado típica en Fourier

En el dominio del tiempo, el ruido aleatorio puede contribuir a una apariencia irregular de una señal que de otro modo se vería suave. Un enfoque muy simple para la reducción es, desde el espectro de la frecuencia, aplicar una "frecuencia de corte". Así, cualquier energía espectral por encima de ese corte, se considera proveniente del ruido, y cualquier cosa por debajo, será señal. Por lo tanto, el FFT es un algoritmo para calcular la "transformada discreta de Fourier (DFT)" de manera más eficiente. "Dada una señal $s(t)$, obtenida a través de una demodulación en fase y cuadratura, se puede analizar el contenido espectral, aplicando la "Transformada Rápida de Fourier", de la forma:

$$S(f) = \sum_{n=0}^{N-1} s(n) \cdot e^{-j2\pi fn/N} \quad (1.19)$$

donde:

- $s(n)$ representa la muestra n-ésima de la señal.
- N es el número total de muestras disponibles.
- f es el índice de frecuencia discreta.

En base a la representación espectral $S(f)$, la cual contiene información detallada sobre las frecuencias que componen dicha señal, se podrá aplicar técnicas de filtrado espectral, fundamentalmente para mejorar la relación señal-ruido (SNR), eliminar interferencias no deseadas, y aislar las componentes deseadas de la onda de corte [1].

1.14. Filtros Butterworth

Un filtro es un sistema que permite que ciertas frecuencias pasen a su salida y rechaza todas las demás señales. Los filtros se pueden clasificar de muchas maneras. La selectividad según el rango de frecuencia es una de las formas más comunes de clasificar, y se puede seleccionar según su función: paso bajo, paso alto, paso banda y rechazo de banda.

El filtro Butterworth es un tipo de filtro de procesamiento de señales diseñado para tener una respuesta de frecuencia tan plana como sea posible en la banda de paso. La planitud de la respuesta de salida aumenta a medida que aumenta el orden del filtro. Una mayor planitud corresponde a un filtro de alta precisión. Por lo tanto, la ganancia y respuesta normalizada del filtro dependerá del orden (en múltiplos de dos).

1.15. Filtros direccionales

Se pueden diseñar filtros espacio-temporales en el espacio de frecuencia para seleccionar porciones del campo de ondas que se propagan en direcciones específicas. Los campos de ondas filtrados no físicamente realistas sin embargo, dado que el filtrado es una operación lineal, satisfacen la misma ecuación de movimiento que los datos originales. Los campos de ondas filtrados poseen menos interferencias que el campo original y, por lo tanto, pueden ser analizados más fácilmente. Estos filtros son un producto de componentes radiales y direccionales espaciales, así como también están orientados en el tiempo. Los datos primero se transforman a un espacio de frecuencia 3D. Así, una onda con una frecuencia espacial denominada k , es representada con dos picos en el espacio de frecuencia, uno en k_+ , en la mitad positiva espacio temporal, y otra en k_- en la mitad negativa. Estas están representados como simétricamente opuestos, por lo que una de las dos puede ser separada y suprimida sin pérdidas de generalidad. Para implementar este tipo de filtros, la componente radial se multiplica por un componente direccional espacial con una dependencia coseno en el semiespacio alrededor de la dirección seleccionada, y cero en el semiespacio opuesto 1.11 [13].

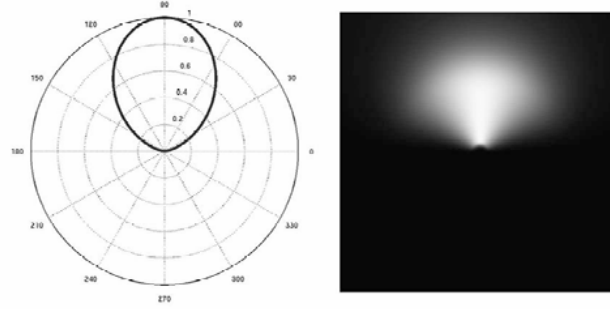


Figura 1.11: Filtro direccional $\cos^2$

En aplicaciones generales, rara vez existe dirección preferida de propagación, por lo que se pueden aplicar múltiples filtros en direcciones ortogonales, y procesarlos por separado, combinando los resultados de manera ponderada en función de la energía relativa en cada conjunto de datos filtrados en cada pixel.

1.16. Estimación de la velocidad de onda de corte con EVMUSE

Para calcular la velocidad de una onda de corte, se debe en primera instancia tener cuidado con la dirección de medición, dado que, de no estar alineada con la dirección de propagación de la onda, la velocidad estimada de la onda estará sesgada al alza. Para medir correctamente la velocidad, se necesita un cálculo en 2D de las señales a evaluar.

Dada una señal de onda de corte detectada en los pixeles a, b y c, como $S_a(t)$, $S_b(t)$ y $S_c(t)$, con t el tiempo, para cada par de señales, se puede calcular la función de correlación cruzada normalizada, como:

$$CC_{ab}(j) = \frac{\sum_i [S_a(i) - \overline{S_a}] [S_b(i+j) - \overline{S_b}]}{\sqrt{\sum_i [S_a(i) - \overline{S_a}]^2 \cdot \sum_i [S_b(i) - \overline{S_b}]^2}} \quad (1.20)$$

Donde j recorrerá los posibles retardos en muestras, y de igual forma, se calculará la correlación cruzada para el par de píxeles a y c, utilizando las señales S_a y S_c .

Con estas dos correlaciones, se identifica cual es el desfase en las muestras j , que maximiza cada correlación, de la forma:

$$j_{max} = \arg \max_j CC(j), \quad (1.21)$$

Luego, el delay temporal x,z estará dado por:

$$\Delta t_x = \frac{j_{ab}}{\text{PRF}}, \quad \Delta t_z = \frac{j_{ac}}{\text{PRF}} \quad (1.22)$$

Donde estos deltas serán los delays, o tiempos que tarda la onda en viajar en las direcciones x, z entre los píxeles seleccionados.

Por lo tanto, para una onda de corte plana que se mueva con una velocidad constante c_s , en un ángulo θ respecto a los ejes, los retrasos de tiempo se medirán respecto del origen y dos ubicaciones x,z, ambas a una distancia r desde el origen, lo que se traduce en la distancia experimental de ventana para mejorar la resolución espacial.

Esta velocidad entonces, estará determinada como:

$$c_s = \frac{r}{\sqrt{\Delta x^2 + \Delta z^2}} \quad (1.23)$$

A modo de mejorar la estimación de la velocidad de onda, se emplean métodos de interpolación y unsampling para aumentar las señales temporales, a la vez de aplicar una interpolación parabólica, para localizar los peaks de correlación subpíxel.

Otro método de mejora en la robustez de la medición es promediar el valor de dicho píxel, con el de píxeles circundantes. Para esto, se aplican métodos de ponderación por distancia inversa, como ponderación por correlación, de modo de obtener el valor de la velocidad promedio en un píxel determinado.

Por lo tanto, para cada dirección de onda de corte, se puede reconstruir un mapa de velocidad de onda 2D propagandose en Ω direcciones diferentes. Luego, se puede reconstruir un mapa de velocidad final 2D sumando ponderadamente estos mapas, de la forma:

$$M_{SW}(m, n) = \sum_{d=1}^{\Omega} M_{SW}(m, n, d) \cdot \frac{[SE(m, n, d) \cdot CC(m, n, d)]^2}{\sum_{d=1}^{\Omega} [SE(m, n, d) \cdot CC(m, n, d)]^2} \quad (1.24)$$

Donde CC corresponderá al coeficiente de correlación del mapa, y SE será la cantidad de energía de la onda de corte en cada dirección. Esta energía estará dada por la sumatoria de los cuadrados de la velocidad de onda de la señal de partícula, de la forma:

$$SE = \int_T v_{SW}^2(x, z, t) dt \quad (1.25)$$

Dicha velocidad de partícula, será determinada a través del método de autocorrelación 2D, utilizando los datos en fase y cuadratura (I/Q data).

Este método, se basa en el análisis de las señales complejas, representadas como un $z(t)$. A partir de esta representación, se calcula la función de autocorrelación compleja para un retardo temporal T , correspondiente al intervalo entre pulsos de ultrasonido.

La fase de esta función entonces, contendrá la información sobre el desplazamiento de fase, el cual es directamente proporcional a la relación entre la frecuencia Doppler media, y la frecuencia RF de banda. De esta forma, se puede estimar la velocidad angular media y, por lo tanto, la velocidad media de las partículas en el eje del haz de ultrasonido, mediante la relación (1.16)

Capítulo 2

Metodología Experimental

2.1. Flujo de Experimento

El diagrama de la Figura 2.1 muestra el flujo de trabajo utilizado para reproducir fielmente el método propuesto. Las etapas 1 (“SetUp”) y 2 (“Toma de datos”) se realizan de forma experimental mediante la construcción y ejecución del montaje físico, mientras que las etapas posteriores corresponden al procesamiento y análisis computacional de los datos adquiridos. En las siguientes secciones se describe en detalle cada una de estas fases.

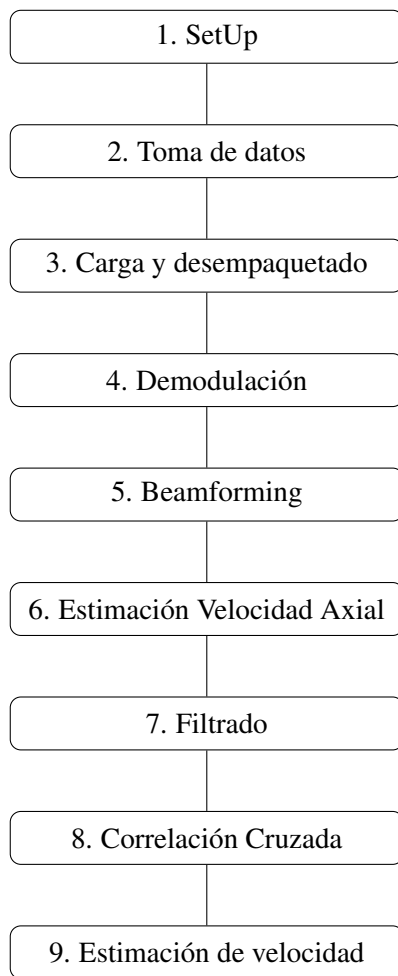


Figura 2.1: Diagrama de flujo del procedimiento de adquisición y post-proceso.

2.2. SetUp

El experimento busca la validación del código para el cálculo de un mapa de velocidad de ondas de corte mediante ultrasonido. Se busca tanto ejecutar la toma de datos mediante el equipo Verasonics, como la funcionalidad del código de post-procesado.

La toma de datos se lleva a cabo con el equipo Verasonics Vantage y un código para adquisición de datos con ShearWave para un transductor Lineal L11-5v generado por el ingeniero Gabriel Vasquez, del Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo de la Universidad Técnica Federico Santa María. La selección de este transductor por sobre el curvo C5-2v, radica en la diferencia de tamaño de los fantómas disponibles. Al estar trabajando con fantasmas de tamaño pequeños, como los de las Figuras 2.2 y 2.3, la diferencia de frecuencia central de los transductores lineal y curvo, hace que el curvo tenga una peor resolución espacial, lo cual es crítico en fantasmas pequeños, con inclusiones de pocos milímetros, y donde además, para el transductor lineal se tiene una mejor calidad de beamforming, menor divergencia y un haz más coherente. Al realizar pruebas con ambos transductores, solo se logró obtener datos funcionales utilizando la configuración lineal de transductor.

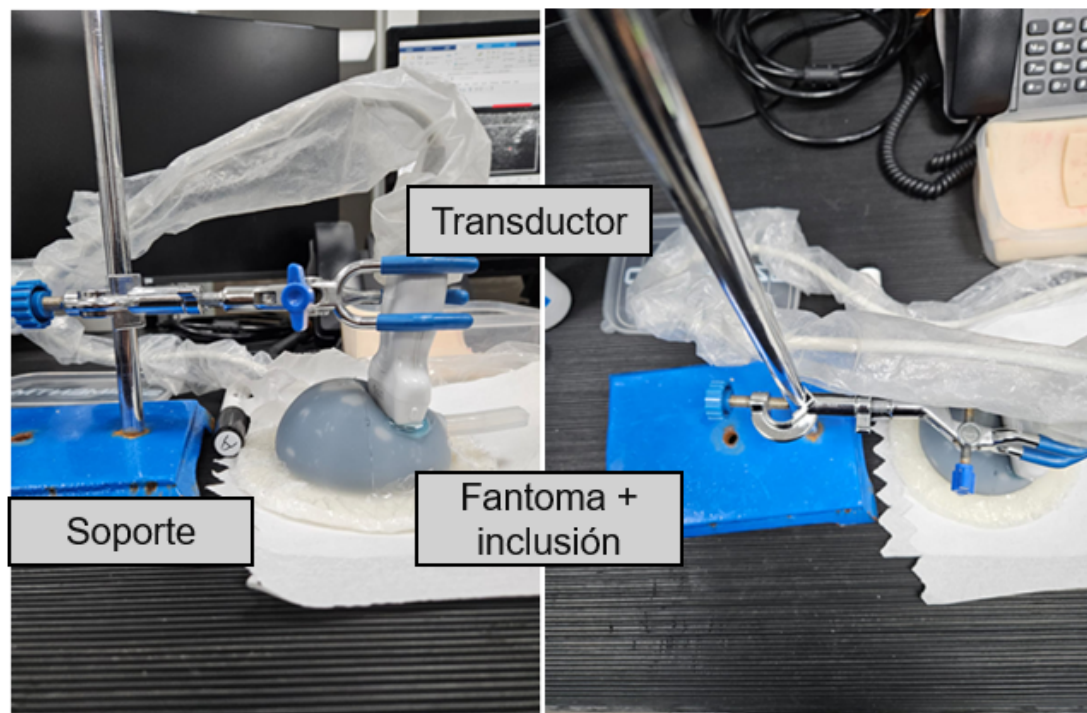


Figura 2.2: Toma de datos, adquisición para fantoma N°1

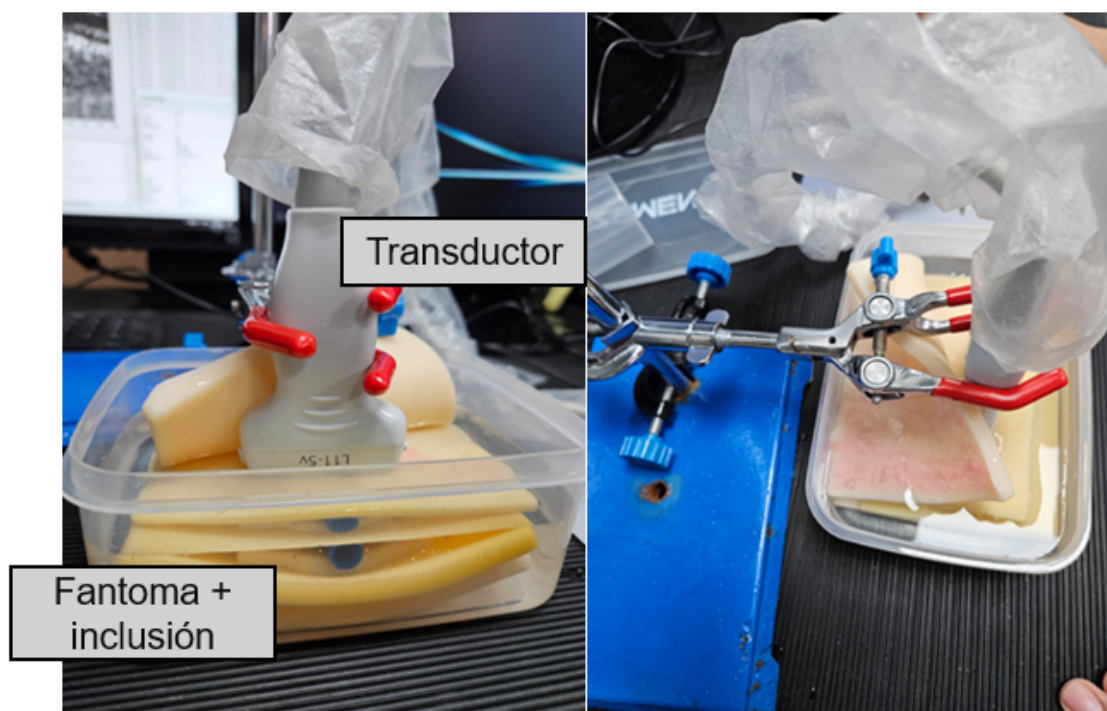


Figura 2.3: Toma de datos, adquisición para fantoma N°2

Como se muestra en las Figuras 2.2 y 2.3, se utilizaron fantomas disponibles en el laboratorio de ultrasonido de la universidad, sobre los cuales se aplicó la excitación mecánica mediante un pulso de empuje (“push”) generado con el transductor L11-5v. Como se mencionó en el capítulo EVMUSE del Marco teórico, las limitaciones del laboratorio en cuanto a disposición de un código capaz de generar Shearwave mediante un dispositivo externo(motor/alto parlante), llevaron a tomar la decisión de la toma de datos con vibración focalizada, generando datos coherentes, pero con una amplitud de onda menor a la que podría obtenerse con el método convencional. El procedimiento de adquisición difiere entre los fantomas N°1 y N°2, principalmente debido a las condiciones de acoplamiento: en presencia de agua no es necesario utilizar gel, ya que éste cumple la función de eliminar las bolsas de aire entre el transductor y el material, las cuales introducirían ruido en la imagen y afectarían el procesamiento posterior. Una vez montado el experimento, se ejecuta el script correspondiente para activar el modo B, lo que permite visualizar la región de interés (ROI) donde se aplicará el pulso de empuje. En ambos casos, la ROI corresponde a la zona que contiene la inclusión mecánica, cuya geometría difiere entre los dos fantomas. El fantoma N°1 está compuesto por gelatina y parafina e incorpora una inclusión de silicona fabricada manualmente. Esta inclusión genera dos dominios con propiedades mecánicas distintas debido al contraste entre los materiales. Por su parte, el fantoma N°2 está formado por dos secciones de gelatina separadas por un tubo plástico hueco, cuya rigidez es significativamente mayor. Además, este fantoma se encuentra sumergido en agua, lo que permite evaluar variaciones adicionales en la velocidad de propagación de la onda entre los diferentes medios. Finalmente, definida la ROI, el transductor se fija utilizando el soporte mostrado en pantalla, con el fin de mantener la imagen estable y minimizar artefactos que puedan afectar la calidad de la adquisición.



Figura 2.4: Equipo Verasonics Vantage 128

Con la ROI identificada, se procede a realizar la toma de datos. Primero, se toman las 20 adquisiciones disponibles para modo B, lo cual aporta la información de la imagen y ROI de interés que se busca estudiar. Posterior a las adquisiciones, el código procede con los eventos de adquisiciones para ShearWave. Se toman un total de 50 y 100 adquisiciones para componer un frame de imagen, dependiendo de la resolución que se busque lograr.

Los parámetros configurados para la adquisición del transductor fueron los presentados en la tabla 2.1

Parámetro	Valor	Unidad
Transductor	L11-5V	—
Número de piezoeléctricos activos	128	u
Frecuencia central	7.6	MHz
Frecuencia de muestreo	31.25	MHz
PRF	10-20	kHz
Número de adquisiciones	50-100	adq

Tabla 2.1: Parámetros utilizados en la toma de datos de elastografía

Con estos datos, y replicando la ROI, es posible repetir la misma toma de datos para el mismo fantoma de estudio.

2.3. Toma de Datos

Como se describe en las secciones de Verasonics y Transductores del Marco Teórico, la adquisición de datos para aplicar el método de elastografía por ondas de corte requiere tanto del sistema Vantage Verasonics como del transductor encargado de generar los pulsos de empuje (“push”) mediante los elementos piezoeléctricos.

Una vez seleccionado el transductor, el sistema genera un archivo asociado que contiene la información geométrica y los parámetros relevantes para la reconstrucción de la imagen, tales como frecuencia central, apertura activa, profundidad focal y demás configuraciones descritas previamente en la estructura estándar del equipo.

Considerando las diferencias entre transductores lineales y curvos —particularmente en términos de geometría, apertura efectiva y propagación de la onda de corte— se seleccionó el transductor lineal L11-5v. Este permite trabajar en modo B y aplicar secuencias específicas para la generación y seguimiento de ondas de corte (Shearwave).

La estructura `preSet` utilizada para esta configuración representa los parámetros geométricos de la siguiente forma:

Name	Value	Size	Class
 preSet	<i>1×1 struct</i>	1×1	struct
 RcvData	<i>2×1 cell</i>	2×1	cell
 RcvLastFr...	1	1×1	double

Figura 2.5: Estructura archivos Transudctores

En esta, se aprecia la carga de dos archivos generados desde la toma de datos. La estructura `RcvData`, presenta una estructura de la forma `RcvData (2X1)[cell]`, donde la primera matriz corresponderá a la adquisición de datos en B-mode, mientras que la segunda matriz almacenada corresponderá a los cuadros obtenidos mediante Shearwave.

Para poder acceder a esta información, se deberá desempaquetar el archivo, recorriendo la estructura, considerando el inicio y profundidad de la señal recibida por el transductor, el número de canal (o número de piezoeléctrico), y el número de cuadro al que se quiere adquirir de forma particular.

La siguiente estructura a considerar para la lectura de datos, es la estructura `preSet`, la cual es la encargada de almacenar los datos propios del transductor, como la estructura de reconstrucción de la imagen a través de la señal recibida.

preSet ×

1×1 struct with 15 fields

Field	Value	Size	Class
preFix	'C:\Users\Administrator\Documents\Va...	1×82	char
storageParser	[]	0×0	double
SWversion	[4,9,2]	1×3	double
Trans	1×1 struct	1×1	struct
TW	1×2 struct	1×2	struct
TX	1×2 struct	1×2	struct
Receive	1×501 struct	1×501	struct
PData	1×2 struct	1×2	struct
DisplayWindow	1×1 struct	1×1	struct
Recon	1×3 struct	1×3	struct
ReconInfo	1×52 struct	1×52	struct
Process	1×3 struct	1×3	struct
P	1×1 struct	1×1	struct
TGCparam	1×1 struct	1×1	struct
TPC	1×5 struct	1×5	struct

Figura 2.6: Estructura preSet

Dentro de esta estructura se encuentran parámetros fundamentales tanto para la formación y lectura de las imágenes como para su posterior reconstrucción y procesamiento. Entre los parámetros más relevantes se incluyen:

- **Trans:** Contiene los parámetros esenciales del transductor utilizado. La estructura depende del modelo seleccionado (por ejemplo, L11-5v, C5-2v, entre otros) e incluye información como la frecuencia central, el número de elementos piezo-eléctricos, el ancho de banda y demás características intrínsecas del arreglo.
- **TX:** Almacena la información necesaria para definir las formas de onda de transmisión (waveforms). Incluye los patrones de retraso asociados a cada elemento, los cuales se especifican mediante `TX.Delay`, además de otros parámetros relevantes para la configuración del pulso de transmisión.
- **Receive:** Es una estructura clave para la adquisición y posterior reconstrucción. Define el modo de operación (modo B o Shearwave), la frecuencia de muestreo, y los límites de profundidad para cada adquisición. Los datos se organizan por columnas según cada cuadro adquirido, lo que permite recorrer la estructura de manera sistemática durante el post-procesado para la formación de imágenes.

Adicionalmente, el archivo `.mat` generado incluye otros parámetros de interés, tales como la frecuencia de repetición de pulso (PRF), la posición del origen de adqui-

sición y configuraciones asociadas al control temporal de los eventos de transmisión y recepción.

2.4. Post-Procesado

2.4.1. Desempaquetado

El primer paso del post-procesado consiste en realizar el desempaquetado de los datos adquiridos. A partir de los archivos `RcvData` y `preSet`, se determinan las dimensiones del volumen de reconstrucción y la cantidad total de adquisiciones. Con esta información es posible calcular la profundidad efectiva de muestreo asociada a cada una de las adquisiciones contenidas en un cuadro específico.

Posteriormente, se construye un arreglo destinado a almacenar los datos crudos en formato RF. Para ello, se realiza el desempaquetado iterando sobre cada adquisición y cada elemento del arreglo, extrayendo los datos desde la matriz original $Rcv\{2, 1\}$ según el siguiente esquema:

$$\text{samp} = \text{zeros}(n + 1, 128, n_s, 20) \quad (2.1)$$

2.4.2. Demodulación

Una vez obtenido el arreglo `samp`, con dimensiones $(2048, 128, 50, 20)$, se procede a la demodulación de las señales RF. Tal como se mencionó previamente, el propósito de este proceso es transformar la señal de radiofrecuencia en datos de fase y cuadratura (IQ), lo que permite un post-procesado más eficiente al eliminar componentes de alta frecuencia que no aportan información relevante para el análisis del desplazamiento.

La demodulación se implementa siguiendo el procedimiento matemático descrito en la ecuación 1.9. Para ello se utiliza una función de la Matlab Ultrasound Toolbox (MUST) [7], la cual provee herramientas específicas para adquisición, procesamiento y análisis de datos de ultrasonido.

La función empleada, `RF2IQ`, realiza un proceso de `downmix` seguido de un filtro pasabajo. El filtro se define mediante una frecuencia de corte normalizada, obtenida a partir de la frecuencia de muestreo y la frecuencia central del transductor.

El algoritmo implementado consiste en multiplicar los datos RF por un fasor asociado a la frecuencia central y, posteriormente, aplicar un filtro pasabajo de quinto orden,

de acuerdo con el siguiente esquema:

Algoritmo 1 Demodulación y filtrado de señal RF

- 1: **Input:** Señal RF, frecuencia de demodulación F_c , frecuencia de muestreo F_s , vector de tiempo t
 - 2: **Output:** Señal compleja demodulada IQ
 - 3:
 - 4: $IQ \leftarrow RF \cdot \exp(-j2\pi F_c t)$
 - 5: Diseñar filtro Butterworth de orden 5: $(b, a) \leftarrow \text{butter}(5, 2F_c/F_s)$
 - 6: $IQ \leftarrow 2 \cdot \text{filtfilt}(b, a, IQ)$
-

En base a esto, se puede obtener la envolvente de la señal RF, mediante señal Inphase/Quadrature. Este algoritmo devuelve una matriz de datos IQ de forma compleja, cuya componente real corresponde a la fase, mientras que la parte imaginaria, corresponde a la cuadratura, desfasada en 90° .

2.4.3. Beamforming

Una vez obtenidas las señales IQ de la adquisición, se procede a la formación de imagen mediante beamforming utilizando formulaciones matriciales.

El primer paso consiste en ajustar el sistema de coordenadas espaciales. Para ello, se transforman las posiciones de los elementos piezoeléctricos del transductor y las longitudes relativas asociadas a los pasos de muestreo espacial en los ejes lateral (x) y axial (z). A partir de esta información se define una malla de reconstrucción en el plano (x, z), que contiene los puntos donde se aplicará el algoritmo de beamforming. Los límites y resoluciones espaciales se especifican mediante:

- dx : paso lateral entre puntos de reconstrucción;
- dz : paso axial;
- $xlimIzq, xlimDer$: límites laterales del campo de visión;
- $zlimSup, zlimInf$: límites en profundidad.

Posteriormente, la imagen se reconstruye mediante el beamforming Delay-And-Sum (DAS), utilizando la función `dasmtx` [8, 16] disponible en la toolbox MUST. Esta función genera una matriz de pesos que aplica los retardos necesarios a cada canal, en función de los parámetros geométricos y de propagación del transductor, realizando luego la suma coherente correspondiente para cada punto de la malla.

La matriz resultante, M , contiene los retardos e interpolaciones requeridas para focalizar la energía acústica en cada punto (x, z). Para el caso considerado, se emplea interpolación lineal, garantizando un compromiso adecuado entre velocidad computacional y precisión espacial.

El procedimiento de post-procesado sigue la estructura general descrita a continuación:

Algoritmo 2 Beamforming mediante matriz DASMTX

- 1: **Input:** Señal de canal SIG , coordenadas de imagen x, z , parámetros $param$, retardos opcionales $delays$
 - 2: **Output:** Imagen beamformada $bfSIG$
 - 3: Construir matriz de beamforming: $M \leftarrow dasmtx(1i \cdot size(SIG), x, z, delays, param)$
 - 4: Aplicar beamforming: $bfSIG \leftarrow M \cdot vec(SIG)$
 - 5: Reorganizar resultado: $bfSIG \leftarrow reshape(bfSIG, size(x))$
-

2.4.4. Estimador de Velocidad Axial

Una vez obtenida la matriz de datos IQ, y aplicado el beamforming, se a definir el estimador local de velocidad axial de partícula Loupas. Se define la función para estimar la autocorrelación y definir la frecuencia portadora efectiva.

Algoritmo 3 Estimación Doppler axial Loupas 2D en un bloque [iq2doppler_loupas2D]

- 1: **Input:** Cubo complejo IQ $[N_z, N_x, N_t]$; parámetros param (c, PRF, fc, dz); ventanas winSZ= $[L_z, L_x]$ (impar); lags lag_t, lag_z; bandera useLocalFc
 - 2: **Output:** Vmap, fd_map, f0loc_map, At, Az
 - 3: Obtener $N_z, N_x, N_t \leftarrow \text{size}(\text{IQ})$. Construir ventana separable: $W_z = \text{hamming}(L_z)$, $W_x = \text{hamming}(L_x)$, $H = W_z W_x^T / \sum H$.
 - 4: **(A) Autocorrelación temporal**
 - 5: Definir $IQ1_t = IQ(:, :, 1 : N_t - \text{lag}_t)$, $IQ2_t = IQ(:, :, 1 + \text{lag}_t : N_t)$ y calcular $R_t = \sum_t IQ1_t \cdot \text{conj}(IQ2_t)$.
 - 6: Suavizar coherentemente: $R_t = \text{imfilter}(\Re\{R_t\}, H) + j \text{imfilter}(\Im\{R_t\}, H)$.
 - 7: Obtener fase $\phi_t = \angle(R_t)$, Doppler $\text{fd_map} = \frac{\text{PRF}}{2\pi \text{lag}_t} \phi_t$ y amplitud $\text{At} = |R_t|$.
 - 8: **(B) Autocorrelación axial**
 - 9: Definir índices $Z_1 = 1 : N_z - \text{lag}_z$, $Z_2 = 1 + \text{lag}_z : N_z$.
 - 10: Calcular $R_{z0} = \sum_t IQ(Z_1, :, :) \cdot \text{conj}(IQ(Z_2, :, :))$ y suavizarlo: $R_{zF} = \text{imfilter}(\Re\{R_{z0}\}, H) + j \text{imfilter}(\Im\{R_{z0}\}, H)$.
 - 11: Construir R_z (NaN en bordes), luego $\phi_z = \angle(R_z)$ y $\text{Az} = |R_z|$.
 - 12: **(C) Portadora efectiva local**
 - 13: **if** useLocalFc **then**
 - 14: $\text{f0loc_map} = \text{fc} + \frac{c}{4\pi \text{lag}_z \text{dz}} \phi_z$
 - 15: **else**
 - 16: $\text{f0loc_map} = \text{fc} \mathbf{1}_{N_z \times N_x}$
 - 17: **end if**
 - 18: Reemplazar valores no finitos por fc.
 - 19: **(D) Velocidad axial**
 - 20: $\text{Vmap} = -\frac{c}{2 \text{f0loc_map}} \text{fd_map}$
-

Posterior a esto, se procede a estimar localmente la función de frecuencia doppler media, y frecuencia RF media, a partir de la evaluación de los argumentos lags mínimos (1,0), y (0,1) dentro de una ventana espacial W.

El mapa de velocidad V_t se calcula a través de una ventana deslizando, de tamaño [21 21], la cual busca un equilibrio entre resolución y la relación SNR, de manera de lograr construir el cubo de velocidades para cada instante de tiempo.

Algoritmo 4 Serie temporal $V_t(z, x, t)$ con ventana deslizando
`[loupas2D_timeseries_fromIQ_NzNxNt]`

- 1: **Input:** IQ $[N_z, N_x, N_t]$, param (c, PRF, fc, dz), Mwin, hop, winSZ = $[L_z, L_x]$, lag_t, lag_z, useLocalFc
 - 2: **Output:** V_t $[N_z, N_x, N_t]$, estructura aux
 - 3: Validar dimensiones y campos requeridos en param; exigir L_z, L_x impares
 - 4: Inicializar V_t con NaN de tamaño $[N_z, N_x, N_t]$
 - 5: Calcular $halfL \leftarrow \lfloor Mwin/2 \rfloor$
 - 6: Definir inicios temporales $n_0 \leftarrow 1 : hop : (N_t - Mwin + 1)$
 - 7: Centros de escritura $c \leftarrow n_0 + halfL$
 - 8: **for** $ii = 1$ **hasta** $|c|$ **do**
 - 9: $seg \leftarrow IQ(:, :, n_0(ii) : n_0(ii) + Mwin - 1)$
 - 10: $[Vmap, -, -, -] \leftarrow iq2doppler_loupas2D(seg, param, winSZ, lag_t, lag_z)$
 - 11: $V_t(:, :, c(ii)) \leftarrow Vmap$
 - 12: **end for**
 - 13: **Construir** aux: guardar N_z, N_x, N_t , Mwin, hop, winSZ, lag_t, lag_z, useLocalFc, centers = c
 - 14: aux.valid_mask $\leftarrow$ vector lógico de longitud N_t con true en índices c
-

2.4.5. Transformada Rápida de Fourier

Con el fin de aislar las ondas de corte que se propagan en distintas direcciones, es necesario analizar el campo de desplazamientos en el dominio espacio-temporal. Para ello, se aplica la Transformada Rápida de Fourier tridimensional, con el objetivo de convertir los datos desde el dominio (x, z, t) hacia el dominio de frecuencias espaciales y temporales (k_x, k_z, f_t) .

El procedimiento se implementa utilizando las funciones de MATLAB `fftn` y `fftshift`. La función `fftn` calcula la Transformada de Fourier multidimensional, equivalente a aplicar una transformada unidimensional a lo largo de cada dimensión del arreglo. Posteriormente, `fftshift` se emplea para reorganizar el espectro, desplazando el componente de frecuencia cero al centro del dominio transformado. En el caso multidimensional, `fftshift` realiza esta operación intercambiando los semiespacios correspondientes en cada una de las dimensiones de la matriz.

El algoritmo utilizado para llevar a cabo esta transformación se presenta a continuación:

Algoritmo 5 Transformada de Fourier multidimensional de la señal IQ

- 1: **Input:** Volumen beamformado en GPU `IQb_all`
 - 2: **Output:** Espectro multidimensional `IQ_fft_all`
 - 3: Extraer primer volumen del GPU: `IQ ← gather(IQb_all[:, :, :, 1])`
 - 4: Calcular FFT 3D con centrado de espectro: `IQ_fft_all ← fftshift(fftn(IQ))`
-

En base a esto, se logra pasar desde una matriz de datos desde velocidad a un espacio frecuencial “k-f”.

2.4.6. Filtrado Radial-Direccional

A partir de la matriz de datos en el dominio frecuencial, se obtiene el espacio (k_x, k_z, f_t) correspondiente a las frecuencias espaciales y temporal del campo de desplazamientos.

Tal como se explicó anteriormente, tanto las ondas compresionales como las ondas de corte fuera del plano presentan velocidades de propagación mucho mayores que las ondas de corte en el plano. En el dominio (k_x, k_z) estas ondas aparecen como componentes de baja frecuencia espacial. Por esta razón, si se define un límite superior de velocidad permitido para cada frecuencia temporal, es posible imponer un límite radial en el dominio de frecuencias espaciales con el fin de suprimir todas las componentes asociadas a velocidades superiores. Esto se implementa mediante un filtro radial direccional cuyo radio de eliminación crece proporcionalmente con la frecuencia temporal considerada.

Para reproducir fielmente el flujo descrito en el método original, este filtro radial se combina con un filtro direccional de tipo coseno cuadrado aplicado por sectores angulares. Aunque ambos filtros son simétricos y lineales, su efecto no es conmutativo, por lo que deben aplicarse en paralelo siguiendo el orden establecido por el método.

En este trabajo se seleccionó un paso angular de 45° , cubriendo el rango completo de 0 a 360° . Con los vectores de número de onda k_x y k_z obtenidos previamente, se construye la malla (k_x, k_z) que permite asociar a cada punto del dominio su orientación angular. Utilizando la función `atan2` de MATLAB, se calcula en cada punto el ángulo

$$\phi(x, z) = \text{atan2}(k_z, k_x),$$

correspondiente a la dirección del vector de número de onda.

Para cada dirección angular θ_k definida en los pasos de 45° , se evalúa la diferencia angular mínima mediante

$$d(x, z) = \text{atan2}(\sin(\phi(x, z) - \theta_k), \cos(\phi(x, z) - \theta_k)), \quad (2.2)$$

la cual mide el desfase angular relativo entre la orientación del vector de número de onda y la dirección central del sector.

A partir de esta diferencia angular se construye la máscara direccional coseno-cuadrado:

$$H_{\text{dir}}(x, z) = \cos^2(d(x, z)), \quad (2.3)$$

que atenúa progresivamente todas las componentes cuya diferencia angular supere $\pi/2$, conservando únicamente la mitad útil del sector. Para cada ángulo θ_k , esta máscara se aplica a los datos previamente filtrados en el dominio frecuencial, generando un cubo multidimensional (k_x, k_z, f_t, k) donde k denota el índice angular. En paralelo, se diseña un filtro radial paso–alto de Butterworth de sexto orden, utilizado para obtener transiciones suaves y evitar oscilaciones tipo Gibbs. Para ello, se definen los vectores k_x y k_z en rad/m, cuyas separaciones entre bins corresponden a la resolución espacial del muestreo. Con estos vectores se genera la malla bidimensional (k_x, k_z) y se construye el filtro radial tomando en cuenta la relación entre el radio normalizado y la frecuencia de corte asociada a la velocidad límite considerada. Ambos filtros —el direccional y el radial Butterworth— se aplican en paralelo sobre el cubo de datos en frecuencia proveniente del volumen de velocidades V_t . El algoritmo general para la construcción y aplicación de estos filtros se muestra a continuación:

Algoritmo 6 Filtrado espaciotemporal radial + direccional (sobre V_t)

- 1: **Input:** Cubo de velocidades $V_t [N_z, N_x, N_t]$;
 - 2: **Output:** Componentes direccionales $V_dirs [N_z, N_x, N_t, K]$; máscaras H_rad , H_dir , H_tot
 - 3: **(A) Ejes en frecuencia y número de onda**
 - 4: $FPS_V \leftarrow \text{param.PRF}/\text{hop}$; $df \leftarrow FPS_V/N_t$; $ft_vec \leftarrow (-\lfloor N_t/2 \rfloor : \lfloor N_t/2 \rfloor - 1) df$
 - 5: $kx_vec \leftarrow 2\pi (-\lfloor N_x/2 \rfloor : \lfloor N_x/2 \rfloor - 1)/(N_x dx)$
 - 6: $kz_vec \leftarrow 2\pi (-\lfloor N_z/2 \rfloor : \lfloor N_z/2 \rfloor - 1)/(N_z dz)$
 - 7: Construir malla: $[kx, kz] \leftarrow \text{meshgrid}(kx_vec, kz_vec)$, $K \leftarrow \sqrt{kx^2 + kz^2}$
 - 8: **(B) Ventanas para reducir leakage**
 - 9: $W_x \leftarrow \text{tukeywin}(N_x, \alpha_T)$, $W_z \leftarrow \text{tukeywin}(N_z, \alpha_T)$
 - 10: $W_t \leftarrow \text{applyTimeWindow? tukeywin}(N_t, \alpha_T) : \mathbf{1}$
 - 11: $W_space \leftarrow W_z W_x^\top$; $W_3 \leftarrow W_space \odot \text{reshape}(W_t, 1, 1, N_t)$
 - 12: **(D) Filtro radial (pasa-altos tipo Butterworth)**
 - 13: $ft_abs \leftarrow |ft_vec|$; $kl_vec \leftarrow \frac{2\pi ft_abs}{vs_lim}$; si $f_t = 0$ entonces $kl_vec = \infty$
 - 14: Replicar: $K_3 \leftarrow \text{repmat}(K, 1, 1, N_t)$; $K_L \leftarrow \text{reshape}(kl_vec, 1, 1, N_t)$; $D \leftarrow K_3/K_L$
 - 15: Orden Butterworth $N_{rad} = 6$; $H_rad \leftarrow D^{2N}/(1 + D^{2N})$; anular plano $f_t = 0$
 - 16: **(E) Filtro direccional k^+ por ángulo**
 - 17: $\theta(k_x, k_z) \leftarrow \text{atan2}(kx, kz)$; $\text{wrap}(x) \leftarrow \text{atan2}(\sin x, \cos x)$
 - 18: $\text{halfW} \leftarrow \text{deg2rad}(\text{halfW_deg})$; $s_f \leftarrow \text{sign}(ft_vec)$ (con 0 en DC)
 - 19: $K \leftarrow |\text{angles_deg}|$; inicializar H_dir como ceros $[N_z, N_x, N_t, K]$
 - 20: **for** $k = 1$ **hasta** K **do**
 - 21: $\theta_0 \leftarrow \text{deg2rad}(\text{angles_deg}[k])$; $\theta_\pi \leftarrow \text{wrap}(\theta_0 + \pi)$
 - 22: **Lóbulo alrededor de θ_0 :** $d_1 \leftarrow \text{wrap}(\theta - \theta_0)$; $A_1 \leftarrow 0$; en $|d_1| \leq \text{halfW}$ poner $A_1 = \cos^p(\frac{d_1}{\text{halfW}} \frac{\pi}{2})$
 - 23: **Lóbulo alrededor de θ_π :** $d_2 \leftarrow \text{wrap}(\theta - \theta_\pi)$; A_2 análogo
 - 24: **Proyección $k_\parallel$:** $kx \sin \theta_0 + kz \cos \theta_0$; $H^+ \leftarrow [k_\parallel > 0]$, $H^- \leftarrow [k_\parallel < 0]$
 - 25: **Máscara 3D (solo rama k^+):**
 $A_3 \leftarrow A_1 \otimes [s_f > 0] \odot H^+ + A_2 \otimes [s_f < 0] \odot H^-$; anular $f_t = 0$
 - 26: $H_dir(:, :, :, k) \leftarrow A_3$
 - 27: **end for**
 - 28: **(F) Filtrado total e inversa**
 - 29: $H_tot \leftarrow H_rad \odot H_dir$ ▷ para cada ángulo
 - 30: **for** $k = 1$ **hasta** K **do**
 - 31: $F_f \leftarrow F_v \odot H_tot(:, :, :, k)$
 - 32: $V_dirs(:, :, :, k) \leftarrow \Re\{\text{ifftn}(\text{ifftshift}(F_f))\}$
 - 33: **end for**
-

2.4.7. Filtrado Temporal-Frecuencial

Posterior al filtrado radial-direccional en frecuencia, otro filtro pasabanda es aplicado en la dirección de frecuencia temporal. Esto, se hace a modo de eliminar tanto el desplazamiento de baja frecuencia, como el ruido de alta frecuencia.

Para esto, se eligen las frecuencias de corte tanto en la parte alta y baja de las componentes, y se diseña la función de transferencia para el filtro butterworth 1D. El efecto producido por este filtro equivale a ponderar cada una de las frecuencias, por un rango entre 0 y 1, dejando pasar las frecuencias entre los valores, y anulando de manera gradual a corde a la construcción de un butterworth de sexto orden los demás. Las frecuencias de corte se eligen en base a un análisis de espectro, para incluir el mayor porcentaje de energía posible (evitando fugas), y dejar afuera solo ruido acorde.

Algoritmo 7 Pasabanda temporal Butterworth aplicado a $V_{\text{dirs}}(z, x, t, k)$

- 1: **Input:** Cubo direccional $V_{\text{dirs}} \in \mathbb{R}^{N_z \times N_x \times N_t \times K}$, parámetros `param.PRF`, `hop`, cortes f_1 (Hz), f_2 (Hz), orden N
 - 2: **Output:** Cubo filtrado $V_{\text{dirs_bp}}$ (mismas dimensiones)
 - 3: **Cadencia efectiva:** $f_s \leftarrow \text{param.PRF}/\text{hop}$ ▷ Hz
 - 4: **Resolución espectral:** $\Delta f \leftarrow f_s/N_t$
 - 5: **Eje temporal en frecuencia (centrado):** $\{f_t[n]\}_{n=1}^{N_t} \leftarrow (-\lfloor N_t/2 \rfloor : \lceil N_t/2 \rceil - 1) \Delta f$
 - 6: $|f| \leftarrow |f_t|$ ▷ magnitud
 - 7: **Máscaras Butterworth (magnitud, 1D en t)**
 - 8: $D_1 \leftarrow |f|/f_1$, $D_2 \leftarrow |f|/f_2$
 - 9: $H_{\text{HP}} \leftarrow \frac{D_1^{2N}}{1 + D_1^{2N}}$, $H_{\text{LP}} \leftarrow \frac{1}{1 + D_2^{2N}}$
 - 10: $H_{\text{BP}} \leftarrow H_{\text{HP}} \odot H_{\text{LP}}$ ▷ vector $[1 \times N_t]$
 - 11: Reorganizar para difusión: $H \leftarrow \text{reshape}(H_{\text{BP}}, 1, 1, N_t)$
 - 12: **Filtrado por cada dirección** $k = 1, \dots, K$
 - 13: **for** $k \leftarrow 1$ **hasta** K **do**
 - 14: $V \leftarrow V_{\text{dirs}}(:, :, :, k)$; poner a cero los no finitos
 - 15: $V_f \leftarrow \text{fftshift}(\text{fft}(V, \text{a lo largo de } t))$
 - 16: $V_f^{(\text{fil})} \leftarrow V_f \odot H$ ▷ multiplicación punto a punto en la 3ª dimensión
 - 17: $V_{\text{dirs_bp}}(:, :, :, k) \leftarrow \text{ifft}(\text{ifftshift}(V_f^{(\text{fil})}), \text{a lo largo de } t)$ ▷ parte real si es necesario
 - 18: **end for**
-

2.4.8. Cálculo de velocidad

Una vez se tiene de vuelta la matriz de datos de velocidad V_t filtrada acorde a lo establecido, se procede con la estimación de velocidad pixel a pixel de la onda de corte. Para esto, en base al método EVMUSE, se busca estimar los retardos temporales entre las señales vecinas en las direcciones laterales y axiales.

Lo primero será tomar dos señales $S_a(t)$, y $S_b(t)$, demoduladas y separadas por una distancia espacial r , la cual se elige de manera empírica, buscando un equilibrio entre alta resolución y una baja decorrelación de los datos.

Con estas dos señales, en un mismo instante de tiempo, pero en píxeles vecinos, se estima el retardo, como el desplazamiento que maximiza la correlación cruzada normalizada entre ambas. Para mejorar la resolución temporal más allá de la frecuencia de muestreo original, se aplican métodos de refinamiento, como una interpolación spline (un upsampling), permitiendo estimar retardos fraccionados con una precisión sub-muestral. Se aplica la función "xcorr" de matlab, obteniendo un vector de valores de correlación cc y los lags o retardos en unidades.

Además, se utilizará un ajuste parabólico entre los índices que maximizan la correlación cc y los lags automáticamente anteriores y siguientes. Con esto, el retardo "lag" perteneciente a la correlación máxima luego del ajuste, es transformado a un delta tiempo en segundos. Este proceso es válido tanto para retardos temporales en el eje x , como para el eje z , generando dos campos 3D (i,j,k) , donde k corresponde a cada ángulo del filtro.

Con los retardos obtenidos en las direcciones x,z , para cada par de píxeles separados por la distancia efectiva r , la velocidad de propagación local se calcula asumiendo un avance diagonal, de la forma propuesta.

Este mapa de velocidad es obtenido además, para cada dirección de onda " k ". Por lo tanto, posterior a esto, se deberá realizar una composición final.

Luego, acorde al método, para suavizar y eliminar el ruido de la composición punto a punto del mapa de velocidad " cs ", se promedia la velocidad de un pixel con una vecindad para ganar robustez, evitando perder resolución. Se ocupan ponderación de pesos de acuerdo a la cercanía del pixel (a mayor cercanía pondera más), y según el nivel de correlación entre píxeles.

Algoritmo 8 Cálculo de retardos por *correlación cruzada* en $V_{\text{dirs}}(z, x, t, k)$

```

1: Input: Cubo direccional  $V_{\text{dirs}} [N_z, N_x, N_t, K]$ , parámetros  $\text{param.PRF}$ ,  $\text{hop}$ ;
   geometría  $\text{geom} \{dx, dz, nx, nz, \text{validX}, \text{validZ}\}$ 
2: Output:  $\text{delays} \{\tau_x, \tau_z\}$ ,  $\text{peaks} \{\text{CCx}, \text{CCz}\}$ ,  $\text{info}$  (metadatos)
3:  $f_s \leftarrow \text{param.PRF}/\text{hop}$ ;  $dt \leftarrow 1/f_s$ ;  $U \leftarrow \text{opts.U}$ ;  $dt_u \leftarrow dt/U$ 
4: Distancias físicas de referencia:  $d_x \leftarrow \text{geom.nx} \cdot \text{geom.dx}$ ,  $d_z \leftarrow \text{geom.nz} \cdot \text{geom.dz}$ 
5: Lags máximos:  $\tau_x^{\text{máx}} \leftarrow d_x/\text{opts.cs\_min}$ ,  $\tau_z^{\text{máx}} \leftarrow d_z/\text{opts.cs\_min}$ 
6: Convertir a muestras upsampleadas:  $L_x^{\text{máx}} \leftarrow \min(\lfloor \tau_x^{\text{máx}}/dt_u \rfloor, N_t U - 1)$ ;  $L_z^{\text{máx}}$ 
   análogo
7: Preasignar mapas:  $\tau_x, \tau_z, \text{CCx}, \text{CCz} \in \mathbb{R}^{N_z \times N_x \times K}$  con NaN
8: Si  $\text{opts.useHann}$  entonces  $w \leftarrow \text{hann}(N_t)$ ; si no,  $w \leftarrow \mathbf{1}$ 
9: Definir índices base  $t \leftarrow [0, \dots, N_t - 1]^T$  y upsampleados  $t_u \leftarrow [0, 1/U, \dots, N_t - 1]^T$ 
10: function XCORRPEAKTAU( $s_0, s_1, L^{\text{máx}}$ )
11:   Quitar medias y aplicar ventana:  $s_0 \leftarrow (s_0 - \overline{s_0}) \odot w$ ;  $s_1$  análogo
12:   Upsampling temporal por pchip:  $s_{0u} \leftarrow \text{interp1}(t, s_0, t_u)$ ;  $s_{1u}$  análogo
13:   Correlación normalizada:  $[r, \ell] \leftarrow \text{xcorr}(s_{0u}, s_{1u}, L^{\text{máx}}, \text{'coeff'})$ 
14:   Localizar pico  $i_0 \leftarrow \arg \max |r|$  y refinar con ajuste parabólico ( $y_1 = r_{i_0-1}$ ,
      $y_2 = r_{i_0}$ ,  $y_3 = r_{i_0+1}$ ):
     
$$\delta \leftarrow \begin{cases} 0, & \text{si } i_0 \in \{1, |r|\} \\ \frac{1}{2} \frac{y_1 - y_3}{y_1 - 2y_2 + y_3}, & \text{en otro caso} \end{cases}$$

15:    $\widehat{\text{lag}} \leftarrow \ell_{i_0} + \delta$ ;  $\tau \leftarrow \widehat{\text{lag}} \cdot dt_u$ ;  $\text{cc\_peak} \leftarrow y_2 - \frac{1}{4}(y_1 - y_3) \delta$ 
16:   return ( $\tau, \text{cc\_peak}$ )
17: end function
18: for  $k = 1$  hasta  $K$  do
19:   for  $i_z = 1$  hasta  $N_z$  do
20:     for  $i_x = 1$  hasta  $N_x$  do
21:       if  $\text{geom.validX}[i_z, i_x]$  then
22:          $s_0 \leftarrow V_{\text{dirs}}[i_z, i_x, :, k]$ ;  $s_1 \leftarrow V_{\text{dirs}}[i_z, i_x + \text{geom.nx}, :, k]$ 
23:         Rellenar NaN/Inf si existen (p. ej.  $\text{fillmissing}$ )
24:          $(\tau_x[i_z, i_x, k], \text{CCx}[i_z, i_x, k]) \leftarrow \text{XCORRPEAKTAU}(s_0, s_1, L_x^{\text{máx}})$ 
25:       end if
26:       if  $\text{geom.validZ}[i_z, i_x]$  then
27:          $s_0 \leftarrow V_{\text{dirs}}[i_z, i_x, :, k]$ ;  $s_1 \leftarrow V_{\text{dirs}}[i_z + \text{geom.nz}, i_x, :, k]$ 
28:          $(\tau_z[i_z, i_x, k], \text{CCz}[i_z, i_x, k]) \leftarrow \text{XCORRPEAKTAU}(s_0, s_1, L_z^{\text{máx}})$ 
29:       end if
30:     end for
31:   end for
32: end for

```

Algoritmo 9 Estimación de velocidad C_s por píxel

```
1: Input: Retardos  $\Delta t_x, \Delta t_z$  ( $N_z \times N_x \times K$ ), distancia efectiva  $r$ 
2: Output: Velocidad local  $C_s(N_z, N_x, K)$ 
3:                                     ▷ Para cada ángulo  $k$ 
4: for  $k = 1$  to  $K$  do
5:   for  $i = 1 + p$  to  $N_z - p$  do
6:     for  $j = 1 + p$  to  $N_x - p$  do
7:        $t_x \leftarrow \Delta t_x(i, j, k); \quad t_z \leftarrow \Delta t_z(i, j, k)$ 
8:       if  $\neg \text{isnan}(t_x) \wedge \neg \text{isnan}(t_z)$  then
9:          $C_s(i, j, k) \leftarrow \frac{r}{\sqrt{t_x^2 + t_z^2}}$ 
10:      else
11:         $C_s(i, j, k) \leftarrow \text{NaN}$ 
12:      end if
13:    end for
14:  end for
15: end for
```

Algoritmo 10 Suavizado espacial eficiente (convolución ponderada) de c_s por dirección

```
1: Input: Mapas direccionales  $\text{cs\_dir} \in \mathbb{R}^{N_z \times N_x \times K}$ , picos de correlación
    $\text{CCx}, \text{CCz} \in \mathbb{R}^{N_z \times N_x \times K}$ , radio  $R$ , exponentes  $p$  (distancia),  $\alpha$  (confianza)
2: Output:  $\text{cs\_smooth} \in \mathbb{R}^{N_z \times N_x \times K}$ 

3: (A) Núcleo de pesos por distancia (una sola vez)
4: Construir malla local  $u, v \in \{-R, \dots, R\}$ 
5:  $D(u, v) \leftarrow \sqrt{u^2 + v^2}$ ; fijar  $D(0, 0) \leftarrow 1$ 
6:  $W_D \leftarrow D^{-p}$                                      ▷ núcleo fijo  $[(2R+1) \times (2R+1)]$ 

7: (B) Bucle por dirección (vectorizado 2D)
8: for  $k = 1$  to  $K$  do
9:    $CC \leftarrow \max(|\text{CCx}(:, :, k)|, |\text{CCz}(:, :, k)|)$ 
10:   $Q \leftarrow CC^\alpha$                                      ▷ peso de confianza (mismo tamaño que  $c_s$ )
11:  Máscara de finitos:  $M \leftarrow \text{isfinite}(\text{cs\_dir}(:, :, k)) \wedge \text{isfinite}(Q)$ 
12:  Señal ponderada (con NaN  $\rightarrow 0$ ):  $S \leftarrow \text{zeroNaN}(\text{cs\_dir}(:, :, k)) \odot Q \odot M$ 
13:  Pesos efectivos:  $W \leftarrow Q \odot M$ 
14:  Numerador por convolución:  $N \leftarrow \text{conv2}(S, W_D, \text{'same'})$        ▷ padding
   replicate o symmetric si se usa
15:  Denominador por convolución:  $D \leftarrow \text{conv2}(W, W_D, \text{'same'})$ 
16:  Cociente seguro:  $\text{cs\_smooth}(:, :, k) \leftarrow N./D$ ; poner  $\text{cs\_smooth} = \text{NaN}$ 
   donde  $D = 0$ 
17: end for
```

2.4.9. Composición final

Finalmente, para cada mapa de velocidad, se realiza la composición final, utilizando la ecuación (1.25).

Algoritmo 11 Composición direccional ponderada para c_s (energía + calidad)

```

1: Input: Cubo direccional filtrado  $V_{\text{dirs\_bp}} [N_z, N_x, N_t, K]$ ; mapas suavizados
    $c_{s,\text{smooth}} [N_z, N_x, K]$ ; métricas de correlación  $CC_x, CC_z [N_z, N_x, K]$ ; muestreo
   temporal info.dt o param.PRF, hop
2: Output: Mapa compuesto  $c_{s,\text{comp}} [N_z, N_x]$ 

3: (1) Paso temporal para la energía
4: if info.dt definido then
5:    $dt \leftarrow \text{info.dt}$ 
6: else if param.PRF y hop definidos then
7:    $dt \leftarrow \text{hop}/\text{param.PRF}$ 
8: else
9:    $dt \leftarrow 1$  ▷ factor de escala que se cancela al normalizar
10: end if

11: (2) Energía por dirección (por píxel)
12: for  $k = 1$  hasta  $K$  do
13:    $V \leftarrow V_{\text{dirs\_bp}}(:, :, :, k)$ ; poner a cero no finitos
14:    $SE(:, :, k) \leftarrow \sum_{t=1}^{N_t} V(:, :, t)^2 \cdot dt$  ▷ energía proporcional
15: end for
16:  $SE \leftarrow \text{máx}(SE, 0)$ 

17: (3) Métrica de calidad direccional
18:  $CC_{\text{dir}} \leftarrow \text{máx}(|CC_x|, |CC_z|)$ 

19: (4) Pesos por dirección
20:  $W \leftarrow SE \odot (CC_{\text{dir}})^2$ 
21: (Opcional) Umbral de calidad: si  $CC_{\text{dir}} < C_{\text{mín}}$  entonces  $W \leftarrow 0$ 

22: (5) Normalización y composición
23:  $W_{\Sigma} \leftarrow \sum_{k=1}^K W(:, :, k)$ ; reemplazar ceros por  $\varepsilon$  para evitar división por cero
24:  $W_{\text{norm}} \leftarrow W./W_{\Sigma}$  ▷ pesos adimensionales, por píxel
25:  $c_{s,\text{comp}} \leftarrow \sum_{k=1}^K W_{\text{norm}}(:, :, k) \cdot c_{s,\text{smooth}}(:, :, k)$ 

```

Capítulo 3

Resultados

3.1. Adquisición de datos

A modo de contrastar lo obtenido en las imágenes tomadas en modo B a partir de la ROI con la demodulación y posterior beamforming de datos I/Q, se presenta la captura del cuadro para una adquisición determinada, para los fantasmas N°1 y N°2.

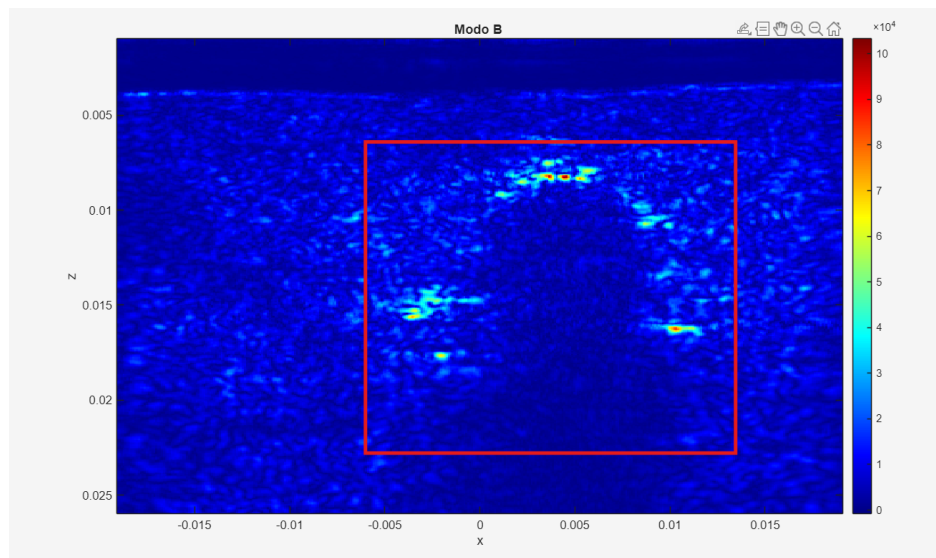


Figura 3.1: Cuadro 25, datos IQ post beamforming-Fantoma N°1.

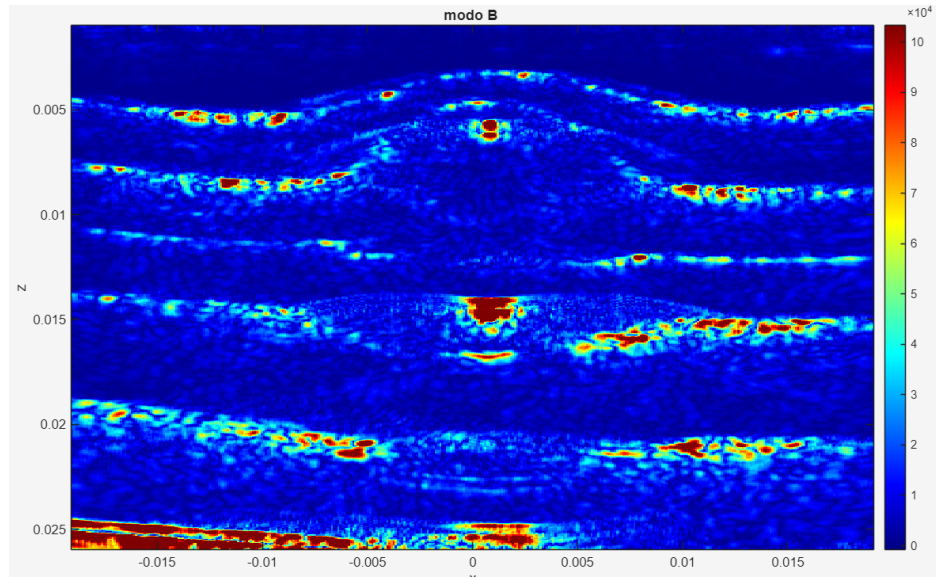


Figura 3.2: Cuadro 25, datos IQ post beamforming-Fantoma N°2.

Como se aprecia, las figuras 3.1 y 3.2 pertenecen a la secuencia de adquisiciones obtenidas por ShearWave, siendo esta la representación de la adquisición número 25. En la primera figura, se tiene el recuadro en rojo, donde se selecciona la ROI con una sección correspondiente a la barra de silicona, lo que representa un cambio de material respecto al medio, y se ve representada por la zona difusa y ennegrecida. Por otro lado, aprecia una diferencia de medios a través de las diferentes capas del fantoma N°2, donde además, se logra distinguir la presencia de una inclusión, en este caso con presencia de agua en su interior, representada por el tubo de plástico presente entre pliegues.

3.2. Estimador de Velocidad Axial

A continuación, se muestra la evolución temporal del mapa de velocidad obtenido mediante el estimador de velocidad axial Loupas, utilizando una ventana [21 21] (se asume isotropía del medio), calculado mediante la ecuación 1.18.

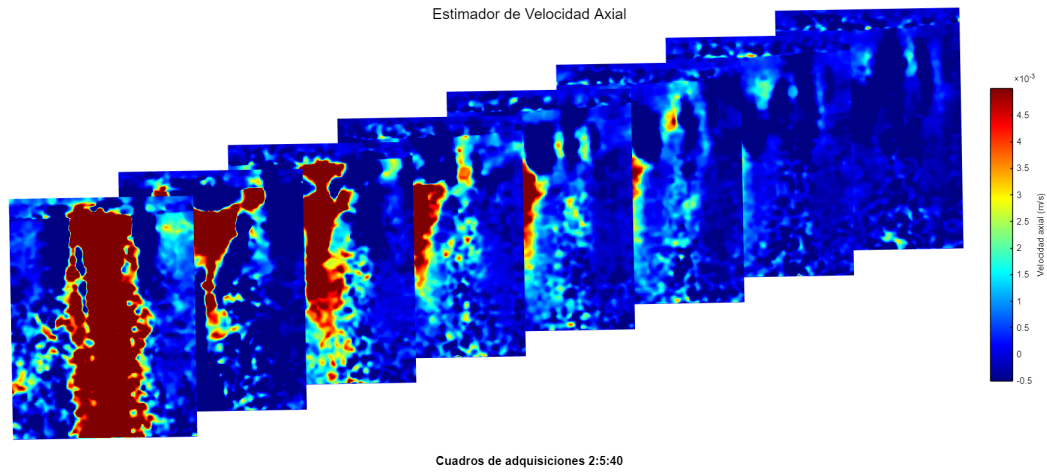


Figura 3.3: Evolución de cuadros de velocidad en el tiempo, fantoma N1.

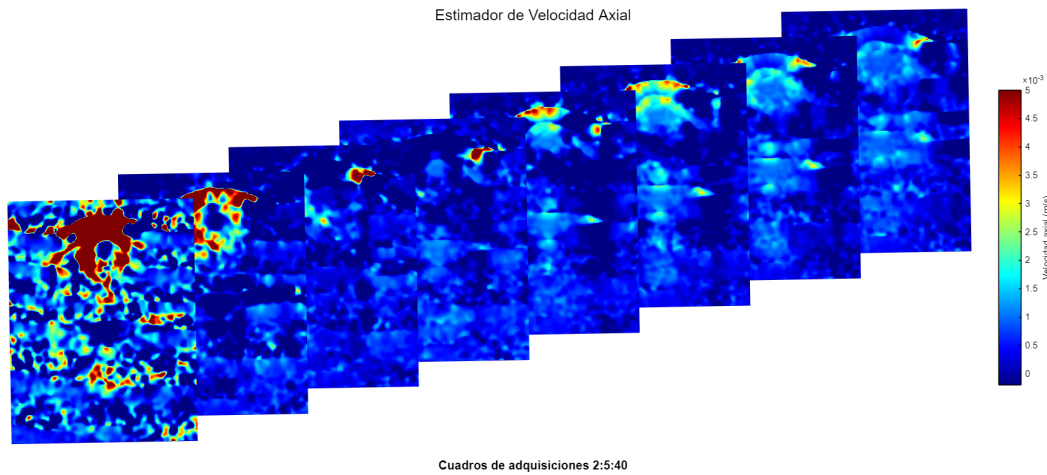


Figura 3.4: Evolución de cuadros de velocidad en el tiempo, fantoma N2

Dada una ROI seleccionada, dentro de los pixeles $[40:150, 150:250]$ en los ejes (z,x) para ambos fantomas, como se muestra en la figura 3.5, donde se puede apreciar el frente de onda aparente, se calcula para dar representatividad, la velocidad media axial en $[m/s]$, como se muestra en las tablas 3.1 y 3.2

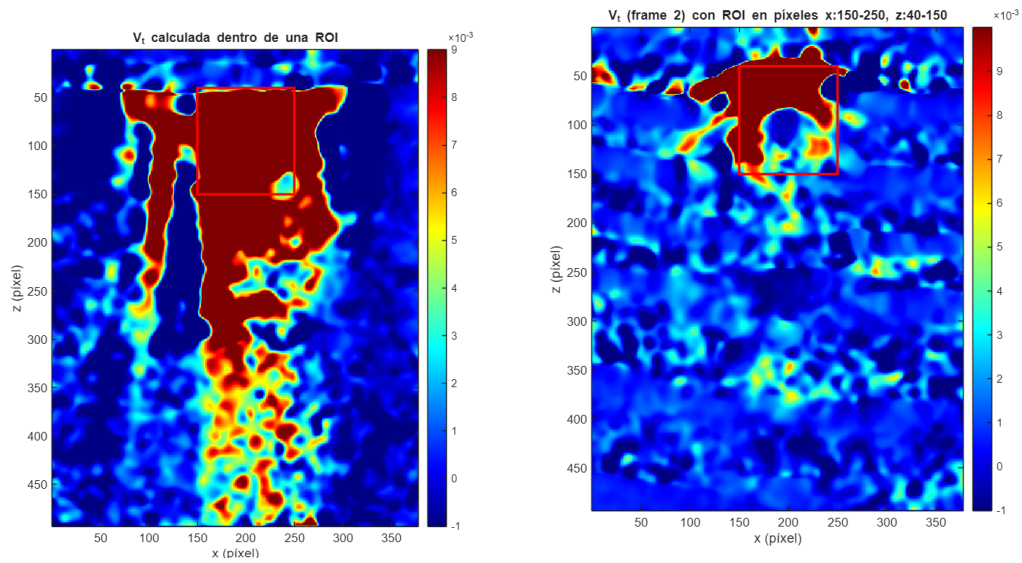


Figura 3.5: ROI para estimación de velocidad media en fantasmas N° 1 y N° 2

Frame	Tiempo (10^{-4} s)	Velocidad media (10^{-2} m/s)
1	0.00	5.92
5	2.00	3.58
10	4.50	0.617
15	7.00	0.155
25	12.0	-0.344
29	14.0	-0.218

Tabla 3.1: Velocidad media en la ROI (frames seleccionados), fantoma N°1

Frame	Tiempo (10^{-4} s)	Velocidad media (10^{-2} m/s)
1	0.00	1.47
5	4.00	0.687
10	9.00	0.0297
15	14.0	-0.153
25	24.0	0.126
49	48.0	0.0443

Tabla 3.2: Velocidad media en la ROI (frames seleccionados), fantoma N°2

3.3. Filtrado

3.3.1. Filtrado radial-angular

Posterior al cálculo del estimador de velocidad, se procede al proceso de filtrado en frecuencia del dominio k-f.

La primera implementación, es la aplicación del filtro radial y direccional. Para esto, se selecciona el parámetro de límite de velocidad en el medio, c_s , la cual funciona como medida de filtro según la relación de la ecuación 1.8. A diferencia de la variable seleccionada en el paper del método [26], la cual se obtiene a través de datos de MRE, este dato se selecciona de manera empírica a través de calibración. Dado una velocidad de onda límite fijada en 5[m/s], se filtra primeramente en base a el límite k_l y aplicando la direccionalidad por medio del filtro coseno cuadrado.

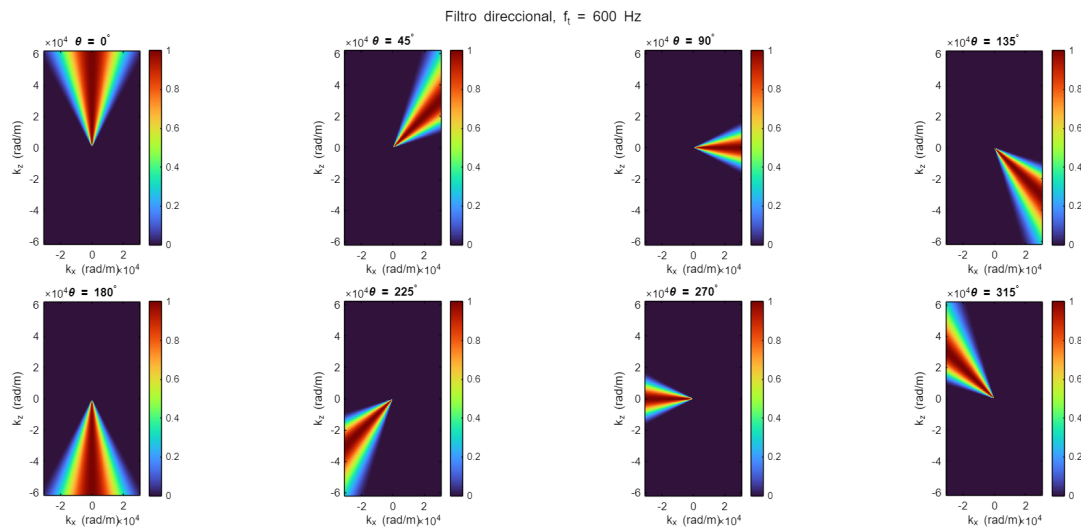


Figura 3.6: Evolución de cuadros de velocidad en el tiempo.

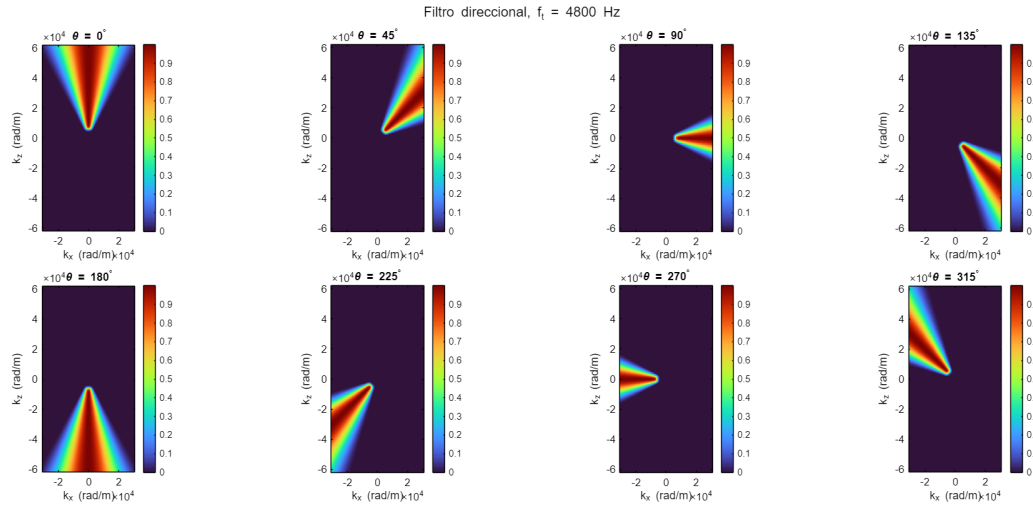


Figura 3.7: Evolución de cuadros de velocidad en el tiempo.

Como se aprecia de las figuras 3.6 y 3.7, el centro del filtro radial se agranda o se vuelve más pequeño a medida que recorre los distintos bins f_t , dejando pasar mayor o menor número de onda a través del filtro. Además, se observa como el filtro pondera cercano a 1 en la región central, mientras que en los bordes, este decae, siendo teniendo una ponderación esperablemente menor cerca de los bordes. Estos filtros son iguales para ambos fantasmas, dado que depende exclusivamente del parámetro cs fijado, el cual se selecciona igual para ambos medios, a fin de no generar mayor variabilidad en el experimento.

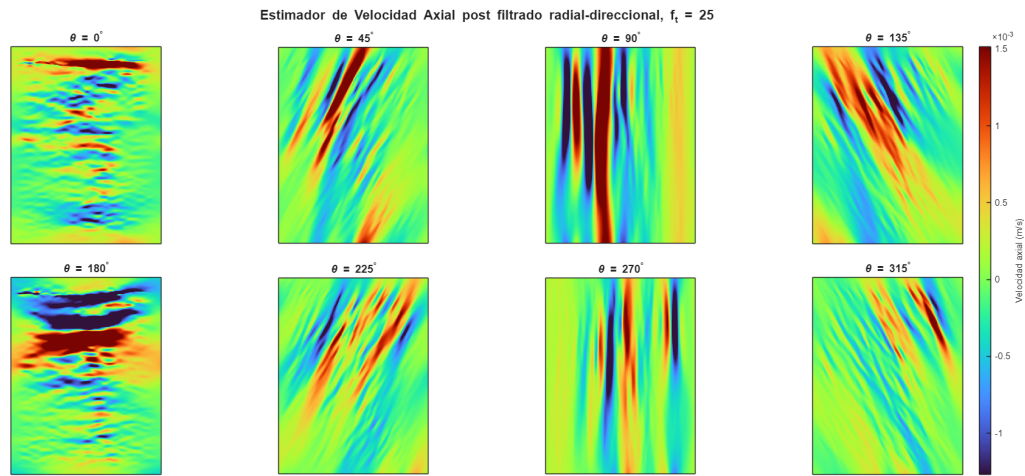


Figura 3.8: Estimador de Velocidad Axial post filtrado radial direccional, fantoma N°1, $f_t=25$.

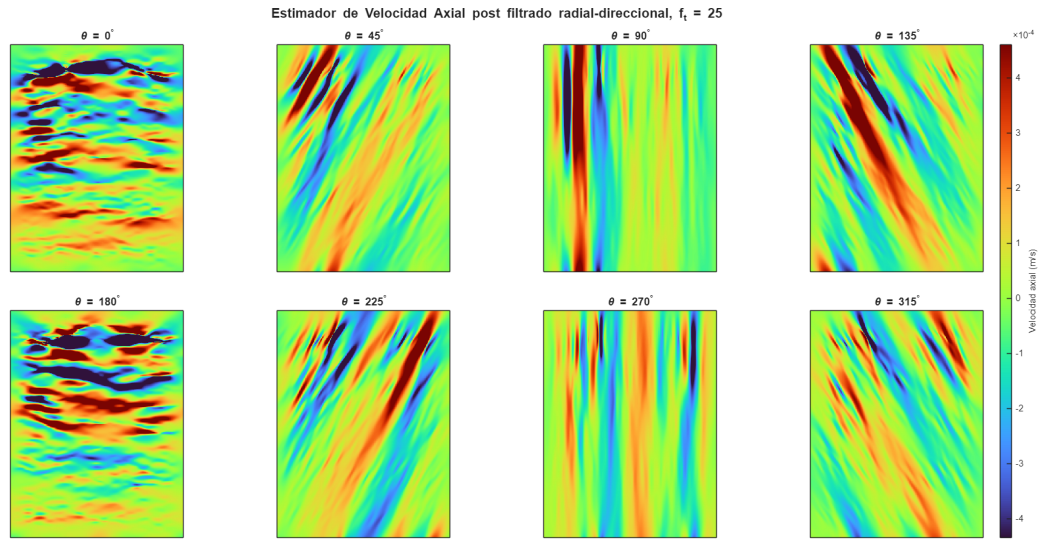


Figura 3.9: Estimador de Velocidad Axial post filtrado radial direccional, fantoma N°2, $f_t=25$.

En la figuras 3.8, 3.9, se aprecian los mapas de velocidad axial por ángulo, para la frecuencia número 25. En ambos casos, la onda producto del pulso tiene la misma dirección, sin embargo, se aprecia la diferencia en la ponderación de las direcciones para ambos casos. Para el caso del fantoma N°1, este presenta un mayor orden de magnitud en su velocidad, en adicional a una predominancia en la dirección horizontal (90° y 270°), mientras que para el caso del fantoma N°2, este presenta una predominancia en las direcciones verticales y diagonales. Esto, en gran parte se puede explicar por la zona donde fue aplicado el push en ambos casos, además de la diferencia en geometría y medios para ambos fantomas.

3.3.2. Filtrado temporal

Posterior al filtrado direccional, se debe seleccionar la banda de interés en el espacio f_t , para filtrar temporalmente. Para esto, se grafica el espectro de frecuencia acumulada, de manera de seleccionar la banda donde realmente se aporte energía y dejar afuera aquello que solo aporta ruido.

Por lo tanto, al aplicar el pasabanda, se obtienen los siguientes mapas de velocidad axial para los fantomas 1 y 2:

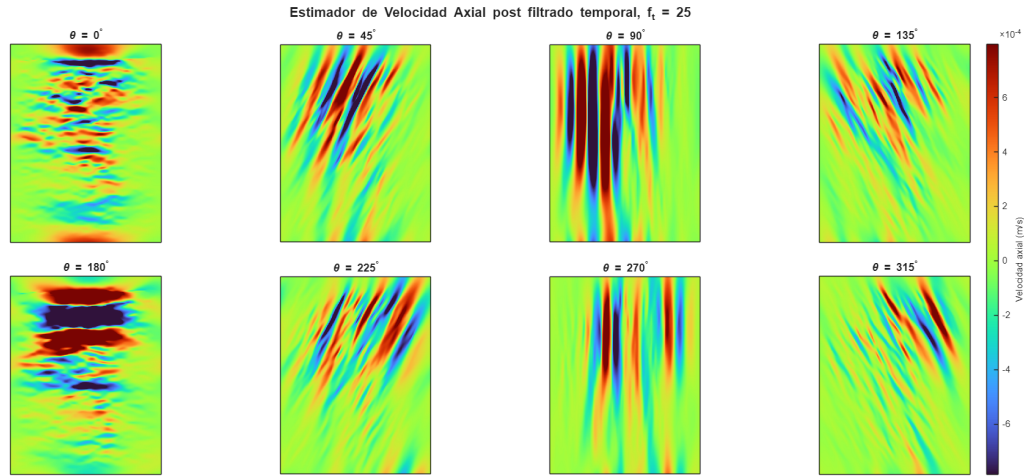


Figura 3.10: Estimador de Velocidad Axial post filtrado temporal, fantoma N°1.

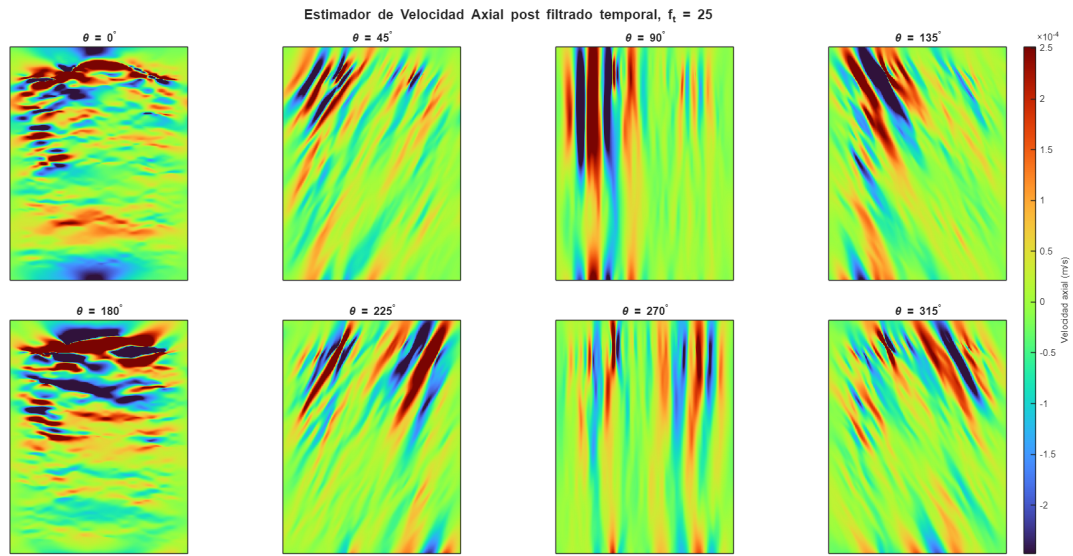


Figura 3.11: Estimador de Velocidad Axial post filtrado temporal, fantoma N°2.

De ambos espectros se observa como al aplicar el filtro pasabanda en las frecuencias temporales, la velocidad de la partícula se ve reducida en su orden de magnitud. Este fenómeno se explica al recortar una banda de energía, en este caso en su mayoría ruido DC, y de baja frecuencia, el cual suele dominar la amplitud. Al recortar este tramo, que solo contamina y remover la componente estática, el estimador de velocidad axial disminuye su velocidad.

3.3.3. Cálculo de velocidad

Posterior al banco de filtros, se vuelve a trabajar en el plano de velocidades $V(z,x,t,k)$. Al volver a este espacio, se aplica entonces el método de estimación por correlación cruzada según las ecuaciones 1.20 y 1.22. Con esto, se logra obtener, en base a la ecuación de velocidad de onda de corte 1.23, un mapa de velocidad de onda de corte suavizado para cada dirección angular k , como se muestra en las figuras 3.13 y 3.12

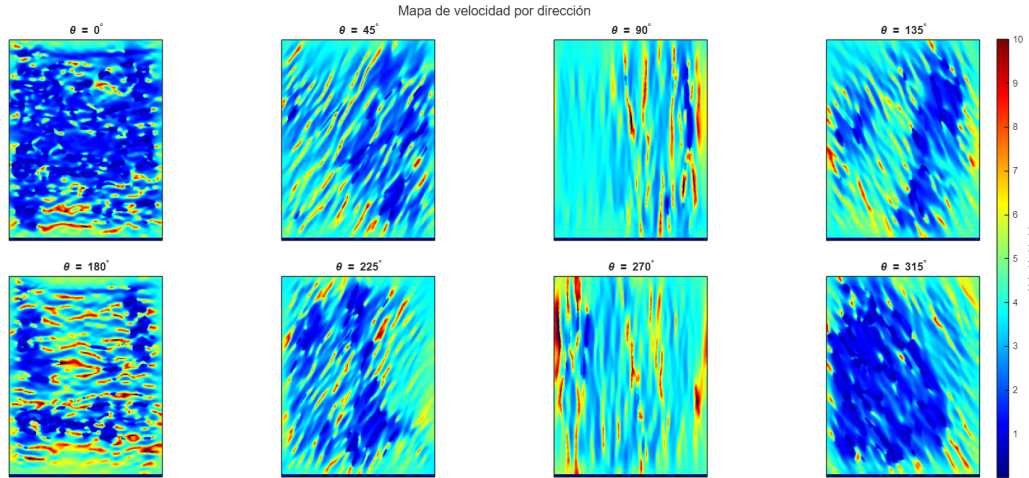


Figura 3.12: Mapa de velocidad por direcciones, suavizado.Fantoma N°1

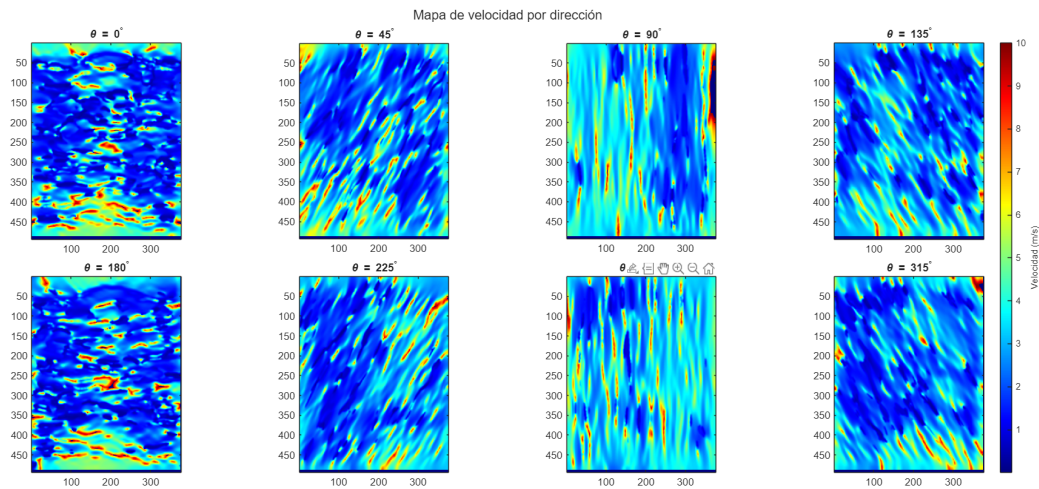


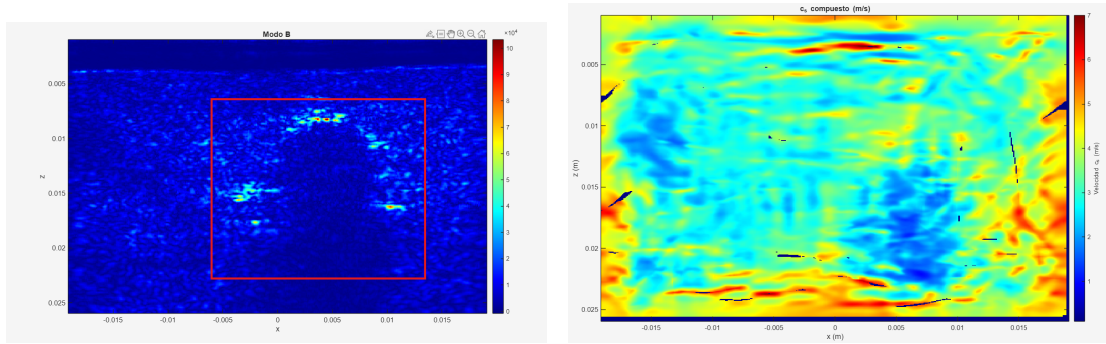
Figura 3.13: Mapa de velocidad por direcciones, suavizado.Fantoma N°2

De los distintos mapas, se aprecia como para cada dirección angular, las velocidades se ven afectadas por la dirección de la onda. Se aprecia como además, las velocidades

difieren entre el ángulo θ , y su ángulo suplementario (+180 grados). Esto tiene sentido, dado que capta el desplazamiento en la misma dirección, pero sentido contrario. Se aprecia como el mayor porcentaje de velocidad se presenta entre 2-3 metros por segundo, mientras que ciertos sectores presentan espacios con velocidades más pronunciadas, llegando al máximo en la región $\theta = 315^\circ$. De las figuras 3.13 y 3.12, se aprecian las distintas distribuciones de energía por dirección. Este fenómeno se explica tanto por los diferentes medios y materiales de los fantomas, como también por la diferencia al momento de aplicar el push. En el caso del fantoma N°1, como se comentó, el push fue aplicado en un extremo del fantoma (no estando este centrado), lo que provoca una distinta propagación de la onda y por lo tanto, de la velocidad. Por otro lado, el fantoma N°2 tiene su push centrado, lo que permite una distribución más homogénea de la dirección de la onda y la propagación de su velocidad.

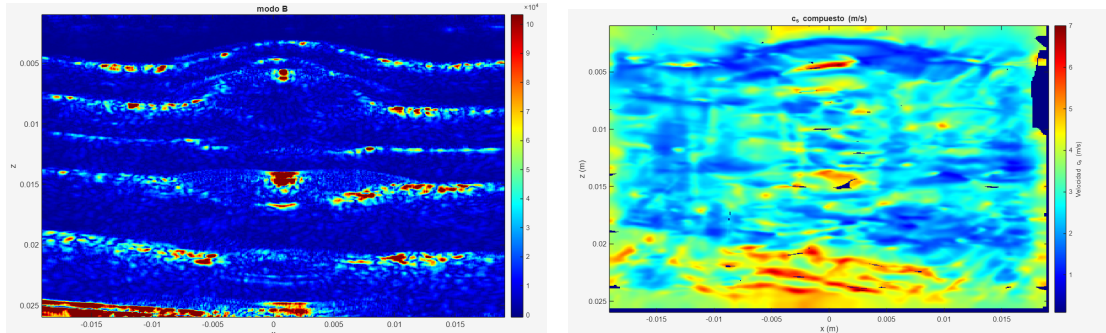
3.3.4. Composición y mapa final de velocidad

Dados los 8 mapas de velocidad calculados para cada dirección, se compondrá un mapa final de velocidad, teniendo en cuenta tanto el nivel de correlación del mapa, como la energía contenida en dicha dirección. Para esto, se utilizará la ecuación 1.24. A continuación, se presentan los mapas de velocidad para los fantasmas N°1 y N°2, escalados en pixeles (distinto a la escala presentada para datos I/Q, donde se presentaba en unidades de distancia).



(a) Cuadro 25, datos IQ post beamforming — Fantoma N°1. (b) Mapa compuesto escalado — Fantoma N°1.

Figura 3.14: Mapa compuesto de velocidad para fantoma N°1.



(a) Cuadro 25, datos IQ post beamforming — Fantoma N°2. (b) Mapa compuesto escalado — Fantoma N°2.

Figura 3.15: Mapa compuesto de velocidad para fantoma N°2.

De las figuras 3.14 y 3.15 se observa la diferencia de velocidad en los distintos materiales presentes en ambos fantasmas. En el caso del fantoma N°1, se aprecia la diferencia entre solo 2 materiales, en este caso el material compuesto versus la inclusión de silicona. Además, se aprecia como la inclusión se encuentra descentrada hacia la

derecha, observando la dirección de propagación y velocidad de la onda en sentido contrario. Por otro lado, para el caso del fantoma N°2, se distingue la diferencia entre el material del fantoma, el cambio de material y forma de la inclusión hueca de plástico, y la presencia del medio acuoso, lo que genera distintos frentes de velocidad.

Capítulo 4

Análisis

4.0.1. Beamforming y datos IQ

A partir de las figuras presentadas en la sección de SetUp, se aprecia que la formación de imágenes obtenidas mediante los procesos de demodulación y beamforming reproduce adecuadamente la morfología esperada de los fantasmas, manteniendo la diferenciación entre sus distintos medios y preservando las transiciones estructurales.

Asimismo, en las figuras 3.1 y 3.2 se identifican picos localizados en las señales IQ, asociados tanto a variaciones abruptas de impedancia acústica en las interfaces de los materiales —manifestadas como cambios de fase y amplitud— como a artefactos derivados de reflexiones múltiples y refracciones del pulso dentro del fantoma. La presencia y distribución de estos máximos contribuyen a caracterizar las zonas de transición mecánica y permiten evaluar la calidad de la reconstrucción posterior al beamforming.

4.0.2. Estimador de Velocidad Axial

El estimador Doppler axial entrega un mapa de velocidad de partícula asociado a la propagación de la onda de corte. Sin embargo, esta señal suele encontrarse contaminada por componentes cuasi-estáticos, reflexiones múltiples y artefactos derivados de las propiedades mecánicas del medio.

En las figuras 3.3 y 3.4 se observa la evolución espacio-temporal de la onda de corte en ambos fantasmas. En el caso del fantoma N°1, la propagación exhibe una marcada multidireccionalidad, consecuencia directa del contraste de rigidez entre el material base y la inclusión. La posición del push y la presencia de una inclusión más rígida generan reflexiones y refracciones locales, produciendo frentes de onda que se propagan

en direcciones opuestas. Estas interacciones justifican la necesidad de aplicar un filtrado direccional robusto, capaz de separar adecuadamente las componentes relevantes para la estimación de velocidad.

Para el fantoma N°2, compuesto por un medio sólido rodeado de agua, el comportamiento observado coincide con lo esperado desde el punto de vista físico. Las ondas de corte se propagan únicamente en el material sólido, mientras que en el líquido no se observan desplazamientos transversales debido a su incapacidad para sostener esfuerzos cortantes. En consecuencia, la señal en el agua presenta únicamente energía asociada a reflexión y componentes de baja frecuencia (DC). En la pared rígida del tubo se evidencian reflexiones adicionales, consistentes con los cambios abruptos de impedancia mecánica.

El análisis temporal a partir de las tablas refuerza estas observaciones. En el fantoma N°1 aparecen frentes simultáneos con fases opuestas, cuyo promedio conduce a cambios de signo por cancelación, reflejando la presencia de reflexiones intensas y geometría de incidencia compleja. En contraste, en el fantoma N°2 el cambio de signo es más lento y la incidencia es menor, lo que indica un campo de onda más estable y menos interferente.

Finalmente, es importante destacar que la velocidad media obtenida del estimador Doppler no constituye un biomarcador confiable de rigidez. Esta métrica depende fuertemente de la posición del push, de la interferencia local y del signo de la velocidad, por lo que su utilidad se limita a evaluar la distribución de energía y la relación señal/ruido (SNR), más que a cuantificar propiedades mecánicas del medio.

4.0.3. Filtrado

Luego del análisis del estimador de velocidad axial, los promedios muestran que para el caso del fantoma N°1, la velocidad comienza con un mayor orden de magnitud que para el fantoma N°2.

Tras el banco de filtros radial direccional, los lóbulos angulares separan los semi-espacios temporales y direcciones, suprimiendo según la imposición de “cs”, las altas velocidades y limpia posibles interferencias. El resultado de esto, como se aprecia en las figuras 3.8, y 3.9, es un frente de velocidad más y nítido y coherente por ángulo, con una redistribución de la energía según indica la dirección de propagación del push. Se sigue manteniendo la primera definición, donde el fantoma N°1 posee un mayor orden de magnitud, y se aprecia un predominio de las direcciones horizontales (90°-270°),

mientras que el fantoma N°2 concentra mayor energía en sus direcciones más verticales y diagonales. Esto coincide con la definición del filtro, la cual tiene una función más selectiva, de limpieza y separación, que de rebaje de amplitud por si mismo.

Posteriormente, tras la aplicación del filtro pasabanda, la magnitud de V_t filtrado disminuye su orden de magnitud respecto al pre filtro. Esto se explica por la eliminación de componente estática DC y de baja frecuencia (la porción que más pondera amplitud, pero que no aporta información de onda de corte útil), y se atenúan las altas frecuencias más ruidosas. A través del script, y de manera visual, al reproducir un impley se aprecia de manera cualitativa una disminución de la velocidad de la propagación del frente, de manera mucho más limpia, aumentando así la relación SNR, y mejorando la coherencia temporal.

4.0.4. Cálculo de velocidad y composición.

A diferencia del cálculo del estimador V_t , el cual calcula la velocidad axial de la partícula, describiendo de manera local, con signo y fase, todo lo que está en la señal (cizalla, ondas compresionales y componente estático), la composición de los mapas de velocidad utilizando TOF corresponden a velocidad de propagación de onda de corte como tal, siendo este un estimador geométrico dependiente de los retardos del frente.

De las imágenes 3.13 y 3.12, se aprecia una consistencia en cuanto a la estimación del mapa de velocidad por direcciones para ambos fantasmas, manteniendo mapas con mejor correlación y mayor velocidad en las direcciones predominantes del filtro angular, condición que comprueba la asimetría del desplazamiento de la onda.

Para el fantoma N°1, se tiene que los mapas de las direcciones 90°/270° se aprecian más limpios y estables, mientras que las direcciones oblicuas y demás, se muestran con mayor suavizado y pérdida de detalle al tener una peor correlación y relación de energía SE. Este mismo contraste es el que beneficia la detección de la inclusión dentro del medio. En el caso del fantoma N°2, se vuelve a notar la predominancia de direcciones verticales y diagonales en la calidad de imagen, lo cual es consistente con la diferencia de medios, siendo el agua un medio incapaz de transmitir las ondas de corte, siendo estas contribuciones capaces de deprimir el resultado, dejando menos señal útil.

La composición de dichos mapas de velocidad representa, para cada pixel, la media ponderada de la velocidad de la onda de corte c_s . Esto, enfatiza las direcciones con alta energía y coherencia, deprimiendo las zonas con ruido o mala correlación.

De la figura 3.14 se aprecia el compuesto exhibe una menor velocidad de onda c_s

en la inclusión de silicona que en la matriz del fantoma, por lo que se observan dos dominios diferenciados. Se aprecia una reducción de velocidad coherente con la dirección y ubicación del push, así como con la ubicación de la inclusión de silicona presente en el fantoma. Las posibles causas que explican este fenómeno son una diferencia de impedancia entre la silicona y el medio(ecogenicidad), lo que produce una alteración en la forma en que las ondas mecánicas rebotan en el medio, lo que se traduce en diferentes brillos y opacidad (como se aprecia en la imagen B-mode extraída del fantoma), produciendo una pérdida de coherencia, señales más ruidosas, y por lo tanto, una disminución de la velocidad de la onda en dicha zona, lo que de todas maneras, es coherente con lo que busca el método, que es justamente la detección de cambios en el medio.

Para el caso del fantoma N°2, según se aprecia de la figura 3.15, el mapa compuesto da muestra de la variabilidad de medios presentes. Se aprecia como se realiza la presencia del medio descrito por el fantoma, mientras que se realiza la reflectividad y presencia de un medio rígido y hueco como es el tubo presente, generando perturbaciones y una muestra de incremento de velocidad.

Por lo tanto, se aprecia como los mapas compuestos respetan la física de cada fantoma, respetando bordes nítidos, atenuando regiones vacías, y evidenciando las transiciones de material.

Para ambos casos, sin embargo, se aprecia el fenómeno de peaks de velocidad presentes en los bordes. Para el caso del fantoma N°1, se ve como incluso estos llegan a los 5-6 [m/s], y para el fantoma N°2, se crea un borde uniforme de entre 4-5 [m/s] con la zona inferior ligeramente superior. Este hecho, es consistente con lo planteado en la literatura, donde esta alza no está relacionada a un aumento real en la rigidez, sino que son atribuibles a efectos de borde inherentes a los métodos de estimación por tiempos de vuelo. Si bien el proceso de filtrado se encarga de mitigar efectos físicos como la reflexión y cambios de interfase, estos fenómenos se amplifican en bordes, sumados al hecho del manejo de las ventanas para correlación en los límites, lo que genera una inestabilidad en el cálculo del retraso (tiende a subestimarse), y por lo tanto, un aumento en el cálculo de velocidad. Debido a esto, los bordes deben tratarse con mayor cautela, siendo la región central el foco de análisis de estimación.

Capítulo 5

Discusión

5.1. Variabilidad en el experimento

Dentro de las limitantes existentes al momento de replicar la metodología experimental, se presenta la sensibilidad de calibración de ciertos parámetros, los cuales son sensibles a su variación, y pueden afectar en gran medida el proceso de estimación de velocidad, filtrado y reconstrucción final.

La caracterización del fantoma es clave al momento de diseñar y contrastar los resultados del experimento. Como se muestra en las secciones de Metodología experimental, resultados y análisis, la toma de datos y la velocidad final resultante dependerá en gran medida del medio y el procedimiento de adquisición de datos, siendo esta sensible a factores como ruido, medios con alta reflexión y refracción, cambio de interfaz, entre otros elementos. Por lo tanto, es indispensable contemplar todos estos factores al momento de replicar y utilizar el método.

5.1.1. Sensibilidad al ruido

La presencia de ruido o sesgo coherente es un punto clave al momento de realizar toma de datos y post procesado. Este ruido, producto de diversas causas como por ejemplo artefactos de propagación (reberberaciones o reflexiones múltiples debido al medio, desajuste de la velocidad del sonido en el medio versus post procesado, etc), ruido instrumental (electrónico, canales ruidosos o una mala demodulación/beamforming), puede ser propagado a través del estimador de velocidad axial 2D. La literatura comenta que estas causas incrementan la varianza del estimador local de velocidad, a la vez

que introducen sesgos en la correlación para el cálculo del mapa final de velocidad. En el método de Loupas, se utiliza una ventana espacial W , la cual entrega las frecuencias Doppler media y la portadora RF. Esta ventana está directamente relacionada con la relación SNR-resolución, donde ventanas mayores disminuyen la varianza y diluyen artefactos, pero bajan la resolución y pueden mezclar fases si cruzan interfaces o distintas direcciones de la onda. Elegir este parámetro es clave al momento de calcular el estimador de velocidad, dado que una alta ventana asegura un bajo nivel de ruido, pero compromete y sesga el mapa final de velocidad. Por otro lado, una ventana impar pequeña puede permitir apreciar mejor detalles, pero es susceptible a ruido y propagación.



Figura 5.1: Fantoma N°2 con presencia de ruido.

En la figura 5.1 se aprecia un instante de tiempo correspondiente al estimador de velocidad axial del fantoma N°2. Dentro del recuadro rojo, se aprecia un pixel presente, el cual corresponde a ruido estático presente (se repite para cada frame dentro de las adquisiciones), y que representa un problema de propagación.

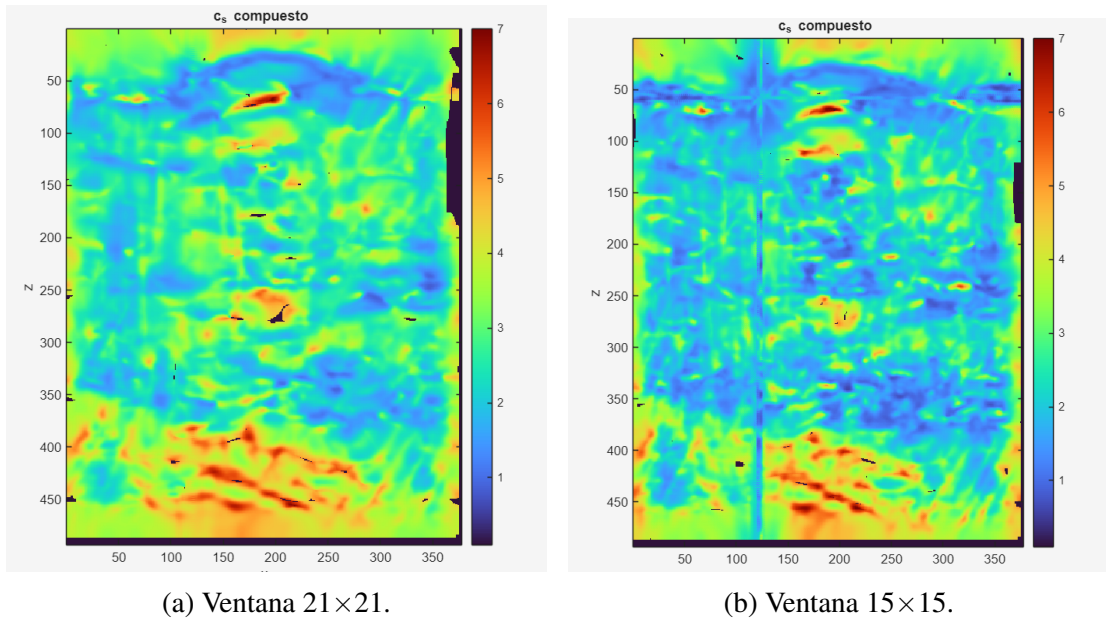


Figura 5.2: Contraste de propagación de ruido para distintos tamaños de ventana

Como se aprecia en la figura 5.2, para un mismo paquete de datos, variando el tamaño de la ventana se obtienen mapas con una mayor resolución y mejores bordes. Sin embargo, se ve como una mala elección y balance de esta, provoca que el ruido provocado por el pixel de la figura 5.1 sea propagado, distorsionando la imagen y arruinando la correlación.

5.1.2. Tamaño de radio

El parámetro r , corresponde a la separación física impuesta para calcular el mapa final de velocidad. El método habla de una definición de r de manera empírica, a través de un “trade-off” entre la resolución y la decorrelación en el cálculo de velocidad [26]. Escoger un r pequeño, significa privilegiar una alta resolución, pero una menor decorrelación de los datos, y viceversa. Este equilibrio se ve reforzado justamente por métodos como interpolación y unsample para robustecer la estimación, pero de igual forma, r entregará variabilidad acorde a su elección al resultado final.

5.1.3. PRF y número de adquisiciones

El PRF y número de adquisiciones corresponden a parámetros fundamentales al momento de realizar toma de datos y adquisiciones. Estas, son variables configurables

desde el script y modifican directamente al transductor. Por esto mismo, el número mínimo y máximo va de acuerdo a las limitantes propias del modelo. La estimación de velocidad axial Doppler, se obtiene de manera directa de la fase de autocorrelación, y escala con el PRF, mejorando la precisión de la estimación con el número de pulsos, aproximadamente como $1/\sqrt{M}$ [3], además de reducir la varianza. Aumentar el PRF implica un muestreo temporal más fino, menor intervalo entre pulsos (menor decorrelación entre emisiones). Por lo tanto, se recomienda elegir un PRF para sobre muestrear de manera holgada la banda útil de la onda de corte (de esta manera, además se puede seleccionar de manera más fina la banda temporal a filtrar).

5.1.4. Elección de cs en filtro radial

Dentro del banco de filtros, se define el banco radial direccional, donde cs es un límite superior de velocidad usado para imponer restricción en las componentes de propagación más rápidas que las ondas de corte, que aparecen como baja frecuencia espacial k. En EVMUSE, se habla de una imposición basada en los máximos reportados a través de resonancia magnética. Dadas las limitantes de replicar este experimento, si el fantoma no está bien caracterizado, y definidas sus propiedades, tanto velocidad del sonido, como velocidad de onda de corte en el medio, la elección de este filtro dependerá netamente de la calibración, por lo que es un nuevo elemento que introduce variabilidad en el resultado. Una elección sobredimensionada, dejará pasar componentes de baja frecuencia, aumentando la varianza y perdiendo consistencia. Por otro lado, una elección demasiado conservadora, eliminará ondas de corte válidas, recortandola y perdiendo energía útil, generando correlaciones más débiles.

5.2. Uso de toolbox MUST

El presente código se ha desarrollado con apoyo de librerías disponibles de código abierto, las cuales ofrecen soluciones para post procesado en ultrasonido bajo el dominio de Biomecardio/MUST. Esta herramienta ofrece facilidades al momento de realizar funciones complejas como el proceso de beamforming y la matriz DAS. Si bien algunas de sus funciones fueron usadas como base y adaptadas al contexto requerido (como el cálculo de estimador de velocidad axial), su ayuda facilita enormemente las tareas más generales del proceso.

Capítulo 6

Conclusión

El objetivo principal de este proyecto fue implementar y validar la técnica EV-MUSE dentro del Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo de la Universidad Técnica Federico Santa María. Esto se logra a partir del estudio y replica de manera precisa de los pasos detallados para trabajar con elastografía en ultrasonido, respetando los principios fundamentales del tratamiento de señales, imagenología, y los fundamentos físicos y matemáticos del método. Gracias a esto, se logra validar de manera cualitativa los resultados obtenidos para distintos fantasmas, verificando el funcionamiento del estimador doppler, proceso de filtrado y reconstrucción final del mapa de velocidad, comprobando gracias a los fantasmas a disposición los cambios de propiedades entre distintos materiales, considerando por lo tanto, satisfactorio los resultados obtenidos. Por otro lado, queda en evidencia que este método presenta altas fortalezas en cuanto al filtrado y trabajado con señales, permitiendo eliminar y controlar de manera correcta la presencia de ruido, siendo un método válido para estadificación no invasiva. A la vez, su implementación requiere de una replica precisa, siendo altamente propenso a variabilidad.

Esta técnica abre la puerta, e invita a continuar con diversos estudios del método dentro del Laboratorio, como por ejemplo, la evaluación y caracterización reológica del proceso, permitiendo obtener resultados cuantitativos más exactos, incluyendo la obtención y validación con resultados in vivo.

Bibliografía

- [1] S.Allen Broughton and Kurt Bryan. Discrete fourier analysis and wavelets. Technical report, Wiley, 2018.
- [2] René De, L A Fuente, Altermatt C Fernando, Marcia Corvetto, Ricardo Sierra, Kristina Petersen, Claudio Fierro, Juan Carlos De, and L A Cuadra. Artículo de revisión conceptos básicos de ultrasonografía aplicada a la anestesia regional. Technical report, Rev Chil Anest, 2009.
- [3] Thomas Deffieux, Jean Luc Gennisson, Benoît Larrat, Mathias Fink, and Mickael Tanter. The variance of quantitative estimates in shear wave imaging: Theory and experiments. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 59:2390–2410, 2012.
- [4] Yufeng Deng, Ned C. Rouze, Mark L. Palmeri, and Kathryn R. Nightingale. Ultrasonic shear wave elasticity imaging sequencing and data processing using a verasonics research scanner. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 64:164–176, 1 2017.
- [5] Joshua R. Doherty, Gregg E. Trahey, Kathryn R. Nightingale, and Mark L. Palmeri. Acoustic radiation force elasticity imaging in diagnostic ultrasound. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 60:685–701, 2013.
- [6] RENÉ DE LA FUENTE, L A Fuente, Altermatt C Fernando, Marcia Corvetto, Ricardo Sierra, Kristina Petersen, Claudio Fierro, Juan Carlos De, and L A Cuadra. Artículo de revisión conceptos básicos de ultrasonografía aplicada a la anestesia regional. Technical report, Rev Chil Anest, 2009.

- [7] Damien Garcia. Make the most of must, an open-source MATLAB ultrasound toolbox. In 2021 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), pages 1–4, 2021.
- [8] Damien Garcia and Franck Varray. Think twice before f-numbering. Ultrasonics, page 107222, 2024.
- [9] Peter. Hoskins, Kevin. Martin, and Abigail. Thrush. Diagnostic ultrasound : physics and equipment. Cambridge University Press, 2010.
- [10] Kenneth Hoyt, Benjamin Castaneda, and Kevin J. Parker. ref 20. Ultrasound in Medicine and Biology, 34:276–288, 2 2008.
- [11] Nikunj Khetan and Jerome Mertz. Plane-wave compounding with adaptive joint coherence factor weighting. 6 2024.
- [12] Johan Kirkhorn. Introduction to iq-demodulation of rf-data. Technical report, 1999.
- [13] A. Manduca, D. S. Lake, S. A. Kruse, and R. L. Ehman. Spatio-temporal directional filtering for improved inversion of mr elastography images. Medical Image Analysis, 7:465–473, 2003.
- [14] Liu Mingrui, Zhengchang Kou, Yuning Zhao, James W Wiskin, Gregory J Czarnota, and Michael L Oelze. Spectral-based quantitative ultrasound imaging processing techniques: Comparisons of rf versus iq approaches. PubMed, 46:75–89, 3 2024.
- [15] M. L. Palmeri, M. H. Wang, J. J. Dahl, K. D. Frinkley, and K. R. Nightingale. Quantifying hepatic shear modulus in vivo using acoustic radiation force. Ultrasound in Medicine and Biology, 34:546–558, 4 2008.
- [16] Valentin Perrot, Marco Polichetti, Franck Varray, and Damien Garcia. So you think you can DAS? a viewpoint on delay-and-sum beamforming. Ultrasonics, 111:106309, 2021.
- [17] Vincent Perrot, Maxime Polichetti, François Varray, and Damien Garcia. So you think you can das? a viewpoint on delay-and-sum beamforming. Ultrasonics, 111, 3 2021.

- [18] Gianmarco F Pinton, Jeremy J Dahl, and Gregg E Trahey. Rapid tracking of small displacements with ultrasound. Technical report, 2006.
- [19] Armen P Sarvazyan, Oleg V Rudenko, Scott D Swanson, J Brian Fowlkes, and Stanislav Y Emelianov. Pii s0301-5629(98)00110-0 • original contribution shear wave elasticity imaging: A new ultrasonic technology of medical diagnostics. Technical report, 1998.
- [20] Armen P. Sarvazyan, Matthew W. Urban, and James F. Greenleaf. Acoustic waves in medical imaging and diagnostics, 2013.
- [21] THOMAS L. SZABO and PETER KACZKOWSKI. Essentials of ultrasound imaging. Technical report, ACADEMIC PRESS, 2024.
- [22] Thomas L Szabo and Peter A Lewin. Ultrasound transducer selection in clinical imaging practice. *J Ultrasound Med*, pages 32–573–582, 2013.
- [23] Mickaël Tanter, Jeremy Bercoff, Laurent Sandrin, and Mathias Fink. Ultrafast compound imaging for 2-d motion vector estimation: Application to transient elastography. Technical report, 2002.
- [24] Heiko Tzschätzsch, Selcan Ipek-Ugay, Jing Guo, Kaspar Josche Streitberger, Enno Gentz, Thomas Fischer, Robert Klaua, Michael Schultz, Jürgen Braun, and Ingolf Sack. In vivo time-harmonic multifrequency elastography of the human liver. *Physics in Medicine and Biology*, 59:1641–1654, 4 2014.
- [25] Kai Uffmann and Mark E. Ladd. Actuation systems for mr elastography. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, volume 27, pages 28–34, 5 2008.
- [26] Heng Zhao, Pengfei Song, Duane D. Meixner, Randall R. Kinnick, Matthew R. Callstrom, William Sanchez, Matthew W. Urban, Armando Manduca, James F. Greenleaf, and Shigao Chen. External vibration multi-directional ultrasound shearwave elastography (evmuse): Application in liver fibrosis staging. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 33:2140–2418, 11 2014.