

UNIVERSIDAD POLITECNICA DE VALENCIA

ESCUELA POLITECNICA SUPERIOR DE GANDIA

I.T. Telecomunicación (Sonido e Imagen)



UNIVERSIDAD
POLITECNICA
DE VALENCIA



ESCUELA POLITECNICA
SUPERIOR DE GANDIA

“Obtención de imágenes elastográficas en una dimensión”

TRABAJO FINAL DE CARRERA

Autor:
Daniel Serra Freese

Directores:
Francisco Camarena Femenia
Francisco Javier Redondo Pastor

GANDIA, 2010

Lista de tablas.....	7
Lista de figuras	9
1. Introducción	15
1.1. Motivación y objetivos	16
1.2. Organización del trabajo	17
2. Fundamentos de los ultrasonidos.....	19
2.1. Historia	19
2.2. Bases físicas de los ultrasonidos	19
2.2.1. Velocidad de propagación de las ondas longitudinales	20
2.2.2. Impedancia característica.....	20
2.2.3. Reflexión y refracción en una superficie plana.....	21
2.2.4. Atenuación.....	22
2.3. Elasticidad	22
2.3.1. Módulos y coeficientes elásticos	22
2.3.2. Deformación unitaria	23
2.4. Ultrasonidos en pruebas no destructivas (NDT)	24
2.4.1. Medición por pulsos.....	24
2.5. Resolución espacial y temporal	24
2.6. Principios de formación de imagen	25
3. Principios físicos de la elastografía	26
3.1. El tejido biológico	29
3.2. Comportamiento del tejido sometido a una fuerza	30
3.3. Consideraciones físicas	31
3.4. Principios de elastografía.....	31
4. Procesado de elastogramas	33
4.1. Método de <i>block matching</i> para imágenes	34
4.2. <i>Block matching</i> en elastografía.....	34
4.3. Tamaño del <i>kernel</i>	36
4.4. Detección de la deformación.....	37
4.4.1. Factor de correlación.....	39
4.4.1.1. Fundamentos teóricos del factor de correlación.....	39
4.4.1.2. Algoritmo de detección mediante el factor de correlación	39
4.4.2. Función de correlación cruzada	42
4.4.2.1. Fundamentos de la función de correlación cruzada (FCC)	42
4.4.2.1.1. Propiedad: Desplazamiento temporal de la FCC.....	43
4.4.2.2. Algoritmo de detección del desplazamiento mediante la FCC	44
4.5. Determinación de la deformación, señal de deformación diferencial	47
4.6. Otras consideraciones	47

5. Materiales y métodos.....	49
5.1. Materiales.....	49
5.1.1. Concentraciones y formas.....	50
5.1.2. Elaboración de la muestra.....	50
5.1.3. Otras consideraciones.....	51
5.1.3.1. Conservante para geles.....	51
5.1.3.2. Dispersores.....	52
5.1.3.3. Inclusiones.....	52
5.1.4. <i>Phantoms</i> producidos.....	53
5.2. Montaje experimental.....	54
5.2.1. Descripción de los elementos.....	54
5.2.2. Montaje y colocación de los elementos.....	57
5.3. Programa de captura de datos.....	59
5.4. Programa de postprocesado de datos.....	63
5.5. Simulación numérica.....	70
5.5.1. FDTD (<i>Finite Difference Time Domain</i>).....	70
5.5.2. Programa de simulación.....	70
6. Resultados y discusión.....	73
6.1. Creación de <i>phantoms</i>	73
6.2. Montaje experimental y captura de datos.....	75
6.2.1. Ruido eléctrico.....	76
6.3. Resultados de la simulación.....	76
6.4. Postprocesado de datos reales.....	83
6.4.1. Comparación de los resultados del programa con resultados de recuento manual.....	83
6.4.2. Cálculo de la velocidad de propagación.....	87
6.4.3. Elastogramas obtenidos a partir de datos reales.....	88
6.4.4. Influencia del tamaño del <i>kernel</i> en la determinación de los retrasos.....	105
6.5. Conclusiones.....	108
 Bibliografía.....	 111
 Anexo 1. Script simulacion.m.....	 115
Anexo 2. Función ftd2d.m.....	119

Tabla 3.1: Densidades, velocidades de propagación e impedancia acústica de tejidos humanos.	29
Tabla 3.2: Profundidad de penetración de pulsos ultrasonidos en tejidos humanos.....	29
Tabla 3.3: Atenuación de pulsos ultrasónicos en tejidos humanos	25
Tabla 5.1: Concentraciones de gelatinas y conservantes.....	50
Tabla 5.2: Solución concentrada de p-hidroxibenzoato	51
Tabla 5.3: Materiales probados para actuar como dispersores	59
Tabla 5.4: Características del transductor V392	56
Tabla 6.1: Dimensiones y densidades del modelo simulado	76
Tabla 6.2: Deformaciones (%) aplicadas para las simulaciones.....	77
Tabla 6.3: Retrasos calculados por el programa.....	85
Tabla 6.4: Retrasos obtenidos de forma manual	87
Tabla 6.5: Comparación de los retrasos obtenidos por el programa con los retrasos obtenidos de forma manual.	87
Tabla 6.6: Duración del recorrido acústico en muestras.....	88
Tabla 6.7: Resumen de deformaciones, tamaños de <i>kernel</i> y ganancias	89
Tabla 6.8: Resumen de los tamaños de <i>kernel</i>	105

Figura 1.1: Ejemplo de ecografía precompresión y postcompresión de una gelatina de tres capas.	15
Figura 1.2: Ecografía con elastograma superpuesto.	16
Figura 2.1: Ondas reflejadas y transmitidas entre dos medios.	21
Figura 2.2: Señal atenuada y su envolvente.	22
Figura 2.3: Funcionamiento del ecoimpulso.	25
Figura 2.4: Comparación de los pulsos emitidos de dos ecosondas.	26
Figura 2.5: Modos de imagen.	27
Figura 3.1: Sistema de tres muelles de la misma elasticidad.	31
Figura 3.2: Sistema de tres muelles de diferente elasticidad.	32
Figura 4.1: Algoritmo básico de <i>block matching</i>	33
Figura 4.2: Ejemplo de <i>block matching</i> en una imagen 2D.	34
Figura 4.3: Ecos producidos por dos capas cercanas en un mismo <i>phantom</i>	35
Figura 4.4: Zonas validas y ambigüedades de la señal de desplazamiento acumulado.	36
Figura 4.5: Algoritmo para detectar el desplazamiento entre señales.	40
Figura 4.6: <i>Kernel</i> y rango de búsqueda para una dimensión.	41
Figura 4.7: Representación de la deformación para el caso ideal sin ambigüedades.	41
Figura 4.8: Desplazamiento en correlograma respecto del centro.	43
Figura 4.9: Ejemplo para ilustrar el funcionamiento del algoritmo, resultados parciales obtenidos con el programa de postprocesado.	45
Figura 4.10: Algoritmo de de detección del desplazamiento acumulado mediante la FCC.	46
Figura 4.11: Ejemplo del cálculo del desplazamiento diferencial o deformación.	47
Figura 5.1: Materiales necesarios para la elaboración de <i>phantoms</i>	50
Figura 5.2: <i>Phantom</i> de dos capas sometido a una pequeña deformación.	53
Figura 5.3: <i>Phantom</i> de cinco capas con una sometido a una gran compresión.	53
Figura 5.4: De izq. a dcha.: <i>phantom</i> con dos capas gruesas, <i>phantom</i> con una capa gruesa y <i>phantom</i> con dos capas finas.	54
Figura 5.5: <i>Phantom</i> con dispersores de sésamo y fibras mucilaginosas.	54
Figura 5.6: Ordenador con tarjeta NI PCI 5102.	55
Figura 5.7: 500PR vista frontal.	55
Figura 5.8: 500PR vista posterior.	56
Figura 5.9: Transductor V392.	56
Figura 5.10: Montaje experimental.	57
Figura 5.11: Medición de la compresión.	58
Figura 5.12: Programa de captura de datos.	59
Figura 5.13: Control de archivo.	60
Figura 5.14: Control de recorte.	60
Figura 5.15: Controles verticales.	60
Figura 5.16: Control de canal.	60
Figura 5.17: Control de resolución horizontal.	61

Figura 5.18: Ventana de visualización de errores.	61
Figura 5.19: Controles de disparo.	61
Figura 5.20: Ventana de visualización en tiempo real.....	62
Figura 5.21: Ventana de visualización del ecograma.....	62
Figura 5.22: Ventana de visualización de datos.....	62
Figura 5.23: Estructura del programa de postprocesado.	63
Figura 5.24: Control de archivos.	64
Figura 5.25: Control del retraso (<i>delay</i>) para visualizar.	64
Figura 5.26: Control de recorte.....	64
Figura 5.27: Control de la ventana de correlación.	64
Figura 5.28: Ventanas de visualización de las señales leídas.....	65
Figura 5.29: Ventana de visualización de los <i>kernels</i>	65
Figura 5.30: Ventana de visualización de los <i>kernels</i>	65
Figura 5.31: Ventanas de visualización 2.1 a 2.4.....	66
Figura 5.32: Ventana 3.1.....	66
Figura 5.33: Ventana 3.2.....	66
Figura 5.34: Ventana 3.3.....	67
Figura 5.35: Ventana 4.1.....	67
Figura 5.36: Ventana para determinar el umbral y ancho de pico.	67
Figura 5.37: Puntos de interpolación incorrectos debido a una mala selección del umbral y el ancho de los picos.	68
Figura 5.38: Resultado de seleccionar umbrales y anchos de picos adecuados.	68
Figura 5.39: Ventana 5.3. Señal interpolada.....	68
Figura 5.40: Derivada de los desplazamientos acumulados.....	69
Figura 5.41: Elastograma unidimensional.	69
Figura 5.42: Funcionamiento simplificado del programa de simulación.	70
Figura 5.43: Ventana de presentación de los resultados del programa de postprocesado en MATLAB.....	71
Figura 6.1.: De izq. a dcha.: <i>phantom</i> con dos capas gruesas, <i>phantom</i> con una capa gruesa y <i>phantom</i> con dos capas finas.	74
Figura 6.2: <i>Phantom</i> con dispersores.....	74
Figura 6.3: Ecograma para 100 líneas RF unidimensionales.	75
Figura 6.4: Identificación del ruido eléctrico.	76
Figura 6.5: Modelo bidimensional simulado.	78
Figura 6.6: Señales de pre y postcompresión obtenidas de la simulación.	78
Figura 6.7: Fotograma 37 de la simulación.	78
Figura 6.8: Resultados parciales y elastograma para la simulación 1.	79
Figura 6.9: Resultados parciales y elastograma para la simulación 2.	80
Figura 6.10: Resultados parciales y elastograma para la simulación 3.	81
Figura 6.11: Resultados parciales y elastograma para la simulación 4.	82
Figura 6.12: Señales de precompresión y postcompresión superpuestas.	83

Figura 6.13: Valores de las correlaciones.	83
Figura 6.14: Desplazamiento acumulado.	84
Figura 6.15: Señales solapadas.	84
Figura 6.16: Señales solapadas con cursores	85
Figura 6.17: Señal completa con los cursores	85
Figura 6.18: Zoom cursores A y a	86
Figura 6.19: Zoom cursores B y b	86
Figura 6.20: Zoom cursores C y c	86
Figura 6.21: Zoom cursores D y d	86
Figura 6.22: Identificación del inicio y el final de la señal.....	87
Figura 6.23: Comparación elastograma e imagen real para la medida 1.1.1.	90
Figura 6.24: Comparación elastograma e imagen real para la medida 1.1.2	91
Figura 6.25: Comparación elastograma e imagen real para la medida 1.2.1.	92
Figura 6.26: Comparación elastograma e imagen real para la medida 1.2.2.	93
Figura 6.27: Comparación elastograma e imagen real para la medida 2.1.1.	94
Figura 6.28: Comparación elastograma e imagen real para la medida 2.1.2	95
Figura 6.29: Comparación elastograma e imagen real para la medida 2.2.1.	96
Figura 6.30: Comparación elastograma e imagen real para la medida 2.2.2.	97
Figura 6.31: Comparación elastograma e imagen real para la medida 3.1.1	98
Figura 6.32: Comparación elastograma e imagen real para la medida 3.1.2	99
Figura 6.33: Comparación elastograma e imagen real para la medida 3.2.1	100
Figura 6.34: Comparación elastograma e imagen real para la medida 3.2.2.	101
Figura 6.35: Comparación elastograma e imagen real para la medida 4.1	102
Figura 6.36: Comparación elastograma e imagen real para la medida 4.2	103
Figura 6.38: Comparación elastograma e imagen real para la medida 4.3	104
Figura 6.39: Desplazamiento acumulado calculado con un <i>kernel</i> de 100 muestras.	106
Figura 6.40: Desplazamiento acumulado calculado con un <i>kernel</i> de 200 muestras.	106
Figura 6.41: Desplazamiento acumulado calculado con un <i>kernel</i> de 400 muestras.	106
Figura 6.42: Desplazamiento acumulado calculado con un <i>kernel</i> de 600 muestras.	106
Figura 6.43: Desplazamiento acumulado calculado con un <i>kernel</i> de 800 muestras.	107
Figura 6.44: Desplazamiento acumulado calculado con un <i>kernel</i> de 1000 muestras.	107
Figura 6.45: Desplazamiento acumulado calculado con un <i>kernel</i> de 2000 muestras.	107

La elastografía, igual que la ecografía, es un método basado en la emisión y recepción de pulsos ultrasónicos para representar de manera visual las características del tejido. Las propiedades de los ultrasonidos hacen que estos puedan viajar varios centímetros por dentro del tejido, creando un eco cada vez que topan con un obstáculo o cambio de impedancia acústica. La principal característica de la elastografía es que permite representar de forma cuantitativa la deformación del tejido sometido a una deformación externa.

La forma más común de detectar lesiones en las mamas o la próstata se sigue realizando mediante la palpación manual. Esta técnica permite detectar cambio de dureza, como nódulos, en zonas poco profundas. La limitación fundamental de esta técnica es que no permite acceder a zonas más profundas como son los tejidos de riñones o hígado. Para ello se complementa esta técnica con estudios ecográficos, que dan una información objetiva de la localización de las lesiones. En cuanto a la naturaleza de las lesiones, diversos estudios han demostrado que las lesiones pueden ser de 5 a 25 veces más duras que el tejido sano circundante [1]. Esta característica será fundamental para poder aplicar las técnicas elastográficas.

Dadas las limitaciones computacionales de la época, no ha sido hasta la década de los 90 cuando Jonathan Ophir empezó a obtener las primeras imágenes cuantitativas sobre la deformación y la distribución del módulo elástico en el tejido utilizando aparatos de ultrasonidos [1]. La técnica básica para la obtención de la elastografía no ha variado substancialmente desde ese entonces. Esta técnica se basa en la medida del desfase temporal entre dos señales de radiofrecuencia (señal RF): una señal de los ecos antes de aplicar una deformación (señal PRE) y una señal de los ecos después de aplicar una compresión (señal POST). Los métodos matemáticos, para la detección del desplazamiento de la señal ya existían pero requerían un gran número de operaciones que a su vez suponía un elevado coste computacional.

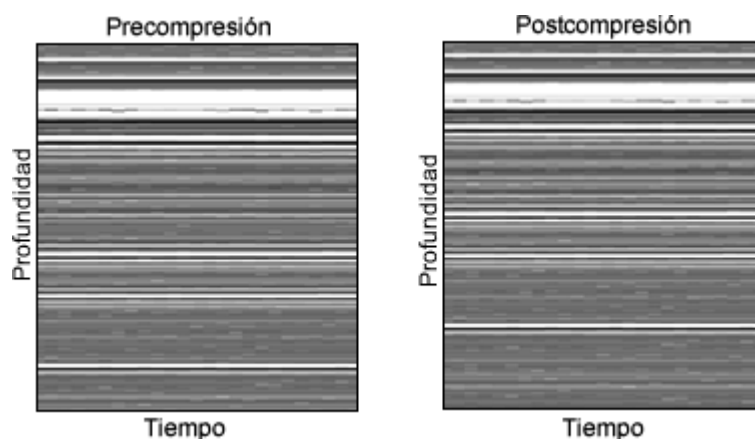


Figura 1.1: Ejemplo de ecografía precompresión y postcompresión de una gelatina de tres capas.

Hoy en día, la elastografía está sufriendo constantes mejoras debidas a la aplicación de nuevos algoritmos para el tratamiento de la señal (p. ej. los algoritmos usados la detección de movimiento en vídeo) y la mejora en los métodos de captación se las señales RF. También han evolucionado otras técnicas elastográficas basadas en ondas electromagnéticas (rayos X) que permiten obtener resultados similares a las técnicas ultrasónicas. Una de las tendencias es poder obtener la mayor cantidad de información en tiempo real sobre las características del tejido.

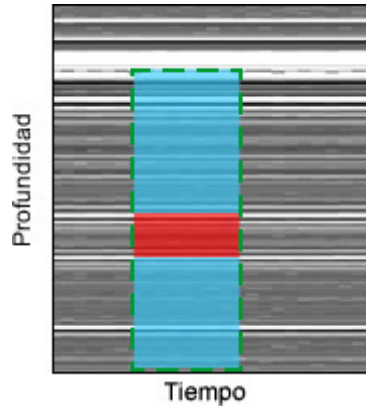


Figura 1.2: Ecografía con elastograma superpuesto para una muestra de tres capas.

En este trabajo se presentan algunas técnicas básicas para la detección del desplazamiento temporal de las señales RF, algoritmos, experimentos realizados en el laboratorio y conclusiones. Las señales de radiofrecuencia utilizadas en este trabajo son en una dimensión, pero los métodos y conclusiones se pueden extrapolar a mapas de radiofrecuencia en dos dimensiones.

1.1 Motivación y objetivos

El objetivo principal de este trabajo es obtener imágenes elastográficas unidimensionales utilizando los medios de los que se dispone actualmente en el laboratorio.

Para comprender mejor las bases teóricas y poder realizar algunos experimentos se han realizado los siguientes objetivos secundarios:

- Entender y repasar los principios de la ultrasonografía.
- Entender los principios de la técnica elastográfica.
- Aprender a utilizar la herramienta comercial de programación LabVIEW.
- Creación de un programa en MATLAB que permita simular la propagación de ultrasonidos en un modelo bidimensional.
- Creación de muestras de tejido (*phantoms*) para la realización de los experimentos.
- Creación de un programa en LabVIEW para la captura de las diferentes señales.
- Procesar los datos capturados con un programa en LabVIEW para obtener los elastogramas.
- Realizar varios ensayos y ajustar los valores de diferentes parámetros.

1.2 Organización del trabajo

La presente memoria Este trabajo ha sido dividida en seis capítulos. Los cuatro primeros son una introducción teórica sobre la propagación de los ultrasonidos y las técnicas de obtención de los elastogramas. El quinto capítulo trata sobre los materiales utilizados (dispositivos, programas y muestras). Finalmente en el sexto capítulo se exponen los resultados obtenidos.

Capítulo 1. *Introducción.*

Capítulo 2. *Fundamentos de los ultrasonidos.* Revisión de los fundamentos de los principios físicos de la ultrasonografía y de las propiedades de los materiales.

Capítulo 3. *Principios físicos de la elastografía.* Descripción las características de los tejidos elásticos y su comportamiento cuando son sometidos a fuerzas. Bases de la elastografía y lo que representan.

Capítulo 4. *Procesamiento de elastogramas.* Origen y explicación de los algoritmos para la detección del desplazamiento de señales.

Capítulo 5. *Materiales y métodos.* Descripción de los materiales utilizados. Características de las muestras y su creación. Simulaciones. Montaje experimental y procedimiento de medida.

Capítulo 6. *Resultados y discusión.*

2.1 Historia

La historia de los ultrasonidos empezó con la medida de la velocidad del sonido debajo del agua. En 1826 Jean-Daniel Colladon, un físico suizo, utilizó una campana para medir la velocidad del sonido en las aguas del lago Geneva. En las últimas décadas del siglo XIX los físicos intentaron describir las bases matemáticas de las vibraciones, transmisiones y refracciones del sonido. Uno de estos físicos fue Lord Rayleigh quien escribió el libro *The Theory of Sound*, que se publicó en 1877 y describía las ondas acústicas mediante ecuación matemática, creando así la base de la acústica para trabajos posteriores. Anteriormente, el biólogo italiano Lazzaro Spallanzani, demostró en 1794 que los murciélagos volaban sin problemas por la oscuridad gracias a los ultrasonidos. Más tarde el científico Francis Galton inventó el silbato que emitía ultrasonidos.

La gran revolución de los ultrasonidos se produjo con el descubrimiento del efecto piezo-eléctrico en algunos cristales descubiertos por Pierre Curie y su hermano Jacques Curie en 1880.

Durante la Segunda Guerra Mundial se produjeron grandes desarrollos en los sistemas de RADAR (*Radio Detection and Ranging*). Estos radares eran los precursores de las aplicaciones médicas en 2 dimensiones que aparecieron a finales de la década de los 40.

En la década de los 50 los ultrasonidos se utilizaban más en el ámbito del tratamiento que no en la detección. Se utilizaron estos dispositivos para generar calor en los tejidos en el ámbito de la medicina de rehabilitación, p. ej. tratamiento de artritis reumática. En 1957 se desarrolló el Pan-Scanner, un aparato que rotaba alrededor del paciente sumergido parcialmente en una solución salina. Estas fueron las primeras imágenes en modo B que se obtuvieron.

En las décadas de los 60 a los 70 se empezaron a producir las primeras imágenes con escalas de intensidad además de los transductores transvaginales y transrectales. En esa época apenas se realizan exploraciones ultrasónicas por vía transcutánea.

2.2 Bases físicas de los ultrasonidos

En un medio elástico se pueden propagar ondas mecánicas a varias frecuencias. Se llaman ultrasonidos aquellas vibraciones mecánicas que están por encima de la banda audible (20.000 Hercios).

Definimos como período el tiempo que tarda un cierto patrón en repetirse, le designaremos con la letra T y su unidad fundamental son los segundos (s). La frecuencia, designada por la letra f , es la inversa del período y se mide en hercios.

$$f = \frac{1}{T} \quad (2.1)$$

Si el sonido se propaga por un medio con una velocidad c , entonces la longitud de onda se relaciona con el período y la frecuencia con esta fórmula

$$\lambda = cT = \frac{c}{f} \quad (2.2)$$

Con la transmisión de la onda ultrasónica por el medio, se crea una presión acústica. Esta presión acústica está relacionada con la velocidad de las partículas del medio, designada con la letra v , mediante la siguiente fórmula

$$p = Zv \quad (2.3)$$

donde Z es la impedancia acústica específica o característica (ver punto 2.2.2).

2.2.1. Velocidad de propagación de las ondas longitudinales

En los sólidos se pueden propagar varios tipos de ondas con diferentes velocidades.

En un medio ilimitado, p. ej. un medio en el que las dimensiones transversales son mucho mayores que la longitud de onda, la velocidad de propagación viene dada por la siguiente fórmula

$$c_k = \sqrt{\frac{E_p}{\rho}} \quad [\text{m} \cdot \text{s}^{-1}] \quad (2.4)$$

donde E_p es la constante elástica y ρ es la densidad del medio.

2.2.2 Impedancia característica

Como en electricidad, se puede establecer una impedancia característica del medio. Así el término ρc es la impedancia característica del medio, puede ser real o complejo.

$$Z = \rho c = R + jX \quad (2.5)$$

donde ρ es la densidad del medio y c la velocidad de propagación. Sus unidades son $\text{N} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}$.

Cuando una onda acústica atraviese dos medios con impedancias acústicas diferentes, se formarán ecos. Según sea la magnitud del cambio de impedancia la amplitud de la onda reflejada será mayor o menor.

2.2.3 Reflexión y refracción en una superficie plana

La propagación de los ultrasonidos está influenciada por cualquier superficie de contorno. En esta superficie de contorno el eco será reflejado en mayor o menor medida. Si la superficie de incidencia es mucho mayor que la longitud de la onda acústica, entonces es posible aplicar las leyes de reflexión y refracción que se aplican en óptica.

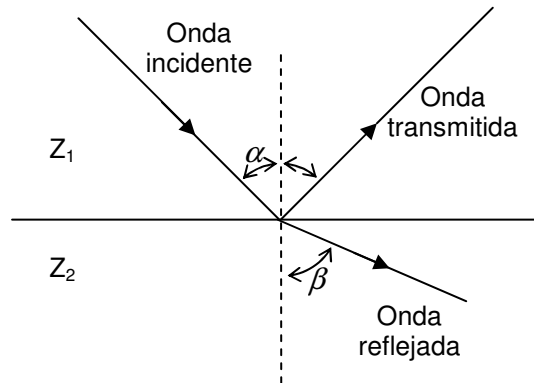


Figura 2.1: Ondas reflejadas y transmitidas entre dos medios.

El factor de reflexión viene dado por la siguiente fórmula

$$R_0 = \frac{I_{ref}}{I_{inc}} = \left(\frac{Z_{02} - Z_{01}}{Z_{02} + Z_{01}} \right)^2 \quad (2.6)$$

donde I_{inc} es la intensidad de la onda incidente y I_{ref} la intensidad de la onda reflejada. Ambas intensidades se relacionan con la intensidad transmitida (I_{trans}) mediante la siguiente relación

$$I_{ref} = I_{inc} - I_{trans} \quad (2.7)$$

En cuanto a la incidencia oblicua de ondas ultrasónicas en dos medios con diferente impedancia, el ángulo de la onda reflejada es igual al ángulo de la onda incidente y la onda transmitida será refractada según la relación entre las velocidades de ambos medios, igual como sucede con la ley de Snell.

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.8)$$

donde c_1 y c_2 son las velocidades de propagación en los diferentes medios.

Un caso particular es cuando se produce reflexión total, esto sucede cuando:

$$\frac{c_1}{c_2} \sin \alpha > 1 \quad (2.9)$$

2.2.4 Atenuación

La propagación de ondas ultrasónicas se puede describir como las deformaciones elásticas de las diferentes partículas de un medio. Dada la fricción y la conductividad térmica, estas deformaciones se ven acompañadas por pérdidas de energía de oscilación, la cual se convierte en energía calorífica. La atenuación en ultrasonidos es la reducción de la amplitud de la señal ultrasónica. Este efecto puede ser importante ya que puede afectar a la calidad de la imagen. Si se conoce la atenuación del medio se pueden introducir factores de corrección para compensar los efectos.

$$\text{Atenuacion [dB]} = \alpha \left[\text{dB}/(\text{MHz} \cdot \text{cm}) \right] \cdot l [\text{cm}] \cdot f [\text{MHz}] \quad (2.10)$$

Las unidades de la atenuación normalmente no son lineales y se pueden tomar como referencia algunos valores representados en la tabla 3.3.

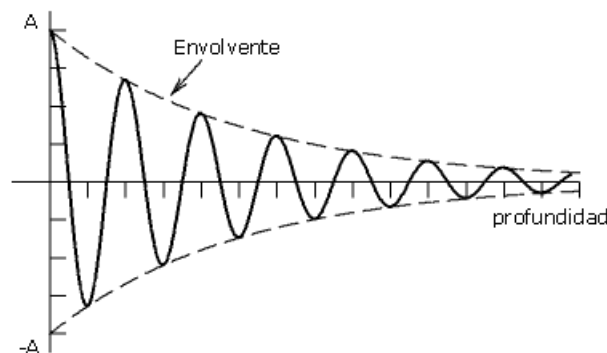


Figura 2.2: Señal atenuada y su envolvente.

2.3 Elasticidad

Uno de los temas más importantes de este trabajo es la elasticidad, con lo que conviene tener bien claro los conceptos más importantes que definen los medios elásticos y que nos permitirán establecer simplificaciones de los casos.

En física e ingeniería, el término elasticidad designa la propiedad mecánica de ciertos materiales de sufrir deformaciones reversibles cuando se encuentran sujetos a la acción de fuerzas exteriores y de recuperar la forma original si estas fuerzas exteriores se eliminan.

2.3.1 Módulos y coeficientes elásticos.

Las constantes elásticas que reciben el nombre de módulo elástico son las siguientes:

Módulo de Young. Se le designa por la letra E . Está asociado directamente a los cambios de longitud que experimenta un cuerpo cuando es sometido a una fuerza de compresión o tracción. También se le conoce como módulo elástico longitudinal.

Módulo de compresibilidad. Se le designa por la letra K . Está asociado a los cambios de volumen que experimenta un cuerpo bajo la acción de las fuerzas (generalmente compresoras) que actúan perpendicularmente a sus superficies. No implica cambio de forma, solamente de volumen.

Módulo elástico transversal. Se le designa por G . Está asociado con el cambio de forma que experimenta un material bajo la acción de fuerzas cortantes. No implica cambios de volumen, tan solo de forma. También se le conoce como módulo de cizalla, módulo elástico tangencial o módulo elástico cortante.

Coefficiente de Poisson. Es coeficiente del alargamiento longitudinal entre el acortamiento de una longitud situada en un plano perpendicular a la dirección de la fuerza aplicada. Este valor coincide igualmente con el cociente de deformaciones, de hecho la fórmula usual para el coeficiente de Poisson es:

$$\nu = -\frac{\mathcal{E}_{trans}}{\mathcal{E}_{long}} \quad (2.11)$$

Para un material isótropo elástico perfectamente incompresible, este es igual a 0.5. La mayor parte de los materiales prácticos en la ingeniería rondan entre 0.0 y 0.5.

En el Sistema Internacional de Unidades, los módulos se expresan en Newtons partido metro cuadrado (N/m^2) y el coeficiente es adimensional.

2.3.2 Deformación unitaria

La magnitud más simple para medir la deformación es lo que en ingeniería se llama deformación axial o deformación unitaria, se define como el cambio de longitud por unidad de longitud

$$\mathcal{E} = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{l' - l}{l_0} \quad (2.12)$$

donde l_0 es la longitud inicial de la zona en estudio y l' la longitud final o deformada. Es útil para expresar los cambios de longitud de un cuerpo o capa.

Cuando la deformación puede tener lugar según diversos modos y en diversas direcciones, y puede además provocar distorsiones en la forma del cuerpo, en esas condiciones se dice que el cuerpo es anisotrópico. La deformación de un cuerpo se puede caracterizar por un tensor (más exactamente un campo tensorial) de la forma

$$[D] = \begin{pmatrix} \epsilon_{11} & \epsilon_{12} & \epsilon_{13} \\ \epsilon_{21} & \epsilon_{22} & \epsilon_{23} \\ \epsilon_{31} & \epsilon_{32} & \epsilon_{33} \end{pmatrix} \quad (2.13)$$

Cuando la deformación se produce por igual en todas las direcciones se dice que el cuerpo es **isotrópico**.

2.4 Ultrasonidos en pruebas no destructivas (NDT)

Si nos referimos al ámbito industrial, podríamos definir las pruebas no destructivas (*Non-Destructive Testing*) como aquellas pruebas basadas en la detección de cambios causados por irregularidades en el material (fisuras, roturas, cavidades, agujeros, inclusiones,...) bien sea por campos electromagnéticos, cambios visuales y como no, por pruebas ultrasónicas.

Los métodos de prueba que utilizan ultrasonidos tienen numerosas ventajas dada su capacidad para determinar la posición y si es necesario su forma (ultrasonografía clínica). Otra de las ventajas no menos importante, es que la velocidad de propagación de los ultrasonidos es mucho menor que la velocidad de las ondas electromagnéticas, con lo cual su longitud de onda es mucho menor. Es en los tejidos heterogéneos donde a los ultrasonidos presentan una desventaja, y es que su velocidad de propagación depende enormemente de las condiciones del medio. Además, en algunos casos pueden sufrir una fuerte atenuación a lo largo de su propagación, como es el caso de la propagación en el aire.

En algunos casos se requiere una mayor profundidad de penetración en el material o una mejor resolución espacial. Es allí cuando se hacen necesarias nuevas técnicas de análisis de la señal, como puede ser la manipulación del espectro o criterios de correlación.

Los métodos para realizar las pruebas se dividen fundamentalmente en dos grupos. Por un lado aquellos métodos que utilizan una señal continua (armónica, periódica) y por otro lado, las que hemos utilizado para este trabajo, señales discontinuas (pulsos).

2.4.1 Medición por pulsos

Este método es el que da la mayor cantidad de información sobre el material examinado, tanto desde el punto de vista de detección de irregularidades como de las dimensiones estructurales. Para que este método funcione, será fundamental la presencia de estructuras que produzcan reflexiones de las ondas ultrasónicas. Estos materiales son llamados **ecogénicos**.

En el caso de las medidas por pulsos ultrasónicos, se evalúa la duración de la propagación de la onda longitudinal ultrasónica desde el transmisor (generador de pulso) hasta el receptor (detector de pulso). El tiempo de propagación depende de la distancia entre el emisor, el objeto y el receptor; además de la velocidad de propagación y de las características del medio. En el caso de la detección por pulsos podemos decir que es análogo a la radiolocalización. En algunos documentos se refiere a este método como ecolocalización.

Para detectar a qué distancia se encuentra un objeto, se considera el tiempo que el pulso tarda en llegar del emisor a un objeto y el tiempo en que la reflexión tarda en llegar al receptor. Suponiendo que el emisor del pulso y el receptor se encuentran en un mismo punto bastará con dividir el tiempo total del recorrido entre 2.

$$d = c \frac{\Delta t}{2} \quad (2.14)$$

El principio de funcionamiento se describe en la figura 2.3. El transductor se excita con un generador de pulsos. El receptor acoplado acústicamente al material detecta los pulsos reflejados por las irregularidades.

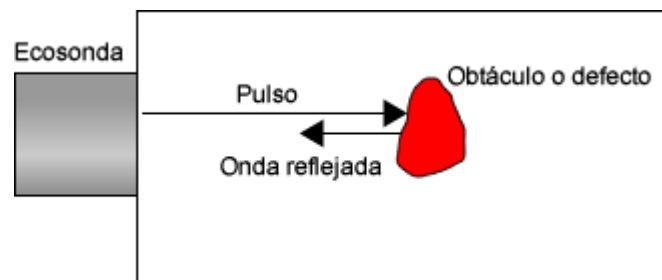


Figura 2.3: Funcionamiento de la técnica de ecoimpulso.

2.5 Resolución espacial y temporal

La resolución espacial se refiere a la finura de detalles visibles en una imagen: cuanto menor es el área representada por cada píxel en una imagen digital mayores son los detalles que pueden ser captados y mayor es la resolución espacial.

En el caso de los ultrasonidos, la resolución espacial vendrá dada por el ancho del pulso y la frecuencia. Desde un punto de vista eléctrico, se puede generar un pulso con buenas características (tiempo de subida, amplitud, anchura...), pero a la hora de ser transmitido por el transductor este pulso cercano al ideal será distorsionado. Dadas las características del transductor tendremos una frecuencia de resonancia a la que oscilará durante un tiempo el transductor y una amortiguación que determinará el ancho final del pulso emitido. La frecuencia de resonancia y la velocidad longitudinal de propagación del pulso ultrasónico determinarán la longitud de onda de la señal.

En el siguiente ejemplo se pueden observar las señales emitidas por dos transductores con diferentes frecuencias de resonancia y diferente factor de amortiguación.

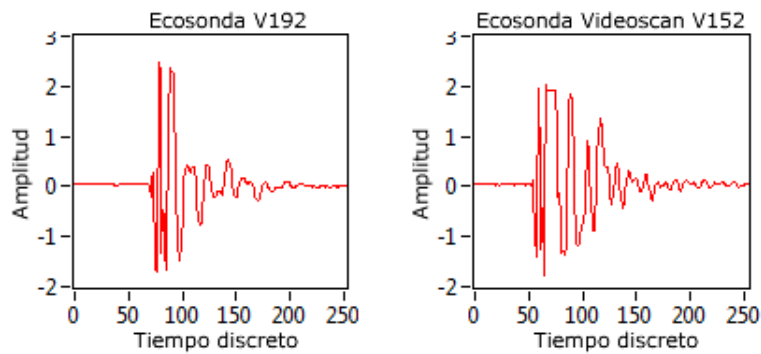


Figura 2.4: Comparación de los pulsos emitidos de dos ecosondas.

Una longitud de onda grande devuelve la información a grandes rasgos, mientras que una longitud de onda menor ofrece una mayor resolución. También existen factores asociados a las características del objeto a detectar y de su entorno: un buen contraste entre impedancias acústicas y bordes nítidos del objeto favorecerán la detección. Se deberán analizar con cuidado la resolución espacial y los factores que influyen para cada caso.

Dado que las señales RF serán digitalizadas deberemos elegir adecuadamente la frecuencia de muestreo de la señal analógica. Para ello nos referiremos al teorema de muestreo de Nysquist-Shannon. El teorema demuestra, que la reconstrucción exacta de una señal periódica continua en banda base a partir de sus muestras, es matemáticamente posible si la señal está limitada en banda y la tasa de muestreo es superior al doble de su ancho de banda.

$$F_s > 2f_{max} \quad (2.15)$$

Dado que posteriormente nosotros deberemos aplicar una función de correlación para conseguir los objetivos del trabajo, hemos decidido muestrear a una frecuencia mucho mayor para obtener la mayor información posible. En efecto, pretender resoluciones mayores que la necesaria encarece el costo de las imágenes y la carga de proceso, pero nos será útil posteriormente para su tratamiento.

Finalmente comentar que también existe una resolución asociada a la cuantificación de la señal analógica. Esta será una restricción asociada al conversor analógico-digital.

2.6 Principios de formación de imagen

La información necesaria para crear una imagen de ultrasonidos se extrae de la amplitud de los ecos. La amplitud de la señal analógica es cuantificada y a cada valor de cuantificación se le asigna un color. Normalmente los colores están asociados en forma de gradiente, colores oscuros para niveles bajos de señal y colores claros para niveles altos.

Existen varias formas de cómo una imagen se puede mostrar en un monitor: modos A, B y M.

Modo A. Modo de amplitud o modo unidimensional. En este modo la señal recibida (con los ecos) por el transductor, siendo la amplitud de los picos proporcional a los cambios de impedancia. A cada amplitud se le asigna un color y posteriormente se representa. Una matriz de amplitudes en modo A se conoce como mapa de RF. En un eje se representa el tiempo de de retorno o profundidad y en el otro eje la amplitud.

Modo B. Es la abreviación de *brightness mode* (o modo brillo), usa las señales del modo A, con una corrección de la atenuación de función de la atenuación y profundidad de la estructura reflectora. La intensidad del brillo es proporcional al a amplitud del eco producido por el cambio de impedancias acústicas. A cada amplitud de la señal se le asigna un color y posteriormente se representan.

Modo M. Abreviación de *motion mode* (modo de movimiento). Es una presentación temporal de los cambio de los ecos, en un eje se representa la profundidad de donde se han producido los ecos y en el otro eje se representa la señal en el tiempo.

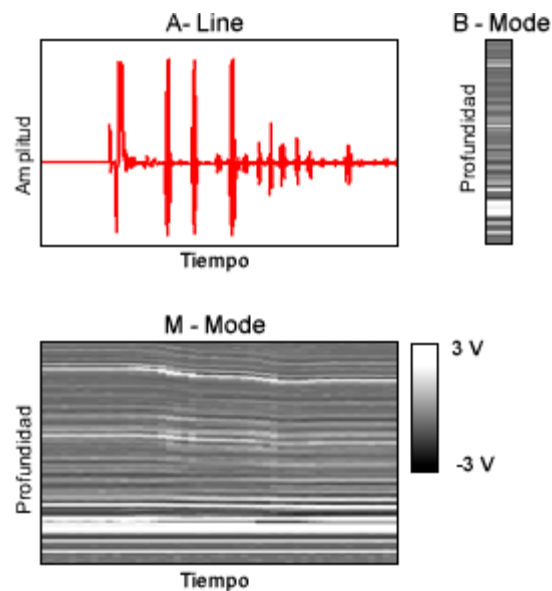


Figura 2.5: Modos de imagen (*A-line*, *B-mode* y *M-mode*).

La primera imagen, correspondiente a A-Line es la señal capturada, tal y como se vería en un osciloscopio. En la imagen B-Mode (modo B) se han convertido las amplitudes de la señal a colores. Finalmente, la imagen M-Mode (modo M), compuesta por varias señales B-Mode, representa el tejido cuando se somete a una compresión durante el tiempo; en el lado izquierdo de dicha imagen el tejido no se ha comprimido y el lado derecho sí.

3.1 El tejido biológico

En biología los tejidos son aquellos materiales constituidos por un conjunto organizado de células, con sus respectivos orgánulos iguales o de unos pocos tipos, ordenadas regularmente con una función fisiológica determinada.

En nuestro caso nos centraremos en los tejidos del cuerpo humano, los cuales están divididos en cuatro grupos fundamentales: epitelial, conectivo, muscular y nervioso.

Estos tejidos se organizan en diferentes matrices o aglomeraciones que pueden ir desde fracciones de milímetro (capilares sanguíneos) hasta varios centímetros de grosor (músculos o tejido adiposo). Dentro estas aglomeraciones de tejido las características físicas se mantienen constantes de tal forma que se pueden caracterizar (densidad, velocidad del sonido, elasticidad, atenuación...), ver tablas.

Tejido	Densidad [$\text{Kg}\cdot\text{m}^{-3}$]	Velocidad del sonido [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]	Impedancia acústica [$\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-3}$]
Sangre	1060	1570	1.62
Hueso	1380-1810	4080	3.75-7.38
Cerebro	1030	-	1.55-1.66
Grasa	920	1450	1.35
Riñones	1040	1560	1.62
Hígado	1060	1570	1.64-1.68
Pulmón	400	-	0.26
Músculo	1070	-	1.65-1.74
Bazo	1060	-	1.65-1.67
Agua	1000	1500	1.52
Aire	1.21	334	0.0003

Tabla 3.1: Densidad, velocidad e impedancia de tejidos humanos.

Frecuencia [MHz]	Profundidad de penetración [cm]
1	40
2	20
3	13
5	8
10	4
20	2

Tabla 3.2: Profundidad de penetración de pulsos ultrasonidos en tejido humano.

Tejido	Atenuación [dB·cm ⁻¹ ·MHz ⁻¹]
Grasa	0.63
Músculo esquelético	
Fibras longitudinales	1.3
Fibras transversales	3.3
Músculo cardíaco	1.8
Sangre	0.18
Hueso	20.0
Pulmón	41.0
Hígado	0.94
Riñones	1
Cerebro	
Fibras longitudinales materia blanca	2.5
Fibras transversales materia blanca	1.2
Materia gris	0.5-1.00

Tabla 3.3: Atenuación de pulsos ultrasónicos en tejidos humanos.

Por supuesto se han establecido numerosas generalizaciones y simplificaciones de las características de los tejidos ya que estos presentan numerosas estructuras internas complejas y muy difíciles de describir.

Algunos estudios han demostrado las características de los tejidos se ven modificadas si se encuentra alguna anomalía, como puede ser una rotura, lesión o un carcinoma. En cuanto a la elastografía, las pruebas realizadas por el Dr. Thomas A. Krouskop [2] han demostrado que los tumores tienen una rigidez de cinco a veinticinco veces mayor que en tejidos sanos.

En nuestro caso, hemos realizado replicas muy simplificadas de tejidos (*phantoms*) para poder realizar las pruebas y simular la transición entre diferentes tejidos, p. ej. de tejido adiposo a tejido muscular.

3.2 Comportamiento de los tejidos sometidos a una fuerza

Como se había comentado en el punto anterior, las células están agrupadas en aglomeraciones, para cada tipo de tejido una organización diferente. Cada tipo de célula tiene unas características específicas, que al ser agrupadas de forma numerosa dan una característica general del tejido. A modo de ejemplo, los adipocitos son casi esféricos mientras que las células musculares son alargadas. Esto hace que las diferentes aglomeraciones de células presenten diferentes características físicas para los diferentes ejes (anisotropía).

Así cuando un tejido es sometido a una fuerza, esta lo deformará más o menos dependiendo de su elasticidad. Así un tejido elástico se deformará más que un tejido menos elástico (o más rígido). Esta información de deformación será la que extraeremos mediante la técnica elastográfica.

3.3 Consideraciones físicas

En elastografía, para simplificar los cálculos, los materiales serán considerados elásticos, isotrópicos e incompresibles.

Los materiales elásticos isotrópicos quedan caracterizados por un módulo elástico y un coeficiente elástico (o razón de deformaciones). Es decir, conocido el valor de uno de los módulos elásticos y del coeficiente de Poisson (ν) se pueden determinar los otros módulos elásticos. Los materiales anisótropos requieren un número de constantes mayor, es por eso que se toman las simplificaciones anteriormente mencionadas.

3.4 Principios de la elastografía.

Para explicar la elastografía, el ejemplo más utilizado es el caso de los tres muelles. En un primer caso consideraremos un sistema de tres muelles, sin la aplicar fuerza alguna, y con la misma constante elástica (k) que representarán los módulos elásticos de diferentes regiones del tejido. Además consideraremos los muelles como cilindros de una longitud L .

Al aplicar una fuerza, se producirá una deformación sobre la longitud de todos los muelles, esta será proporcional e igual para cada muelle. Si se representa la deformación para cada muelle podremos observar que la deformación total se ha repartido de manera uniforme entre todos los muelles. En la naturaleza se suele formar un campo de deformaciones, donde la deformación es mayor en las zonas donde se aplica la fuerza. Este primer ejemplo representa un material elástico, homogéneo e isotrópico.

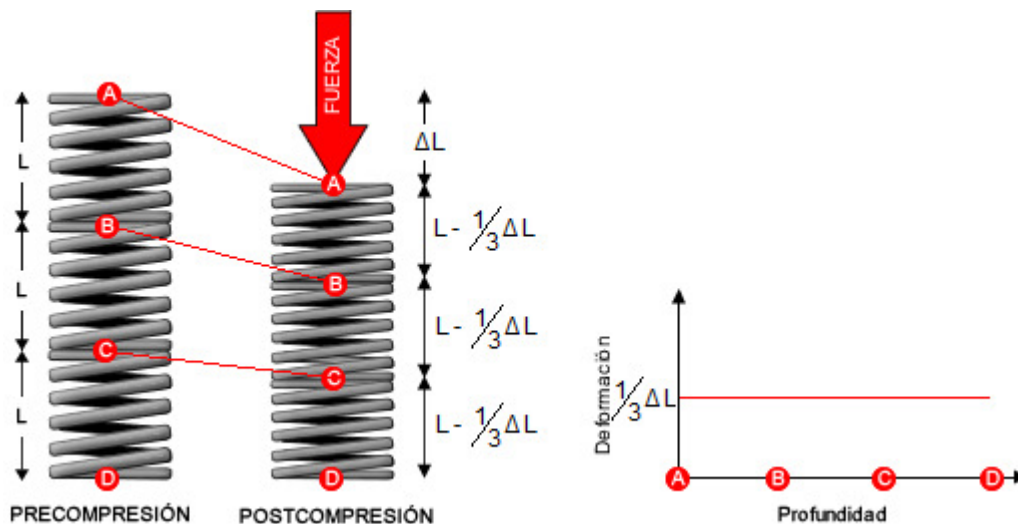


Figura 3.1: Sistema de tres muelles de la misma elasticidad

Si el incremento de longitud es ΔL y hay tres cuerpos entonces cada cuerpo se habrá deformado $\frac{1}{3}\Delta L$, quedando la longitud final de los muelles $L - \frac{1}{3}\Delta L$.

En el siguiente caso se aumentará la constante elástica o dureza de uno de los muelles haciéndolo casi incompresible, en este caso el muelle central. Al volver a aplicar la misma fuerza que en el caso anterior podremos observar que ahora si aumentamos la constante elástica de un muelle y volvemos a aplicar la fuerza, la deformación ya no será igual para todos los muelles. Los muelles con menor constante elástica se habrán deformado más que el muelle con la mayor constante elástica.

Tras aplicar la fuerza y obtener el diagrama de deformación observaremos que la deformación en la zona comprimida es cero o casi cero. Esta información de deformación nos dará la información necesaria para realizar el elastograma. Este segundo ejemplo representa un material elástico, heterogéneo y isotrópico.

Aunque este ejemplo sea muy sencillo e ideal, describe muy bien lo que ocurre en el mundo real. En el ámbito medicinal y para aplicaciones más avanzadas será necesario obtener mapas de deformación a partir de imágenes bidimensionales.

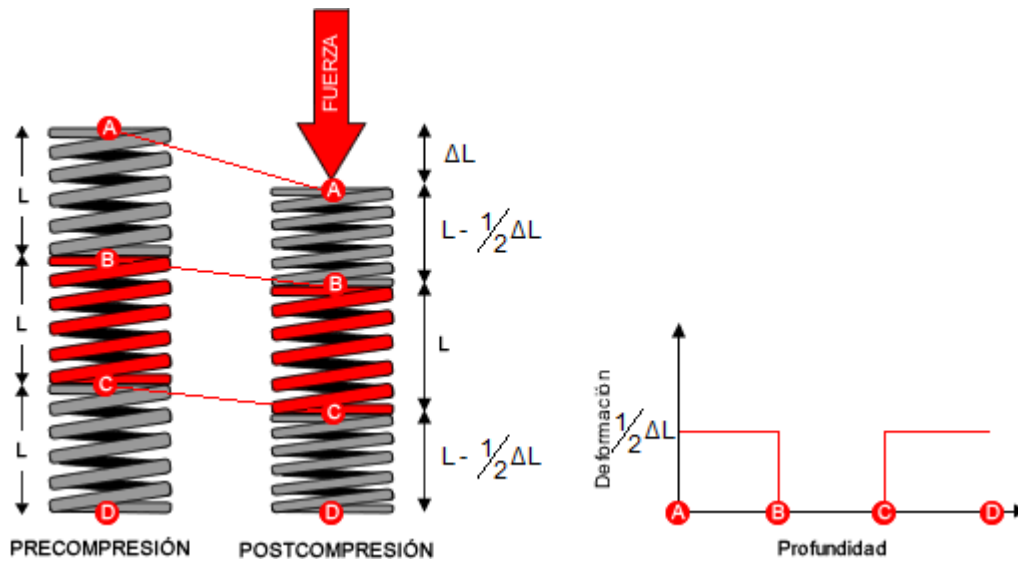


Figura 3.2: Sistema de tres muelles de diferente elasticidad.

Para aplicaciones más avanzadas será necesario tener en cuenta varios factores y correcciones como pueden ser la corrección del campo de deformaciones o el desplazamiento lateral del material sometido a una fuerza.

La mayoría de los algoritmos para el procesado de elastogramas se utilizan en aplicaciones de tratamiento digital de imágenes. Estos algoritmos se utilizan mucho en las aplicaciones de compresión de video para detectar el desplazamiento de bloques y no tener que redefinirlos otra vez. Otro ámbito de aplicación del *block matching* es en la detección de patrones de señal, p. ej. señales de radar. En este capítulo explicaremos la técnica utilizada para determinar el desplazamiento de las señales RF y representar los mapas de deformación.

4.1 Método de *block matching* para imágenes

En nuestro caso, esta técnica ha sido adaptada para detectar el movimiento en un tejido cuando es sometido a una pequeña presión. La técnica de *block matching* se basa en algoritmos de búsqueda, comparando un patrón con otro patrón y estableciendo si se corresponden o no. En este caso los vectores de movimientos indican cuanto se ha desplazado un bloque (*kernel*) de $n \times m$ de una posición i a otra posición j de otra señal.

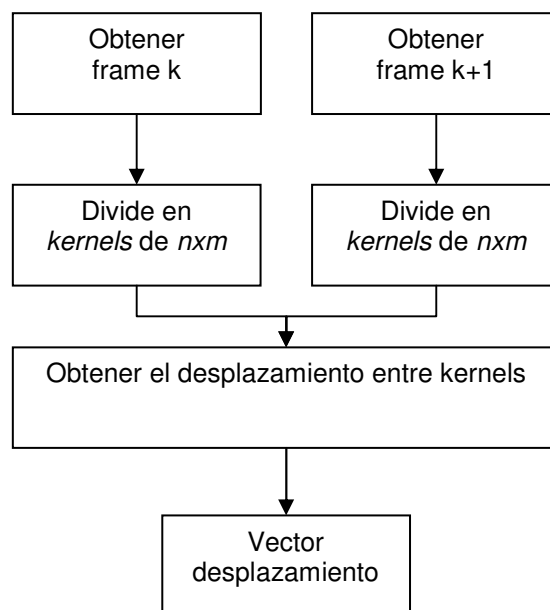


Figura 4.1: Algoritmo básico de blockmatching.

Una vez obtenidos los vectores de desplazamiento ya se realizará con ellos las operaciones oportunas. Normalmente se establece una región de interés (*ROI, Region of Interest*) para evitar ambigüedades entre dos patrones y acelerar la búsqueda. Existen numerosas funciones para calcular el desplazamiento:

- Función de correlación cruzada normalizada (*NCC, Normalized Cross Correlation*).
- Suma de diferencias al cuadrado (*SSD, Sum of Squared Differences*).
- Suma de diferencias absolutas (*SAD, Sum of Absolute Differences*).
- Pel Difference Classification (PDC)

En la siguiente figura se puede observar el proceso de identificación de patrones mediante la técnica de *block matching*. La imagen de entrada k es dividida en varias regiones del cual se toma un bloque o *kernel*. El siguiente paso consiste en identificar la nueva posición del *kernel* mediante alguna de las funciones anteriores. Finalmente se obtiene la nueva posición del bloque y con ello el vector de desplazamiento.

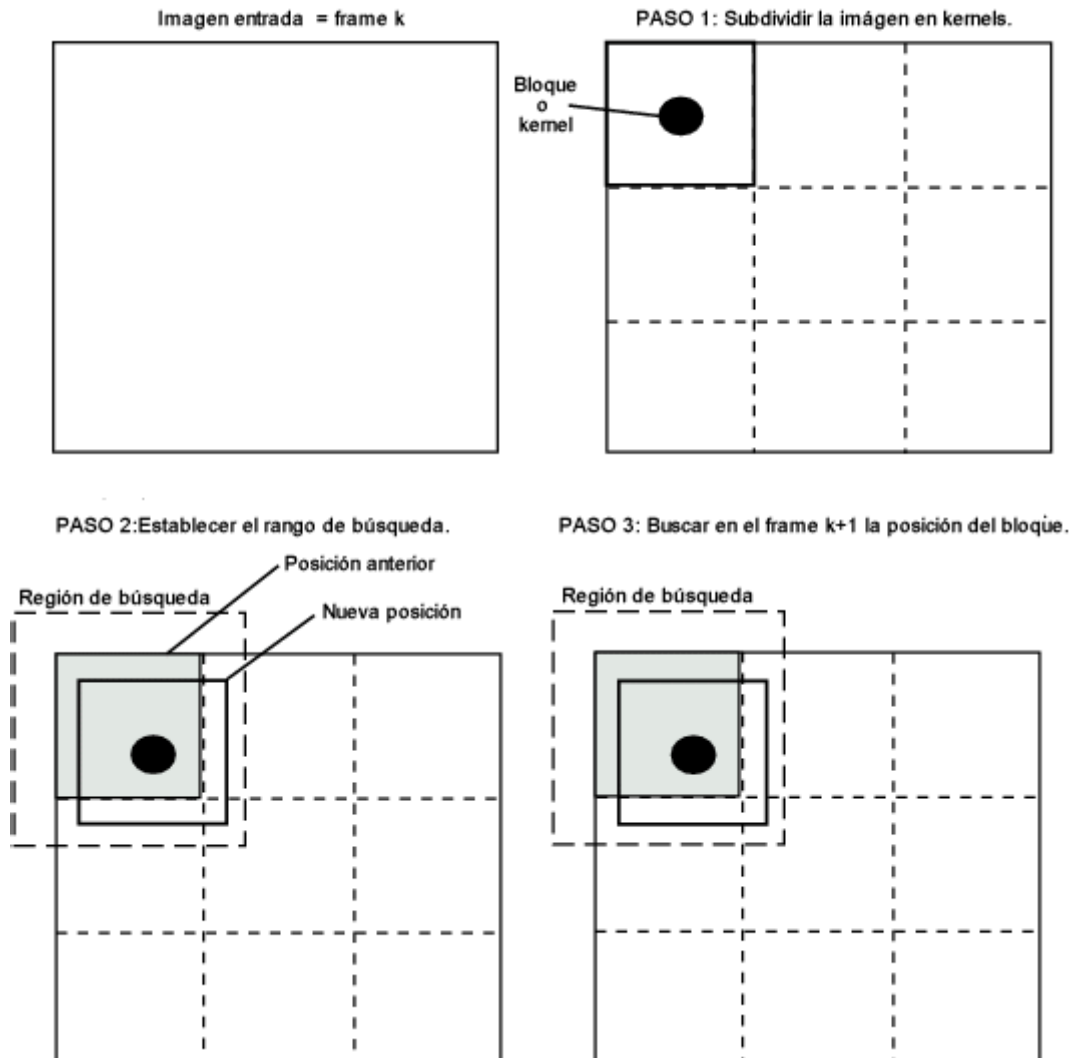


Figura 4.2: Ejemplo de block matching en una imagen 2D.

4.2 Block matching en elastografía

Para determinar el desplazamiento de los componentes de dos mapas de valores será necesario al menos de un patrón y de una zona donde buscar (ver punto anterior). Para nuestro caso, se hace necesario que obtengamos como mínimo dos señales, una antes de producirse el desplazamiento o deformación o deformación y otra después de que este se produzca.

La detección del desplazamiento será más fácil cuanto más se parezcan las señales entre sí. Si las dos señales han variado (desplazado) mucho los resultados devueltos por los métodos de block matching pueden ser erróneos y producir ambigüedades. Esto es una limitación que se impone a la hora de capturar

la señal post deformación, normalmente se aconseja que este valor no supere el 5% [3]. A mayor deformación, mayores serán los errores de localización.

Como se ha comentado anteriormente, las señales se dividirán en bloques o *kernels* (núcleos, ventanas o patrones) y se realizará la comparación entre los dos bloques. Si la forma de onda en un *kernel* es única, esta comparación ofrece una medida de desplazamiento igualmente única. Si la región de interés o de búsqueda es demasiado extensa puede que existan patrones más parecidos que el que realmente debería haber sido detectado. Para este caso, en nuestro trabajo hemos descartado posibles ambigüedades mediante un enventanado de Hanning. En el capítulo de discusión de este trabajo, se exponen los resultados obtenidos para los diferentes tamaños de *kernels*.

Dado que en nuestro caso disponemos una señal dependiente de una sola variable $f(t)$ extrapolaremos el método de *block matching* a una dimensión. La posibilidad de que se produzcan ambigüedades en una dimensión es mucho mayor que en dos, ya que la unicidad de los conjuntos es menor. Pongamos el caso de un pulso ultrasónico que se propaga a través de un material, si este se encuentra con un cambio de impedancia devolverá un eco. Si ahora buscamos en la señal de ecos el pulso reflejado, lo encontraremos fácilmente. Si en lugar de un único eco se forman dos y además están muy cercanos, puede que se identifique el segundo eco como el primero, dando como resultado una información errónea.

Suponiendo que estamos ante una señal de postdeformación, con una deformación muy pequeña (como máximo 5%), si tomamos una muestra de la señal predeformación y buscamos el mismo patrón en la señal postdeformación, sabemos que bastará con buscar en las cercanías. A esta zona la llamaremos Región de interés (ROI, *Region of Interest*). Esta suposición ya nos reduce de manera importante el número de operaciones a realizar y los errores producidos por coincidencias con zonas muy lejanas que no tienen ninguna relación con el patrón pero que se parecen.

En el caso de las señales obtenidas en una dimensión, bastará con algunas funciones matemáticas que nos definan la correspondencia y el desplazamiento de la señal (ver sección 4.1).

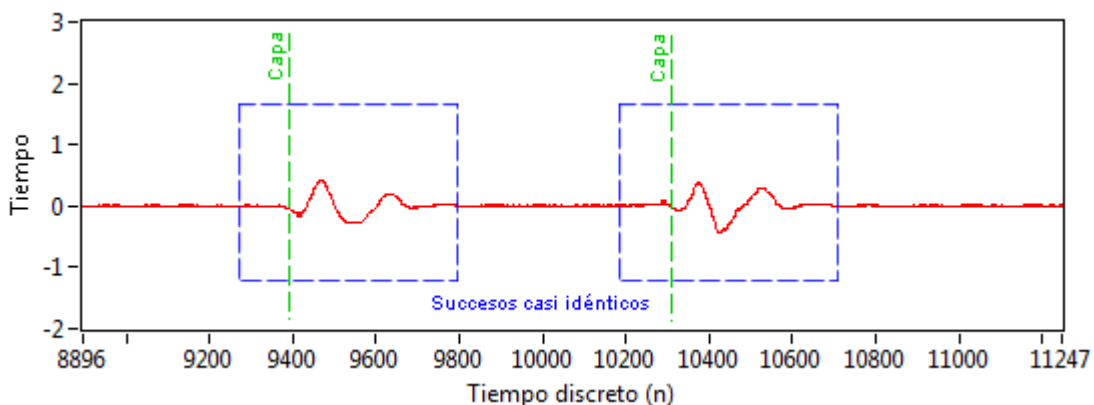


Figura 4.3: Ecos producidos por dos capas cercanas en un mismo *phantom*.

En la bibliografía consultada [3] mencionan métodos para reducir el coste computacional y obtener imágenes a tiempo real. Algunas de ellas consisten en múltiples resoluciones o en la interpolación de los

resultados. En nuestro caso, el coste computacional no es importante ya que se trata de una aplicación que no trabaja en tiempo real y con una cantidad muy pequeña de información.

4.3 Tamaño del *kernel*

Escoger el tamaño adecuado del *kernel* no es una tarea trivial. En general *kernels* grandes son menos sensibles a ruido, mientras que *kernels* pequeños ofrecen mejores contornos entre estructuras con diferentes elasticidades. Además, cuantos mayores sean el *kernel* y el rango de búsqueda, también será mayor el coste computacional. Uno de los problemas más comunes es cuando surgen ambigüedades producidas por mismas estructuras acústicas.

Un ejemplo para ilustrar el uso del tamaño del *kernel* es en la compresión de videos. En algunos casos cuando hay poco contraste entre zonas, a la hora de comprimir, las zonas se codifican y erróneamente se les atribuye un falso vector de movimiento. El resultado es una imagen de video donde se pueden ver zonas que no se mueven aun habiendo movimiento. No se debe confundir esto con el término de pixelar.

Algunas consideraciones sobre el tamaño de los *kernels*:

- Debemos escoger un tamaño de *kernel* que se ajuste al tamaño de los sucesos o patrones identificables.
- Debemos escoger entre un tamaño grande que produzca pocas ambigüedades y un tamaño pequeño que ofrezca buena resolución.
- Un *kernel* no debe abarcar más de dos sucesos similares (*kernel* demasiado grande) ya que puede presentar ambigüedades al compararse con otro *kernel*.
- Aunque normalmente se utilicen *kernels* del mismo tamaño, para el principio de la señal de compresión basta con utilizar un *kernel* pequeño, pero al final se debe utilizar uno más grande que abarque todo el desplazamiento de la señal.
- No es necesario detectar el desplazamiento de todos los puntos, ya que este no presentará discontinuidades y se puede interpolar.

En la siguiente figura se puede observar la señal de deformación calculada, en ella se han representado las zonas válidas en verde y las ambigüedades en azul. En un postprocesado se deberán elegir las zonas válidas y descartar las que presenten ambigüedades.

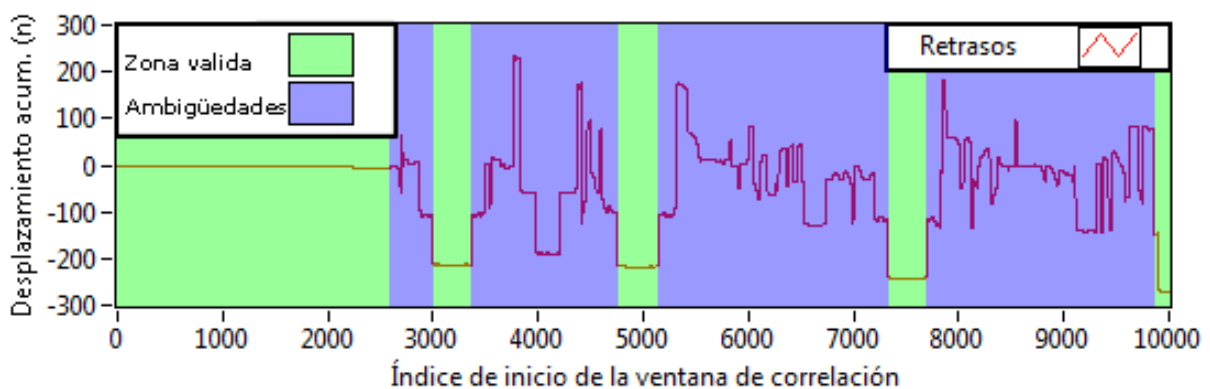


Figura 4.4: Zonas validas y ambigüedades de la señal de desplazamiento acumulado.

4.4 Detección de la deformación

La principal dificultad es detectar correctamente el desplazamiento de los ecos de la señal de postdeformación respecto a los ecos de la señal de predeformación. Este es uno de los pasos más importantes ya que si se falla aquí no se podrá obtener la deformación del tejido ni representar el elastograma.

En el capítulo 3 habíamos hablado de la elasticidad y sus propiedades que venía definida como

$$E = \frac{\text{tensile stress}}{\text{tensile strain}} = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (4.1)$$

Para completar la ecuación que define el módulo de Young definiremos los parámetros de presión y deformación unitaria representados por las letras σ y ε respectivamente.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\frac{F}{A}}{\frac{\Delta l}{l_0}} \quad (4.2)$$

De las señales de precompresión y postcompresión, se puede obtener el incremento de tiempo entre reflexiones, el cual nos permiten estimar la deformación. Para simplificar los cálculos y poder medir la deformación estableceremos como constante la velocidad en los diferentes medios, representada por el símbolo c , quedando así la deformación en función del tiempo.

$$\Delta l = l_{ini} - l_{fin} \quad (4.3)$$

$$l = c \cdot t \quad (4.4)$$

Combinando las expresiones 4.3 y 4.4 obtenemos la siguiente relación:

$$\Delta l = c \cdot t_{fin} - c \cdot t_{ini} = c \cdot (t_{fin} - t_{ini}) = c \cdot \Delta t \quad (4.5)$$

Ahora si combinamos las ecuaciones 4.2 y 4.5 obtenemos que el módulo de Young en función de Δt .

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\frac{F}{A}}{\frac{c \cdot \Delta t}{l_0}} \quad (4.6)$$

Dado que las señales predeformación y postdeformación han sido digitalizadas deberemos hablar de tiempo discreto (muestras) y no de tiempo continuo (segundos). Conociendo la frecuencia de muestreo podremos pasar fácilmente del dominio discreto al dominio continuo.

$$f_s \left[\frac{\text{muestras}}{\text{segundo}} \right] \rightarrow T_s = f_s^{-1} \left[\frac{\text{segundos}}{\text{muestra}} \right] \quad (4.7)$$

$$t = nT_s \quad (4.8)$$

Reagrupando las ecuaciones, podemos establecer una relación entre el dominio discreto y el dominio analógico para obtener Δt .

$$\Delta t = T_s \Delta n \quad (4.9)$$

Finalmente, substituyendo la ecuación 4.9 en la ecuación 4.6 obtenemos la siguiente ecuación que establece el módulo de Young en función del incremento, o desplazamiento, de muestras.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{\frac{F}{A}}{\frac{c \cdot T_s \cdot \Delta n}{l_0}} \quad (4.10)$$

Para calcular el desplazamiento de muestras partiremos de la señal que hemos obtenido de la interpolación de los puntos válidos, resultado de la función de correlación cruzada. Obtendremos el incremento entre dos puntos sucesivos. En otras palabras, hay que encontrar la pendiente de las rectas de los desplazamientos. Definiremos Δn como:

$$\Delta n = \frac{d(\text{deformacion acumulada})}{dt} \quad (4.11)$$

Como se podemos observar en la ecuación 4.10 para obtener el módulo de Young será necesario controlar varios parámetros como la fuerza aplicada, el área de transductor, la velocidad de propagación... Esto hace que las aplicaciones elastográficas no den el valor del módulo de Young, sino la cantidad de deformación de cada zona. Para este trabajo se han probado dos métodos diferentes para determinar la deformación, uno el uso del factor de correlación y el otro el uso de la función de correlación cruzada. Los resultados son muy parecidos pero la función de correlación cruzada presenta varias mejoras frente al factor de correlación.

Definiremos la señal de **desplazamiento acumulado** como aquella señal que contiene el desplazamiento de un patrón respecto el inicio de la señal. La señal de **desplazamiento diferencial** es la derivada de la

señal de desplazamiento acumulado, es decir, aquella que contiene los incrementos de un punto al anterior.

4.4.1 Factor de correlación

Uno de los métodos probados en este trabajo para detectar el desplazamiento temporal ha sido mediante el factor de correlación. Hemos creado un programa que permitía detectar el desplazamiento, pero con un elevado coste computacional y poca tolerancia al ruido. Para grandes rangos de búsqueda ha podido llegar a tardar algunos minutos para una sola A-line. Únicamente se expondrán los algoritmos utilizados pero sin entrar en detalle ni se comentarán los resultados.

4.4.1.1 Fundamentos teóricos del factor de correlación.

El coeficiente de correlación de Pearson es un índice estadístico que mide la relación lineal entre dos variables cuantitativas. A diferencia de la covarianza, la correlación de Pearson es independiente de la escala de medida de las variables.

El cálculo de correlación lineal se realiza dividiendo la covarianza por el producto de las desviaciones estándar de ambas variables.

$$r = \frac{\sigma_{XY}}{\sigma_X \cdot \sigma_Y} \quad (4.1)$$

Siendo σ_{XY} la covarianza de (X, Y) y, σ_X y σ_Y las desviaciones marginales.

El valor del índice de correlación varía en el intervalo [-1, +1]:

- Si $r = 0$, no existe relación lineal.
- Si $r = 1$, existe una correlación positiva perfecta.
- Si $0 < r < 1$, existe una correlación positiva.
- Si $r = -1$, existe una correlación negativa perfecta.
- Si $-1 < r < 0$, existe una correlación negativa.

4.4.1.2 Algoritmo de detección mediante el factor de correlación

Basándonos en la teoría del punto anterior hemos desarrollado un algoritmo que permite detectar el desplazamiento por búsqueda de patrones. El algoritmo se detalla a continuación:

1. De la señal precompresión se toma un *kernel* de duración w_k , que tiene como índice de inicio n_k y como fin $n_k + w_k$.
2. De la señal de postcompresión se toma una muestra de la misma duración que el *kernel* (w_k) que tenga como inicio m_{pc} , con $m_{pc} < n_k$.
3. Se calcula el factor de correlación entre el *kernel* y la muestra.

4. Se vuelve a tomar una muestra de la señal de postcompresión pero desplazada un instante.
5. Se vuelve a calcular el factor de correlación.
6. Se repiten los pasos 4 y 5 hasta que se llegue al índice de fin de búsqueda establecido.
7. De todos los factores de correlación obtenidos se obtiene la posición del máximo.
8. Se desplaza índice de inicio del *kernel* de precompresión una muestra.
9. Se repiten los pasos 2 a 7 hasta el final.
10. A partir de todos los máximos del factor de correlación se crea la señal de deformación acumulada.

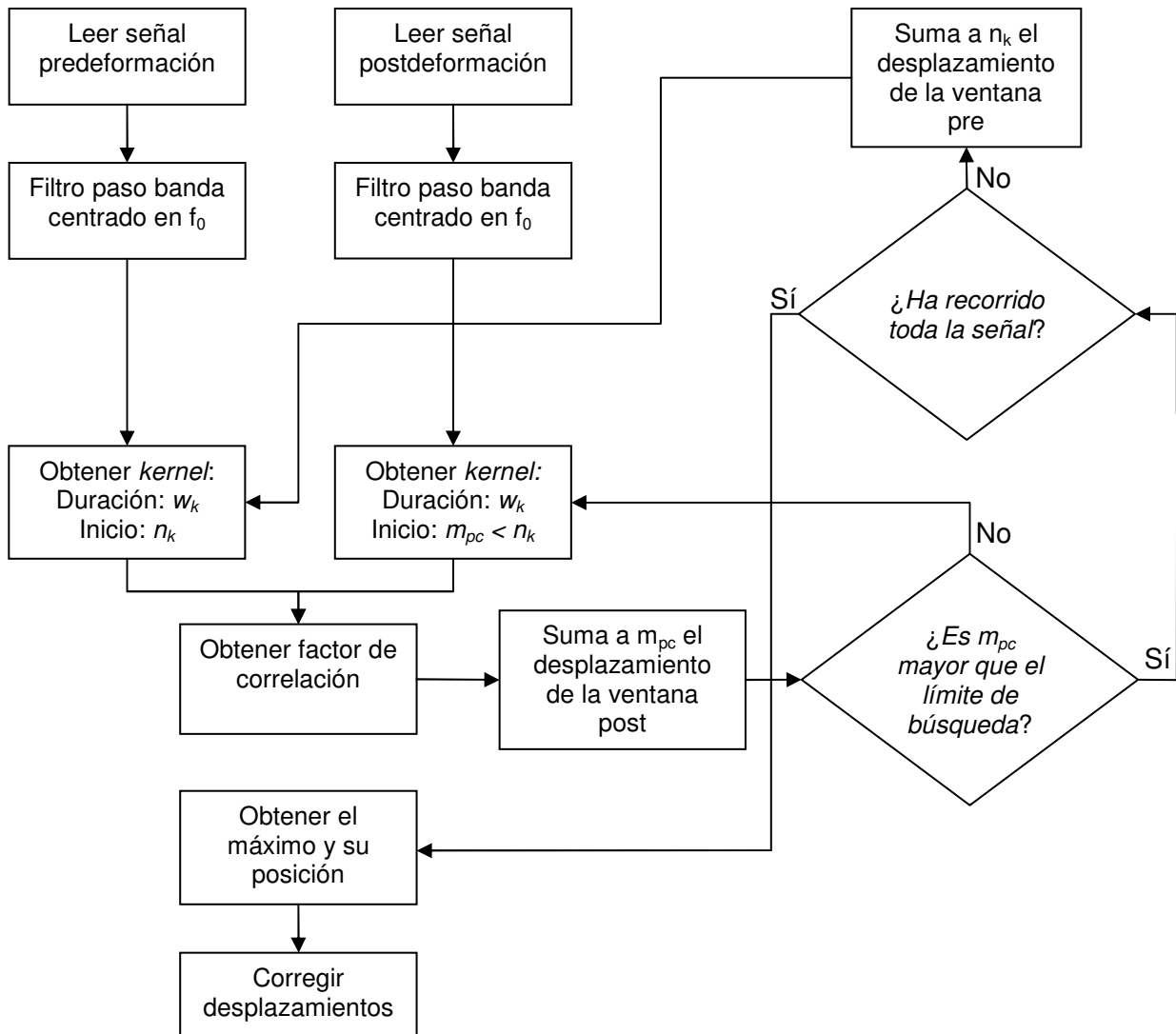


Figura 4.5: Algoritmo para detectar el desplazamiento entre señales.

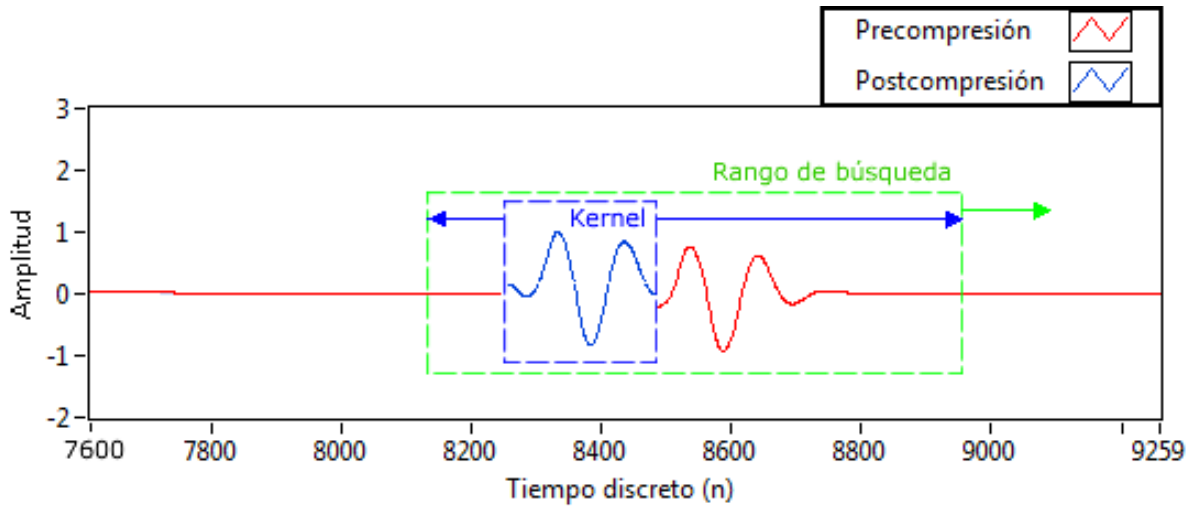


Figura 4.6: Kernel y rango de búsqueda para una dimensión.

Una vez se ha terminado de correr el *kernel* de postdeformación sobre la región de búsqueda se obtendrá el máximo de todas las correlaciones, éste indicará en qué punto de la búsqueda se ha producido la máxima coincidencia entre ambas señales. Ya que la ventana ha empezado a buscar unas posiciones antes ($m_{pc} < n_k$) bastará con restar el desfase inicial entre ambas ventanas para obtener la posición real del máximo que equivale al desplazamiento temporal. Al finalizar todas las correlaciones se obtendrá un vector con todos los desplazamientos temporales. Obsérvese que todos los desplazamientos deberán ir incrementando su valor ya que la señal ha sufrido una compresión, si se redujera el valor del desplazamiento podría tratarse de una ambigüedad.

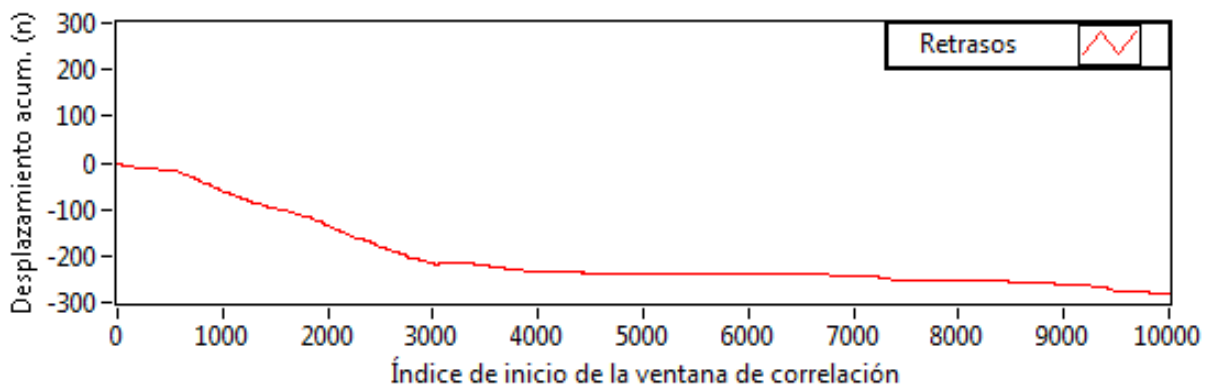


Figura 4.7: Representación de la deformación para el caso ideal sin ambigüedades.

4.4.2 Función de correlación cruzada en una dimensión

La función de correlación cruzada es una operación bastante común en el mundo del tratamiento de señales e imágenes. Muchas de las bibliografías que hemos consultado sobre elastografía han obviado este paso y directamente se centran sobre el tema principal de su estudio, con lo cual hemos tenido que desarrollar un algoritmo para detectar el desplazamiento temporal de patrones de señal.

4.4.2.1 Fundamentos de la función de correlación cruzada

Consideremos dos procesos conjuntamente estacionarios $x[n]$ y $y[n]$, para $n = \pm 1, \pm 2, \dots$. La covarianza cruzada de orden k entre $x[n]$ y $y[n]$, está definida como (por ejemplo, Box & Jenkins 1976, Wei 1990)

$$\gamma_{xy}[k] = \sum \left((x[n] - \mu_x) \cdot (y[n+k] - \mu_y) \right) \quad (4.2)$$

para $k = \pm 1, \pm 2, \dots$

Como función de k , $\gamma_{xy}[k]$ es llamada función de covarianza cruzada entre $x[n]$ y $y[n]$.

La estandarización de $\gamma_{xy}[k]$ produce la función de correlación cruzada (FCC)

$$\rho_{xy}[k] = \frac{\sum \left((x[n] - \mu_x) \cdot (y[n+k] - \mu_y) \right)}{\sigma_x \sigma_y} \quad (4.3)$$

para $k = \pm 1, \pm 2, \dots$, donde σ_x y σ_y son las desviaciones estándar para los procesos $x[n]$ y $y[n]$.

La FCC mide no solamente la fortaleza de la relación, sino también su dirección. Esta última propiedad es útil para identificar variables causales. Por esta razón, es importante examinar la FCC tanto para valores positivos de k como para los negativos. Para valores negativos de k , la FCC describe la influencia lineal de los valores pasados de $y[n]$ sobre $x[n]$. El gráfico de la FCC contra k , llamado correlograma cruzado, es útil para visualizar estas relaciones.

Cuando una serie $x[n]$ o $y[n]$ es ruido blanco y hay normalidad podemos asegurar que tienen correlación cruzada nula.

4.4.2.1.1 Propiedad: Desplazamiento temporal de la FCC

La correlación no depende del origen de tiempo de las señales estacionarias. Si $\rho_{xy}[m]$ es la correlación de $x[n]$ con $y[n]$, el resultado es el mismo que el de correlar $x[n-n_0]$ con $y[n-n_0]$.

$$\rho_{xy}[m] = \sum x[n-n_0-m] \cdot y[n-n_0] = \{\text{haciendo } n=n_0=0\} \sum x[n-m] \cdot y[n] \quad (4.4)$$

Esta propiedad indica que la correlación sólo depende de la diferencia de tiempos relativa entre las dos señales (m) y no de su posición absoluta en el eje n .

Sin embargo, si sólo se desplaza una de las secuencias, el resultado de la correlación queda también desplazado:

$$\rho_{xy}[m+n_0] = \sum x[m-n] \cdot y[n-n_0]$$

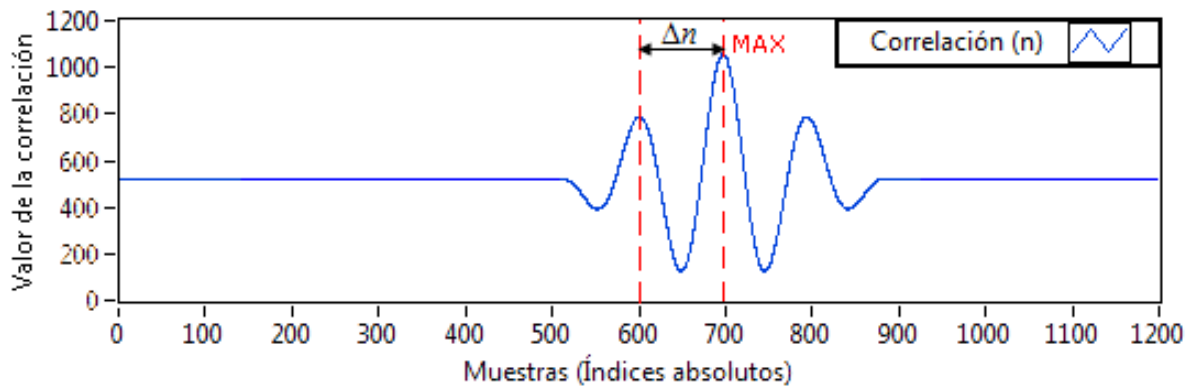


Figura 4.8: Desplazamiento en correlograma respecto del centro.

Localizando el máximo del correlograma podremos determinar el desplazamiento temporal que se ha producido entre los dos patrones. Como se puede observar en la figura 4.8, la duración total del correlograma es de 1200 muestras, y los índices van de 0 a 1200. En realidad los índices deberían ir de -600 a 600, ya que el tamaño de la ventana de correlación es de 600 muestras.

La duración total del correlograma viene definida por la siguiente expresión

$$Dur\{FCC\} = Dur\{Kernel A\} + Dur\{Kernel B\} + 1 \quad (4.6)$$

4.4.2.2 Algoritmo de detección del desplazamiento mediante la FCC

Usando la función de correlación cruzada se puede crear un algoritmo que permita detectar el desplazamiento temporal entre dos señales. Como se ha comentado anteriormente, la FCC nos devolverá dos informaciones de interés, por un lado el valor de la correlación y el desplazamiento. Dado que posiblemente haya ambigüedades en zonas con poco nivel de señal, aprovechando que tenemos el valor de la correlación, seleccionaremos los puntos de interés de las zonas con alta correlación. Posteriormente haremos una interpolación de estos puntos. El algoritmo se detalla a continuación:

1. Se toma una ventana de tamaño w de la señal pre.
2. Se toma una ventana de tamaño w de la señal post.
3. Se realiza la correlación cruzada entre las dos ventanas.
4. Obtenemos del desplazamiento de la señal dentro de esta ventana y la correlación entre ambas ventanas.
5. Obtenemos el desplazamiento respecto el centro de la ventana.
6. Se desplazan las ventanas sobre las señales y se repiten los pasos 3 a 5 hasta el final de la señal.

Finalmente obtendremos como resultado un vector, conteniendo los desplazamientos para todas las correlaciones. Idealmente el vector debería ir aumentando progresivamente el valor del desplazamiento sin presentar saltos bruscos (ambigüedades). Como no es posible evitar las ambigüedades procedemos a la interpolación de los puntos que consideramos como válidos, para ello seleccionamos las zonas con mayor valor de correlación y de esas zonas seleccionamos los desplazamientos.

7. Del vector con todas las correlaciones seleccionamos los puntos del vector de desplazamiento que estén situados en zonas que estén por encima de un umbral del valor de correlación.
8. Interpolamos esos puntos linealmente. **Obtenemos desplazamientos acumulados.**

Ahora deberemos realizar la derivada de la señal obtenida por interpolación para obtener el desplazamiento de un punto respecto el anterior.

En la siguiente figura se muestra un ejemplo con los resultados de cada paso (del 1 al 8) para ilustrar el funcionamiento del algoritmo.

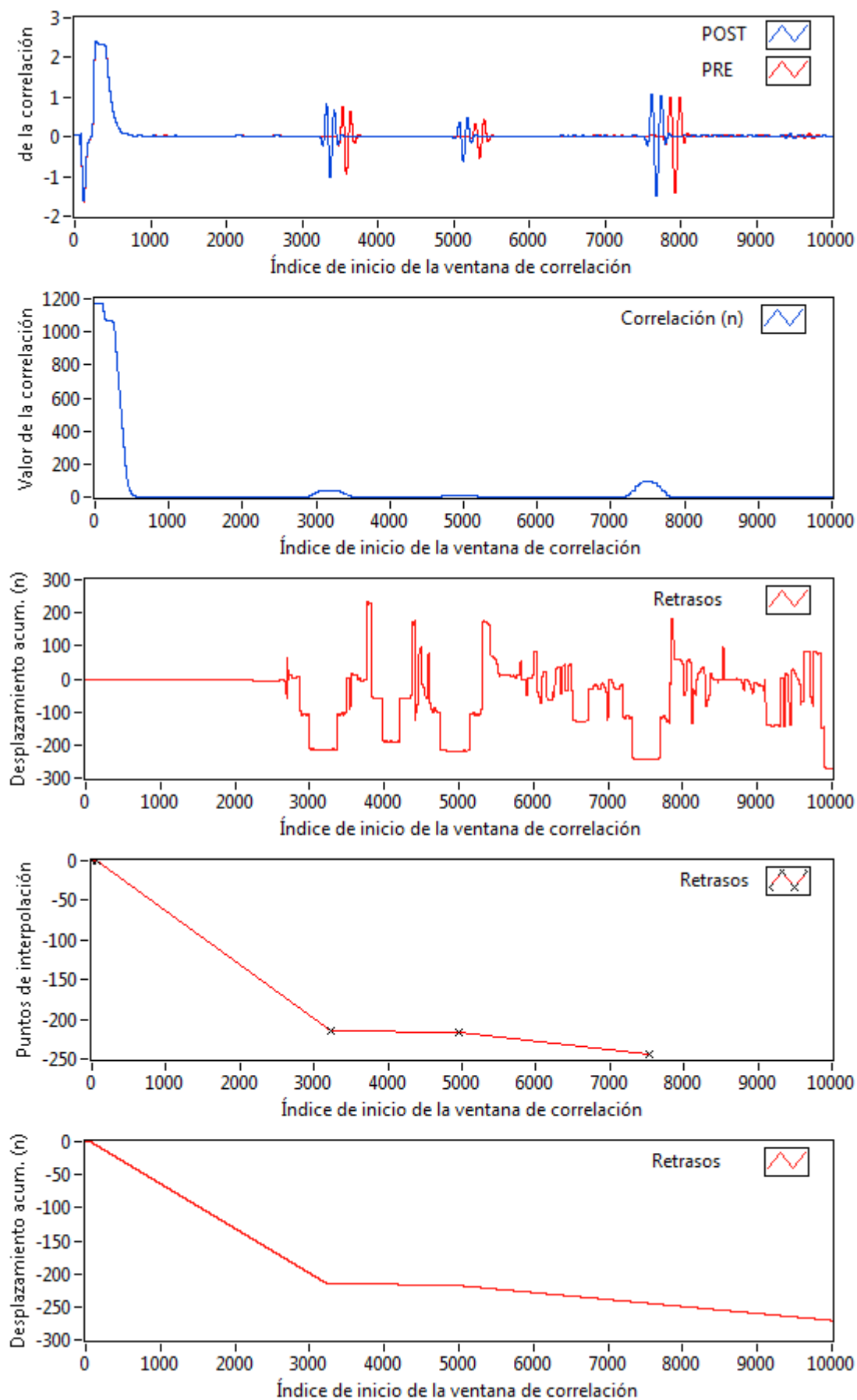


Figura 4.9: Ejemplo para ilustrar el funcionamiento del algoritmo, resultados parciales obtenidos con el programa de postprocesado.

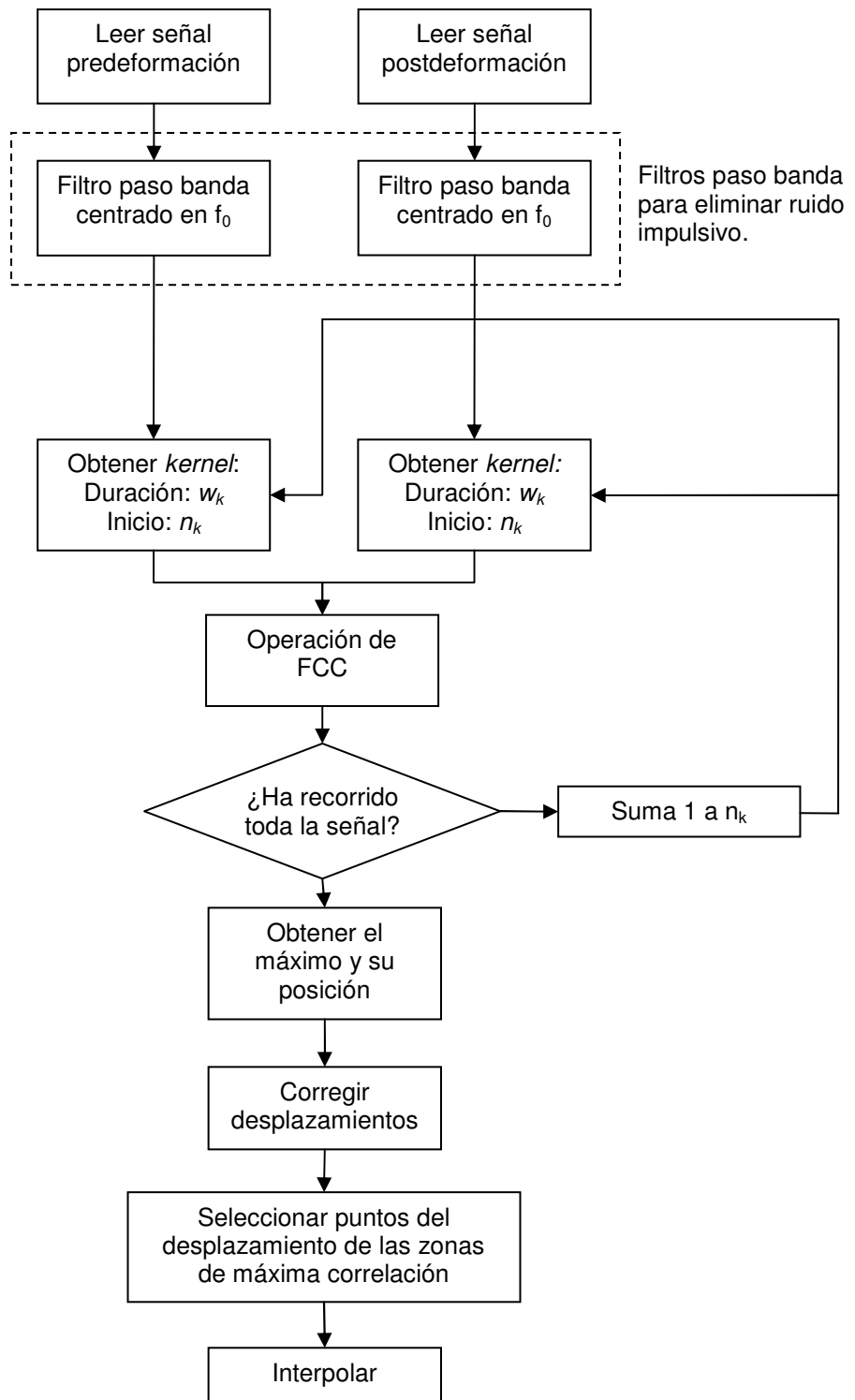


Figura 4.10: Algoritmo de de detección del desplazamiento acumulado mediante la FCC.

4.5 Determinación de la deformación, señal deformación diferencial

Una vez obtenido el desplazamiento acumulado aplicaremos la ecuación 4.11 y obtendremos la el **desplazamiento diferencial o la deformación**.

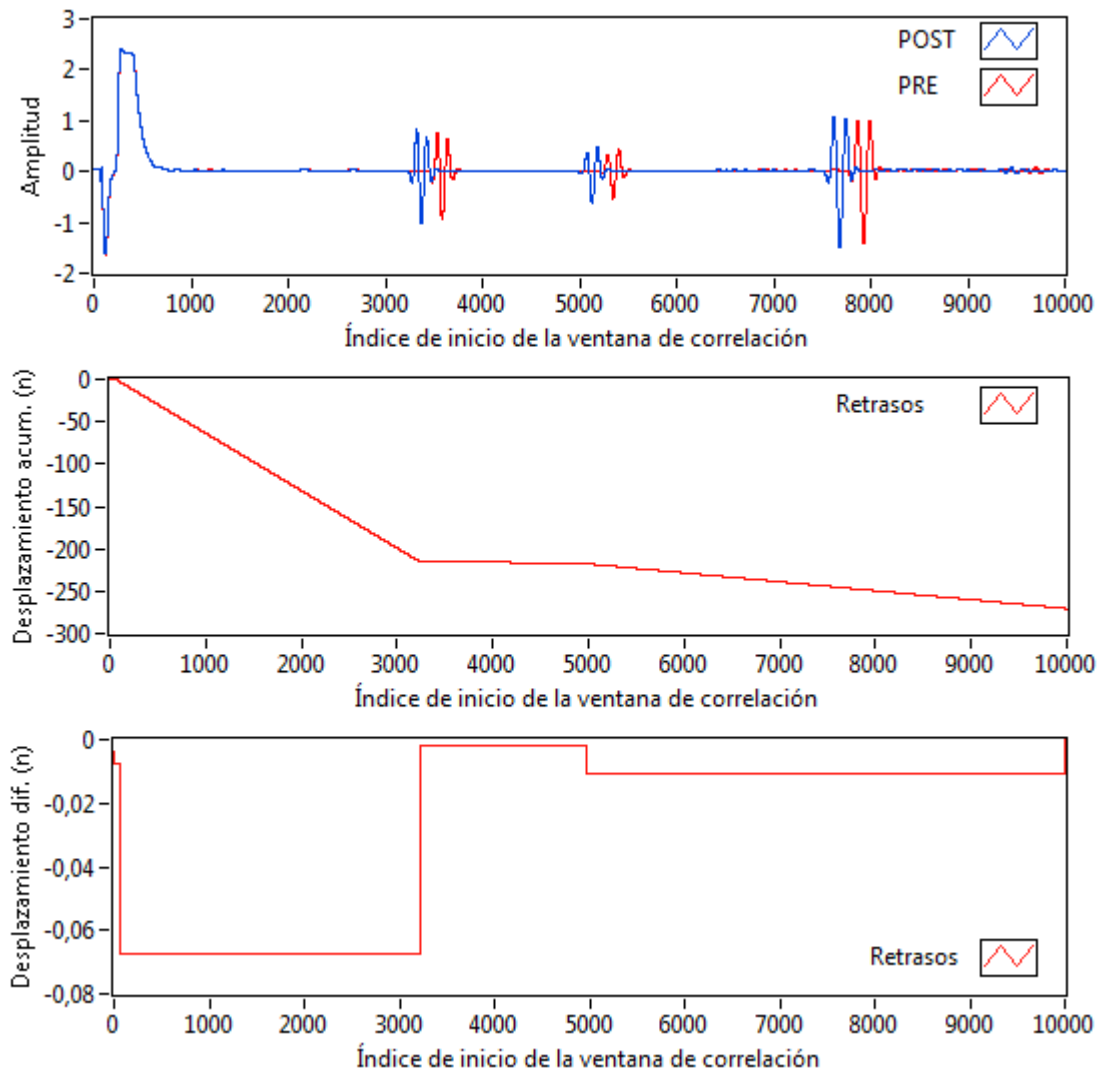


Figura 4.11: Ejemplo del cálculo del desplazamiento diferencial o deformación.

4.6 Otras consideraciones

En el caso de nuestro trabajo, hemos decidido que el desplazamiento sea unitario, las ventanas cada vez avanzan una muestra. Previamente hemos añadido tantos ceros como el tamaño de la ventana para poder realizar la correlación con todos los valores de la señal.

Para probar el funcionamiento de nuestros algoritmos de detección de desplazamiento hemos creado muestras con diferentes estructuras internas. Generalmente estas muestras reciben el nombre de *phantom* e intentan emular los tejidos humanos y contienen cuerpos esféricos de diferentes diámetros para emular quistes o tumores.

5.1 Materiales

Los *phantoms* para ultrasonidos son normalmente de dos tipos. Unos imitan las propiedades acústicas de los tejidos (aproximación a la velocidad del sonido, atenuación media,...). Mientras que los otros intentan simular la apariencia sonográfica del tejido. Estos últimos se suelen utilizar para entrenar la obtención de biopsias o para calibrar los instrumentos de medición.

Los *phantoms* que imitan las propiedades acústicas del sonido han sido fabricados con agar y en el que están suspendidas partículas de grafito, espuma de poliuretano y geles de silicatos de magnesio, y suelen ser utilizados para la evaluación de sonografías o para el estudio de la interacción de los ultrasonidos con los tejidos. Estos *phantoms* no se suelen utilizar para realizar biopsias ya que suelen ser caros o se suele durar mucho en fabricar. Los *phantoms* para realizar biopsias suelen ser de fabricación más simple, contienen quistes o masas simuladas y son además ecogénicos o sonoluscentes. Los medios ecogénicos consisten en harina o almidón en una suspensión gelatinosa, polvo de *silicium carbide* en una suspensión de agar, o simplemente agar. Si están correctamente fabricados, su ecogeneidad simula tejidos parenquimales (excepto agar, que es poco ecogénico y tampoco simula tejido parenquimal); de todas formas, estos pueden ser de producción muy costosa, requieren que se remuevan durante su enfriamiento para que se formen *scatterers* (dispersores) o que los objetos a biopsia se mantengan suspendidos y requieran materiales que no son de uso muy frecuente (agar, *silicium carbide*).

Medios sonoluscentes o ecotransparentes consisten en gelatinas sin *scatterers* suspendidos y muy fáciles de preparar. Desafortunadamente son transparentes (a no ser que sean intensamente teñidos), lo que permite que se vean los objetivos o inclusiones. Esto no simula la situación *in vivo*, y hace que la tarea sea fácilmente realizable para casos de entrenamiento.

5.1.1 Concentraciones y formas

La elasticidad de la gelatina dependerá de su concentración. Las concentraciones utilizadas en los *phantoms* B y C las hemos extraído del documento [5] dónde ya se habían caracterizado previamente las gelatinas. Hemos añadido conservante para evitar la descomposición bacteriana y aumentar su vida útil.

Tipo de capa	Concentración (%)
Capa blanda	Gelatina 0,05%
	Nipagin 0,0001%
Capa dura	Gelatina 0,16%
	Nipagin 0,0001%

Tabla 5.1: Concentraciones de gelatina y conservante.

Como recipiente para dar forma a la gelatina hemos elegido un contenedor de plástico impermeable, con la base plana y con tapa hermética para evitar la evaporación del agua.

5.1.2 Elaboración de la muestra

En primer lugar hemos estimado la cantidad de agua necesaria para crear una capa. A partir de la cantidad de agua estimada hemos calculado la cantidad de gelatina necesaria.

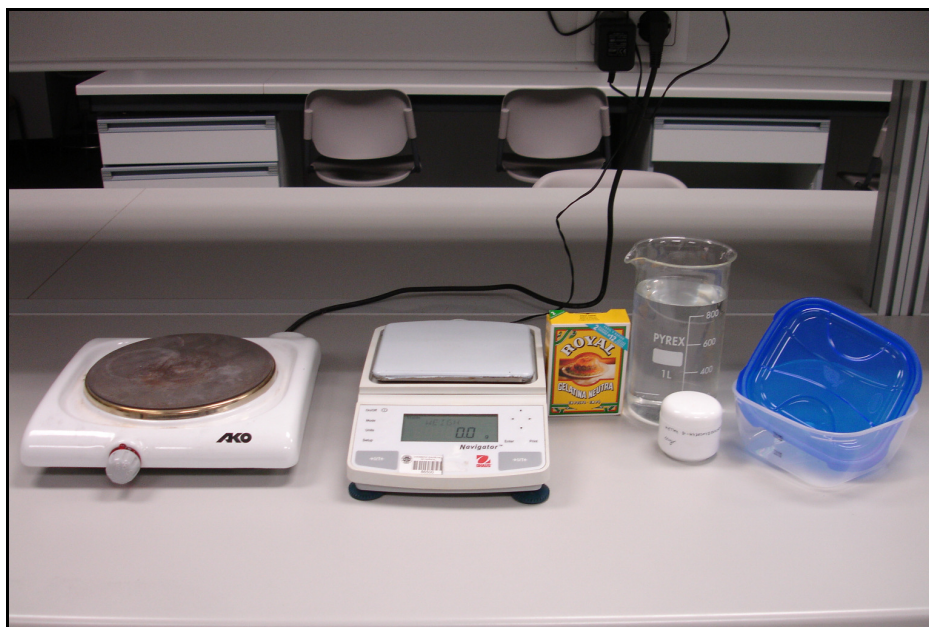


Figura 5.1: Materiales necesarios para la elaboración de *phantoms*.

Para crear la mezcla de gelatina hemos separado un poco del agua y en un recipiente calentamos el resto de agua hasta la ebullición. Disolvimos la gelatina en el agua que previamente habíamos apartado.

Finalmente vertimos la gelatina disuelta en el agua caliente y la retiramos de la fuente de calor. Dejamos enfriar la mezcla sin que se endurezca y retiramos la espuma que se haya podido formar.

Al verter la segunda una capa de gelatina sobre otra deberemos tomar algunas precauciones para evitar la formación de irregularidades en la superficie. La capa de gelatina sobre la cual vamos a verter la siguiente debe estar perfectamente solidificada y fría. También recomendamos interponer una cuchara u objeto entre el chorro de gelatina líquida y la gelatina solidificada para evitar que se formen agujeros. Como mayor diferencia de temperatura haya entre la gelatina líquida y la solidificada, más limpias o exactas serán las transiciones entre capas.

Para la conservación de la gelatina se deberá elegir una zona seca y oscura para evitar la formación de hongos y microorganismos. Se deben eliminar las condensaciones de agua.

Si se siguen estas recomendaciones, se puede conservar guardar la gelatina hasta dos semanas. Puede que entre ambas gelatinas haya un intercambio de humedad y así las concentraciones de gelatina-agua variar a lo largo del tiempo. En nuestro caso, hemos observado como el colorante se ha fundido con las diferentes capas; esto nos podría servir como indicador del estado de la gelatina.

5.1.3 Otras consideraciones

5.1.3.1 Conservante para geles.

Para aumentar la duración de la gelatina de procedencia animal se propone substituir el agua por *agua conservante*. Esta agua evita la formación de hongos y bacterias, es una fórmula utilizada en la industria farmacéutica.

Agua conservante. Contiene agua purificada con 1% de solución concentrada de p-hidroxibenzoato. [6]

Solución concentrada p-hidroxibenzoato	
Substancia	Cantidad
P-hidroxibenzoato de metilo (metilparaben – E 206): 8 g	8 g
P-hidroxibenzoato de propilo (propilparaben – E 216): 1 g	1 g
Propilenglicol c.s.p.	100 mL

Tabla 5.2: Solución concentrada de p-hidroxibenzoato.

Estos ingredientes se pueden encontrar en cualquier farmacia bajo los nombres comerciales de Nipagin (metilparaben) y Nipazol (propiloparaben). Los nombres de las substancias pueden cambiar, en nuestro caso hemos utilizado unicamente metilparaben (Nipagin).

5.1.3.2 Dispersores

En el capítulo 2 hemos visto que se producirá una reflexión cada vez que haya un cambio de impedancia acústica. En nuestro caso, las gelatinas producirán un eco cada vez que haya un cambio entre capas, de hecho solamente se producen pocas reflexiones. Para aplicaciones más avanzadas a lo mejor es conveniente insertar dispersores (*scatters*) para que produzcan más ecos y sea más fácil identificar determinadas zonas. En función de la longitud de onda de la señal convendrá utilizar unos dispersores u otros.

Material	Observaciones
Semillas de sesamo	Producen ecos detectables para frecuencias de 1 MHz.
Fibra muciloide hidrofílica	No se han producido ecos detectables para frecuencias de 1 MHz. Cambian las propiedades de la gelatina haciendola más blanda y quebradiza.

Tabla 5.3: Materiales probados para actuar como dispersores.

5.1.3.3 Inclusiones

Producir el *phantom* por capas es la forma más satisfactoria de producir quistes y masas internos. Una capa de la mezcla se vierte en el contenedor y se deja enfriar hasta que la capa se lo bastante firme como para soportar la inclusión. Si la inclusión flota, se deberá colocar la inclusión en la capa y se verterá el volumen restante de gelatina (sumergida parcialmente en agua caliente para evitar la congelación). Si la inclusión flota, se verterá una capa fina y se introducirá la inclusión, sujetándola. Finalmente se verterá el volumen restante y se dejará enfriar hasta su congelación.

Los quistes se simularan con globos llenos de agua, dedos de guantes de exploración, uvas o supositorios de glicerina. Las masas se simularan con trocos de zanahoria, macarrones, aceitunas o trozos de salchichas. Si se refrigera bien, el *phantom* no sufrirá degeneración bacteriana hasta pasadas unas semanas.

5.1.4 Phantoms producidos

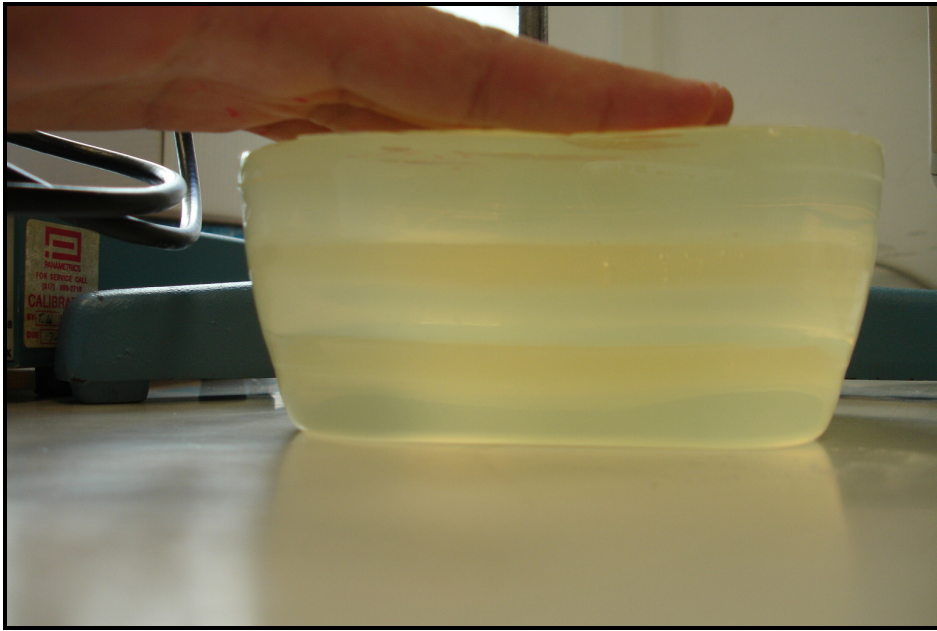


Figura 5.2: *Phantom* de dos capas sometido a una pequeña deformación

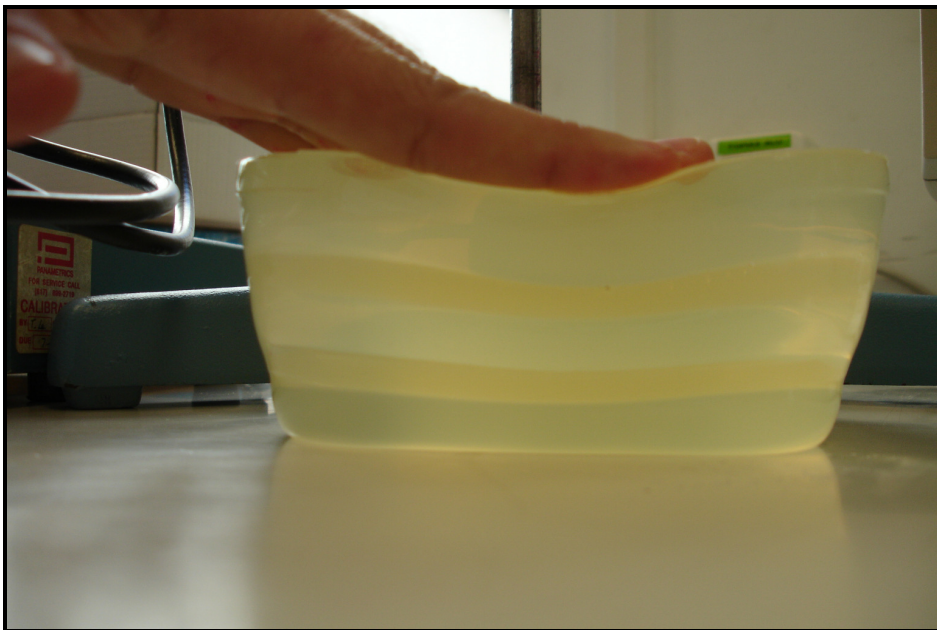


Figura 5.3: *Phantom* de cinco capas con una sometido a una gran compresión.

Como se puede observar en la figura 5.3 la deformación no es igual en todo el *phantom*, es mayor en la superficie y menor a más profundidad.

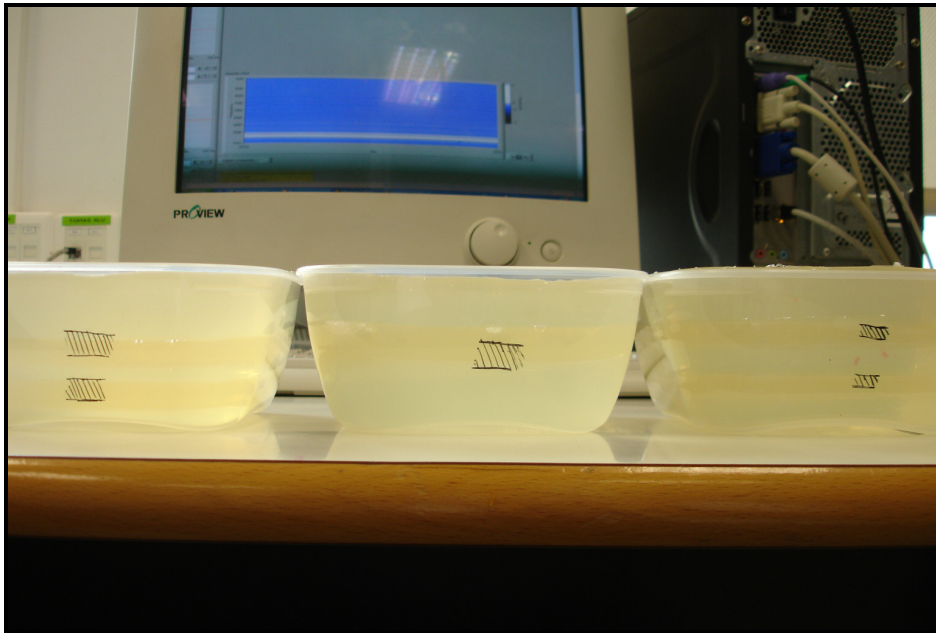


Figura 5.4: De izq. a dcha.: *phantom* con dos capas gruesas, *phantom* con una capa gruesa y *phantom* con dos capas finas.



Figura 5.5: *Phantom* con dispersores de sésamo y fibras mucilaginosas.

5.2. Montaje experimental

5.2.1. Descripción de los elementos

Ordenador con tarjeta NI PCI 5102 – Tarjeta de adquisición de datos

La tarjeta de adquisición de datos NI PCI-5102 permite capturar dos canales a 20MS/s a tiempo real con un ancho de banda de 15 MHz. Permite capturar señales con un nivel de ± 50 mV hasta ± 5 V.

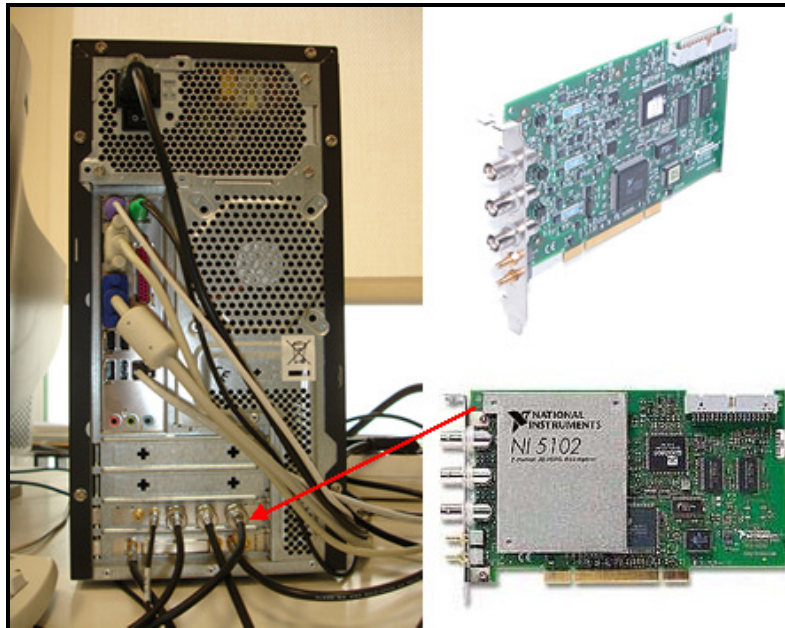


Figura 5.6: Ordenador con tarjeta NI PCI 5102.

500PR PULSER-RECEIVER - Emisor de pulsos

El 500PR Panametrics es un modelo de alta calidad, emisor-receptor de pulsos ultrasónicos de uso general. Los controles del panel frontal del Modelo 500PR permiten un fácil ajuste de la altura del pulso, aumento de la amortiguación de la onda recibida, y la tasa de repetición de pulsos, así como el modo de funcionamiento (pulso-eco o por transmisión). Un filtro de paso alto seleccionables mediante un interruptor en el panel trasero se puede utilizar para cambiar el tiempo de recuperación del pulso de excitación y de rechazar el ruido de baja frecuencia.



Figura 5.7: 500PR vista frontal.



Figura 5.8: 500PR vista posterior.

V392 – Transductor

El transductor receptor V392 es un transductor con un elemento de gran diámetro. Su carcasa exterior tiene un diámetro de 45 mm.

Características del transductor V392

Frecuencia	1 MHz
Tamaño nominal del elemento	38 mm
Point Target Focus	Min 6.37 cm; max 19.24 cm

Tabla 5.4: Características del transductor V392.



Figura 5.9: Transductor V392

5.2.2 Montaje y colocación de los elementos

Para realizar las medidas se ha realizado el siguiente montaje.

1. El *phantom* se coloca sobre una superficie plana.
2. Se conecta la salida de la señal del 500PR a la tarjeta de adquisición y la ecosonda a la entrada marcada con T/R.
3. Se conecta la salida de disparo (*trigger*) del 500PR a la entrada de disparo de la tarjeta de adquisición.
4. Entre ecosonda y *phantom* pondremos líquido de acoplamiento (glicerina) y moveremos la ecosonda paralelamente a la superficie hasta que las burbujas de aire hayan desaparecido completamente.
5. Ejecutaremos el programa de adquisición de datos en LabVIEW.
 - 5.1 Ajustar parámetros en el programa (cantidad de muestras a capturar y frecuencia de muestreo). Pulsar opción run
6. Visualizar la pantalla la señal y ajustar los parámetros en el 500PR.
 - 5.2 **Pulse repetition frequency (PRF)**: Normalmente al máximo.
 - 5.3 **Damping**. Normalmente a 5.
 - 5.4 **Mode**. Emisión y recepción en un mismo punto. Posición inferior
 - 5.5 **Pulse height**. Nivel del pulso. Hi.
 - 5.6 **Gain interruptor**: Normalmente a 5.
 - 5.7 **Gain potenciómetro**: Normalmente a 5.
7. En el programa ajustar los intervalos para guardar la señal ver 5.2.3.
8. Guardar señal predeformación.
9. Con la ecosonda comprimir el *phantom* y volver a guardar la señal.

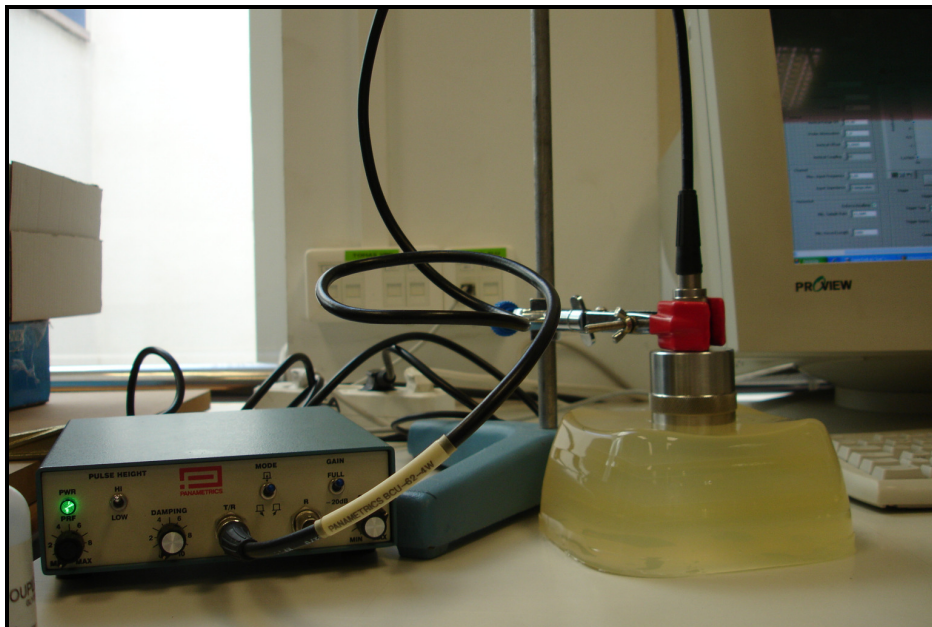


Figura 5.10: Montaje experimental.



Figura 5.11: Medición de la compresión.

Como se ha comentado anteriormente la compresión no deber ser mayor que el 5% ya que se pierde la coherencia entre las señales de predeformación y postdeformación [7]. Una compresión mayor hará necesario que se utilicen ventanas de búsqueda mayores y se pierda resolución (ver sección 6.4.4).

5.3 Programa de captura de datos

Este programa permite capturar señales provenientes de cualquier tarjeta de adquisición de datos compatible con NI Scope. En el lateral izquierdo se encuentran las ventanas de configuración y en el centro las ventanas de visualización. Se han establecido todos los parámetros por defecto para que el programa muestre las señales capturadas sin la necesidad de modificar los parámetros. Igualmente, recomendamos que se modifiquen algunos parámetros según las necesidades (duración, frecuencia de muestreo,...).

Antes de ejecutar el programa se deberán modificar los parámetros que se detallan más adelante. Para ejecutar el programa se deberá pulsar el botón de *Run Once*. Para detener su ejecución se recomienda pulsar el botón *STOP* de la interfaz gráfica del programa.

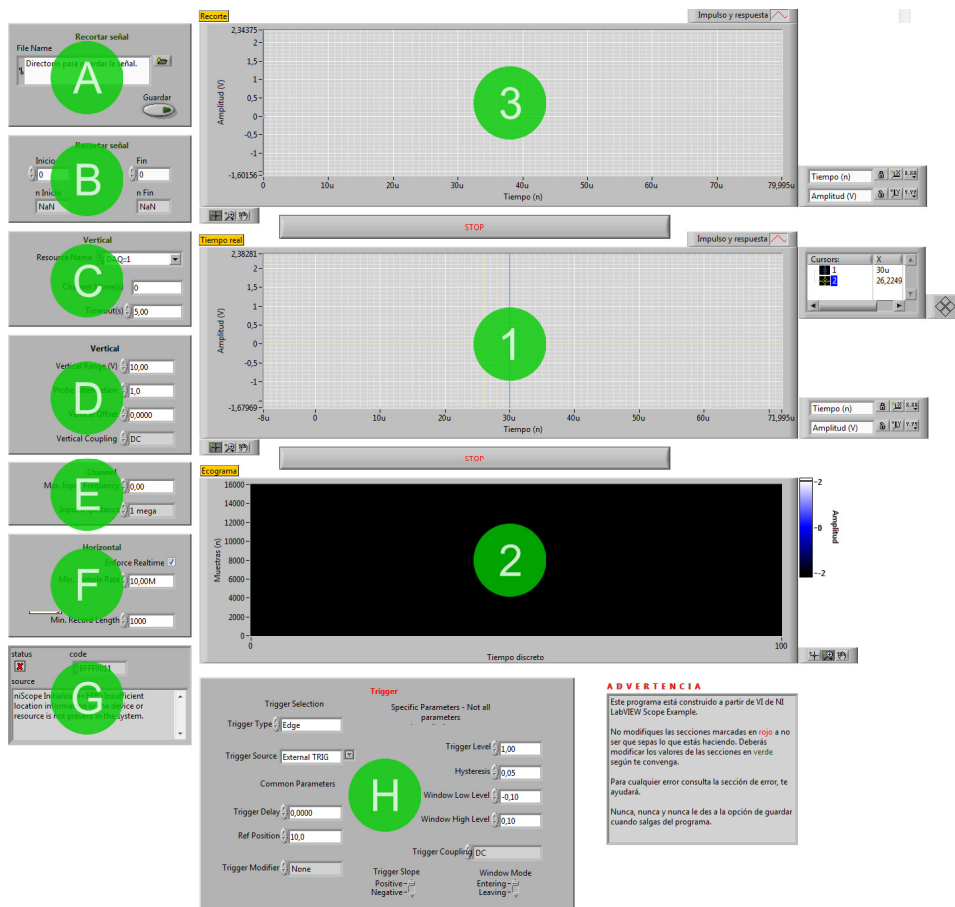


Figura 5.12: Programa de captura de datos.

Una vez que se selecciona visualiza la señal se deberá introducir un nombre en la sección de archivo y se deberá pulsar el botón *Guardar*.

Para el uso de estos programas recomendamos tener unos mínimos conocimientos sobre la visualización de gráficos en LabVIEW y estructuras de control de flujo.

Sección A. Control de archivo. Se deberá introducir la ruta y el nombre del archivo dónde se guardarán los datos. Tenga en cuenta que un archivo puede llegar a ser muy pesado si se selecciona una frecuencia de muestreo muy alta.

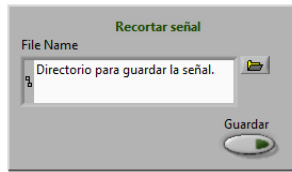


Figura 5.13: Control de archivo.

Sección B. Recortar señal. Una vez que se visualice la señal se deberá recortar la señal para visualizarla mejor o eliminar información innecesaria. Este recorte afectará a la información que se guardará.

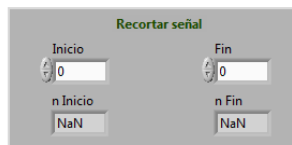


Figura 5.14: Control de recorte.

Secciones C y D. Controles de resolución vertical. Al igual que en un osciloscopio estos controles permiten configurar los parámetros de visualización del eje vertical.

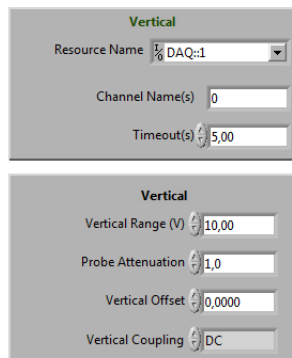


Figura 5.15: Controles verticales.

Sección E. Control de canal. Se deberá seleccionar el canal de entrada y la impedancia de entrada.

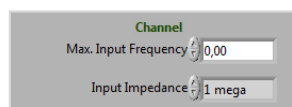


Figura 5.16: Control de canal.

Sección F. Control de resolución horizontal. Esta es una de las secciones más interesantes ya que permite seleccionar la frecuencia de muestreo y la longitud de la señal a capturar. Como habíamos explicado en la sección 2.5 se hace necesario muestrear a una frecuencia dos veces superior a la máxima frecuencia de la señal, ya que los dispositivos permiten obtener una resolución horizontal mucho mayor se suele tomar como frecuencia de muestreo diez veces la frecuencia máxima de la señal.

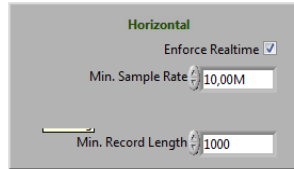


Figura 5.17: Control de resolución horizontal.

Sección G. Visualización de errores. Esta ventana permite visualizar los errores que se puedan haber producido durante la ejecución o inicialización del programa.

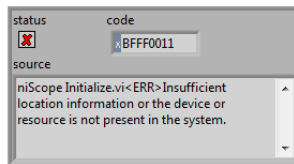


Figura 5.18: Ventana de visualización de errores.

Los errores más comunes son los siguientes:

- No se ha recibido señal de disparo.
 - ¿Está encendida y conectada correctamente la fuente de disparo?
 - ¿Son correctos los parámetros de disparo (nivel de disparo, tipo de disparo)?
- La velocidad de muestreo actual no permite una representación en tiempo real.
 - Desactiva la opción de forzado a tiempo real (*Enforce Realtime*).
- Memoria insuficiente.
 - Baja la frecuencia de muestreo o reduce la duración de la señal.

Sección H. Control de trigger o disparo. Al tratarse de un programa genérico válido casi para cualquier tarjeta de adquisición de datos de NI se pueden configurar varios parámetros. Los valores por defecto del programa hacen que se permita el disparo exterior a través de la entrada de disparo de la tarjeta NI 5102.

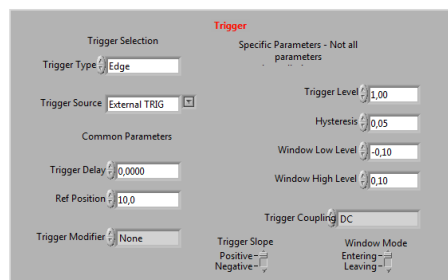


Figura 5.19: Controles de disparo.

Ventana 1. Ventana de visualización principal. En esta ventana de muestra la señal capturada en tiempo real si es posible (baja frecuencia de muestreo y poca duración de la señal). Será la ventana principal para visualizar la señal y encarar el transductor.

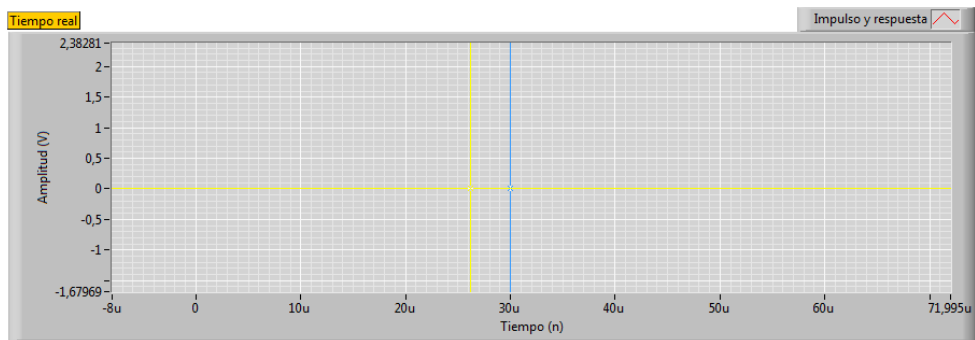


Figura 5.20: Ventana de visualización en tiempo real.

Ventana 2. Ecograma en tiempo real. En esta ventana se pueden observar los ecos en tiempo real. Se trata de una visualización en modo M.



Figura 5.21: Ventana de visualización del ecograma.

Ventana 3. Ventana de visualización de la señal recortada. Una vez seleccionados los intervalos de visualización de la señal, en esta ventana se mostrarán la señal en esos intervalos.

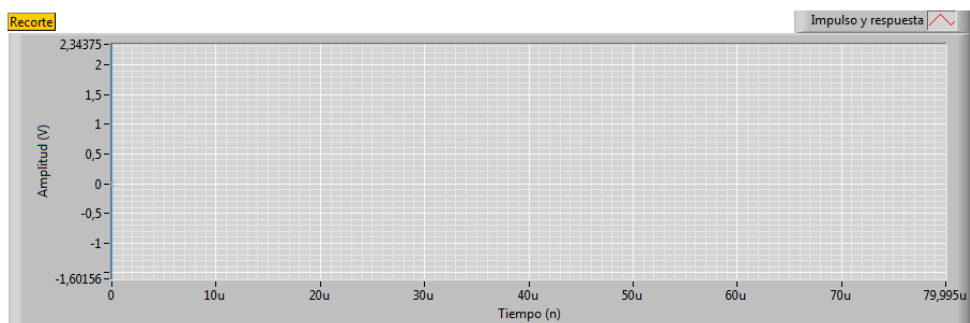


Figura 5.22: Ventana de visualización de datos.

5.4 Programa de postprocesado de datos

Al igual que el programa de captura de datos, está hecho con el entorno de desarrollo gráfico LabVIEW 8.5. Solo será ejecutable en ordenadores que tengan instalado LabVIEW versión 8.5 o posterior. A continuación se muestra la distribución y las partes más importantes del programa de postprocesado.

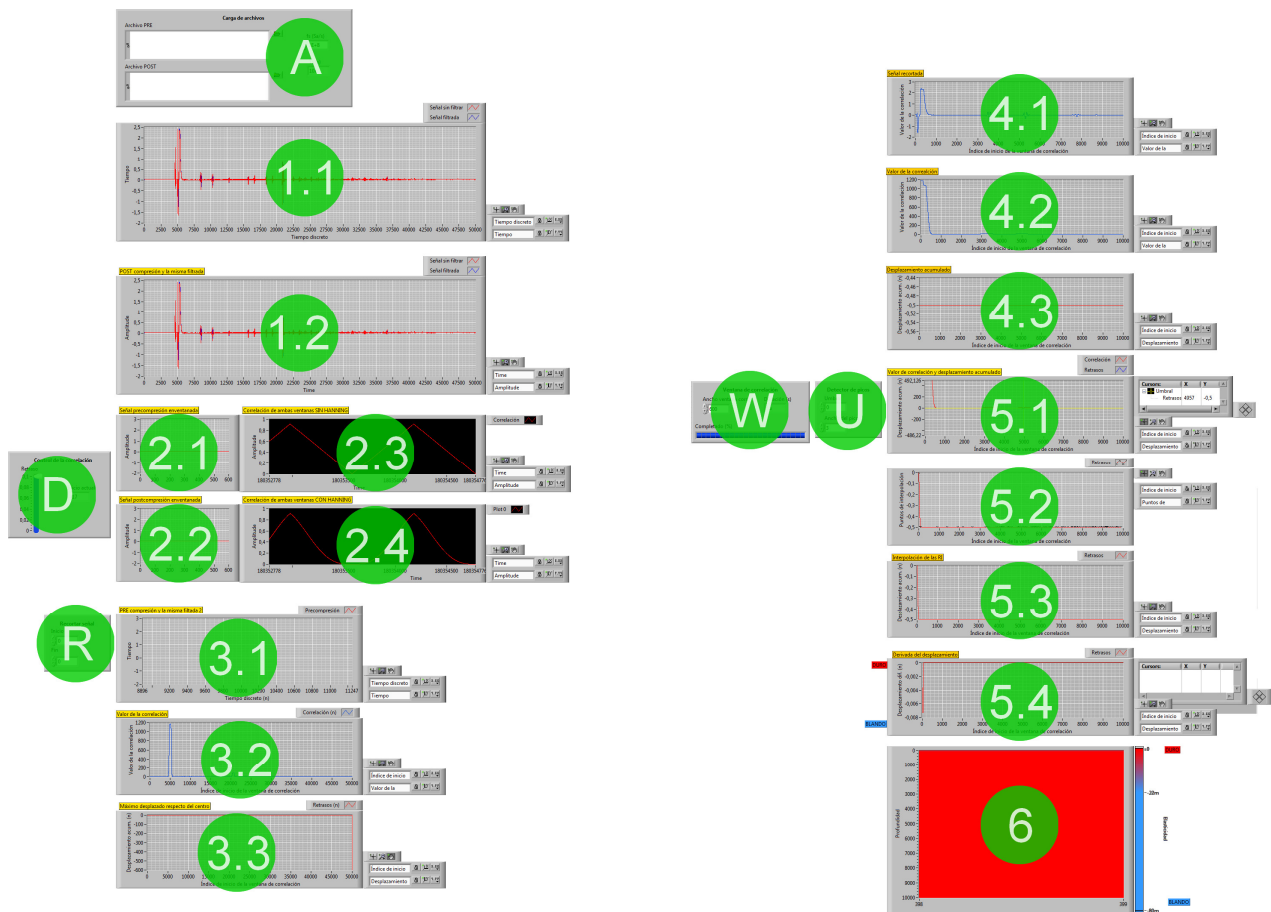


Figura 5.23: Estructura del programa de postprocesado.

Ventanas del programa y su distribución

Las ventanas muestran de forma progresiva los resultados para cada uno de los pasos del procesado. Las secciones marcadas con valores numéricos son ventanas de visualización mientras que los controles marcados con letras (A, D, R, W y U) son parámetros de que se deberán modificar (ancho de la ventana de correlación, el umbral para el nivel de correlación, el ancho de los picos de correlación...).

Para facilitar la manipulación de los parámetros de control se recomienda ejecutar el programa una vez antes de modificar algún parámetro. De acuerdo a los resultados obtenidos con la primera ejecución de programa se podrán cambiar los parámetros de acuerdo a las características de la señal (ancho de ventana, frecuencia de muestreo, umbral de correlación...). A continuación se detallan las características más importantes de los controles y las ventanas presentes en el programa.

Control A. Ruta de acceso a los **archivos** contenedores de datos, extensión LVM (*LabVIEW Measurement File*). Se deberá introducir la ruta completa a los archivos guardados con el programa de captura de datos.

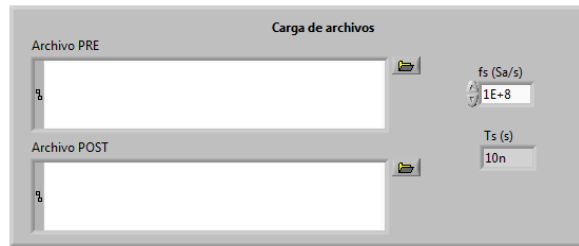


Figura 5.24: Control de archivos.

Control D. Control de retraso o **delay** con el que se ejecuta el programa para observación de la correlación. Este control de retraso no afecta a los resultados, solamente a la velocidad con la que se ejecuta el programa. Es útil para observar el resultado (sección 2.3) de la función de correlación cruzada entre ambas ventanas (sección 2.1 y 2.2) los resultados de la correlación de las ventanas (sección 2.3). Para un rápido funcionamiento del programa el retraso debe ser 0 (valor por defecto). El indicador *Inicio* actual indica la posición de inicio de los *kernels* durante el proceso de cálculo.

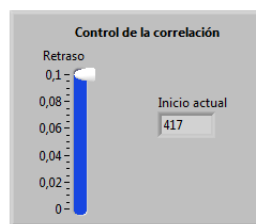


Figura 5.25: Control del retraso (delay) para visualizar.

Control R. Se deberán introducir los índices entre los cuales se van a **recortar** los resultados. Por defecto ambos valores están a 0, si no se modifican no se mostrarán los resultados.

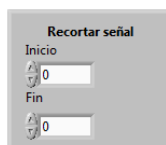


Figura 5.26: Control de recorte

Control W. Permite controlar el ancho de los *kernels* para aplicar la función de correlación cruzada. Muestra el progreso de las correlaciones.

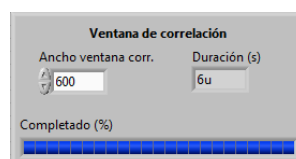


Figura 5.27: Control de la ventana de correlación.

Control U. Permite controlar los parámetros del detector de picos. Se debe establecer un **umbral** para que se detecten las zonas de máxima correlación y así poder seleccionar los puntos para la interpolación.

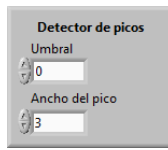


Figura 5.28: Control del detector de picos.

Ventanas 1.1 y 1.2. Ventanas de visualización para la señal de precompresión y postcompresión. Se muestra la señal sin haber sido filtrada y la señal después de haber sido filtrada por un filtro paso banda centrado en 1 MHz con $f_L = 900$ KHz y $f_H = 1100$ KHz.

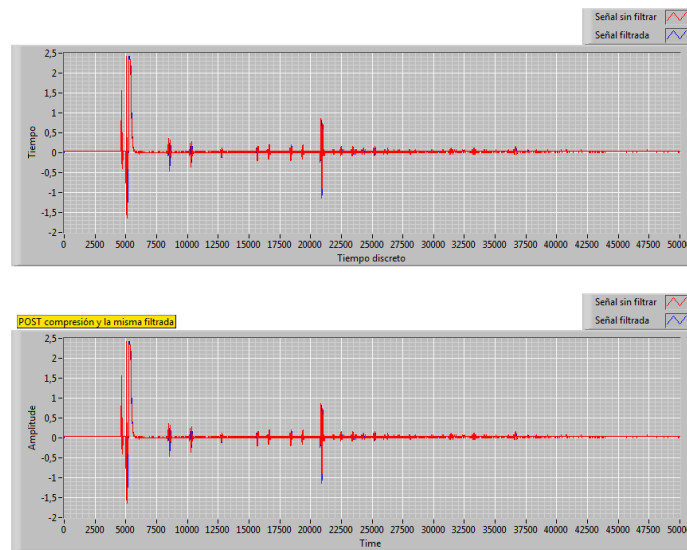


Figura 5.29: Ventanas de visualización de las señales leídas

Los parámetros de los filtros se han establecido por defecto a esas frecuencias. Si se quieren cambiar bastará con acceder al *Block Diagram* y modificarlos. Los filtros están incluidos en este programa como un VI, por lo tanto, si se cambia la ubicación del archivo también se deberán incluir los filtros.

Ventanas 2.1 y 2.2. Ventanas de visualización de los *kernels* de las señales de precompresión y postcompresión.

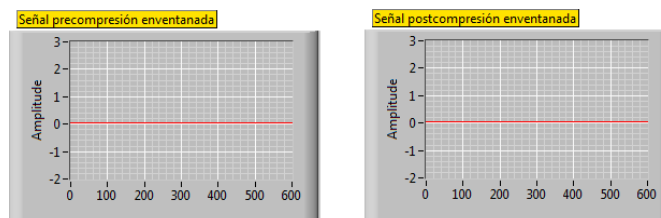


Figura 5.30: Ventana de visualización de los *kernels*.

Ventanas 2.3 y 2.4. En la ventana 2.3 (derecha de la figura) se muestra el resultado de aplicar la función de correlación cruzada a ambos *kernels*. En la ventana 2.4 se muestra el resultado anterior pero después de haber sido enventanado por una ventana de triangular Hanning para atenuar los picos laterales (lejanos al centro) del resultado de la correlación.

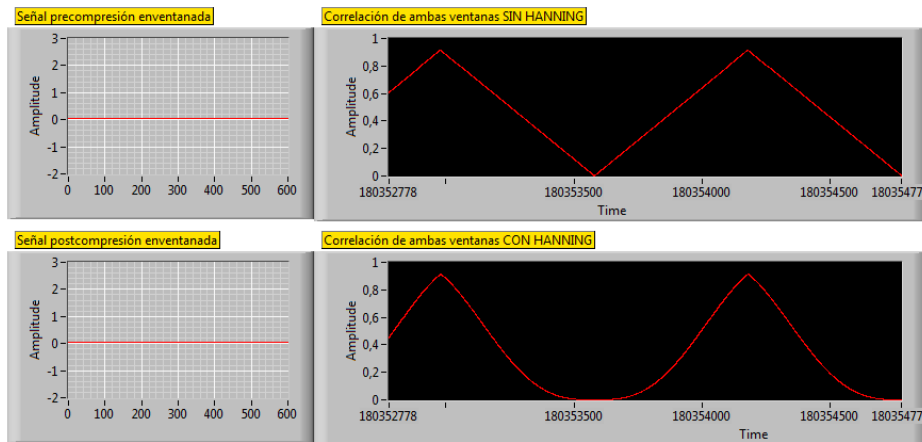


Figura 5.31: Ventanas de visualización 2.1 a 2.4.

Ventana 3.1. Se visualizan las señales de precompresión y postcompresión superpuestas. Esta ventana es útil para observar la coincidencia de ambas señales y ayuda a seleccionar un ancho de ventana adecuado en el control U.

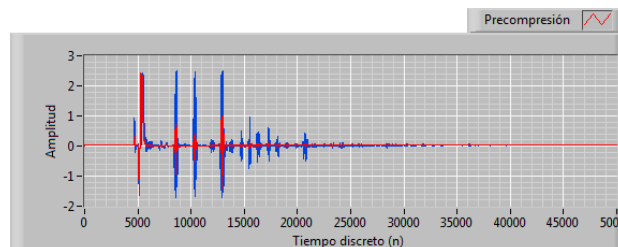


Figura 5.32: Ventana 3.1

Ventana 3.2. El eje horizontal muestra el inicio de los *kernels* y el eje vertical el valor del máximo del resultado de aplicar la función de correlación cruzada a ambos *kernels*.

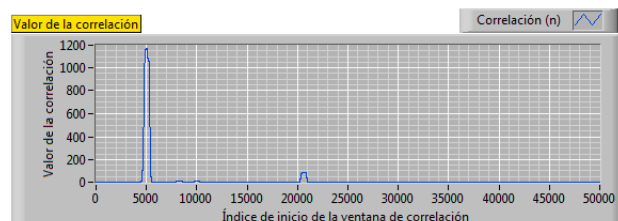


Figura 5.33: Ventana 3.2

Ventana 3.3. Muestra el desplazamiento respecto del centro de cada uno de los máximos de los resultados de aplicar la función de correlación para cada uno de los *kernels*. Puede que aparezcan ambigüedades debido a una mala selección del tamaño de la ventana. Se deberán hacer pruebas hasta obtener el menor número de ambigüedades posible.

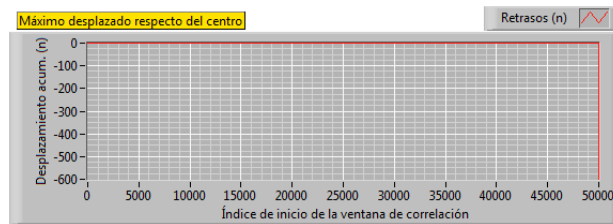


Figura 5.34: Ventana 3.3

Ventana 4.1. Señales de precompresión y postcompresión recortadas con el control de recorte R. Los resultados se actualizarán después de que se vuelva a ejecutar el programa. Las ventanas posteriores solamente mostrarán los resultados para dicho intervalo.

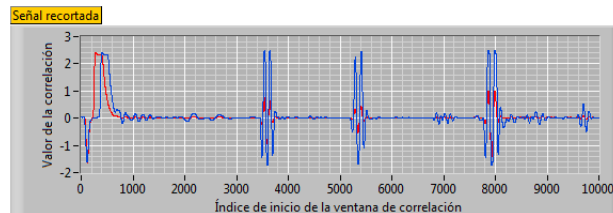


Figura 5.35: Ventana 4.1

Ventana 4.2. Valores de los máximos de correlación recortados (ver descripción de la ventana 3.2).

Ventana 4.3. Valores de los desplazamientos recortados (ver descripción de la ventana 3.3).

Ventana 5.1. Esta ventana muestra lo mismo que las ventanas 4.2 y 4.3 pero de forma superpuesta. Su finalidad es permitir que se seleccione el umbral y el ancho del pico.

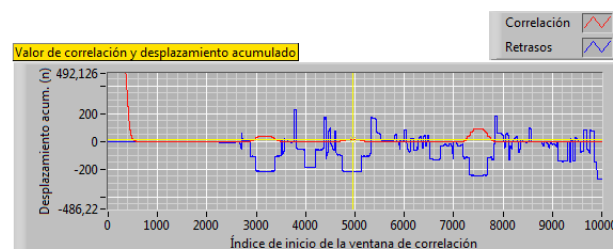


Figura 5.36: Ventana para determinar el umbral y ancho de pico.

Ventanas 5.2 y 5.3. En la primera ventana se pueden ver los puntos seleccionados según los criterios definidos en el control U. En la segunda ventana se mostrará la señal interpolada. Uno de los requisitos para que la elastografía se obtenga correctamente es que el valor de un punto no debe ser mayor que el anterior. En caso de que se observaran puntos que no cumplen esta condición se deberán modificar los valores del control de umbral U.

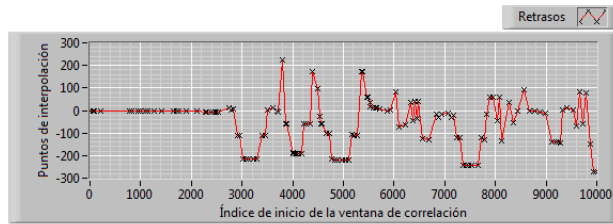


Figura 5.37: Puntos de interpolación incorrectos debido a una mala selección del umbral y el ancho de los picos.

Como se puede observar en la figura 41 los puntos de interpolación no cumplen la condición que hemos comentado anteriormente. Los valores empleados para seleccionar esos puntos han sido 0 para el umbral y 3 muestras para el ancho de los picos. Mediante el cursor de la ventana 5.1 obtenemos el valor de Y del menor pico que es de 13,62, y el ancho del pico son unas 300 muestras. Ahora estableceremos como umbral unos valores ligeramente inferiores para que se detecten correctamente los desplazamientos y se descarten las ambigüedades o espúrricos. Unos buenos valores serían un umbral de 12 y un ancho del pico de 200 muestras.

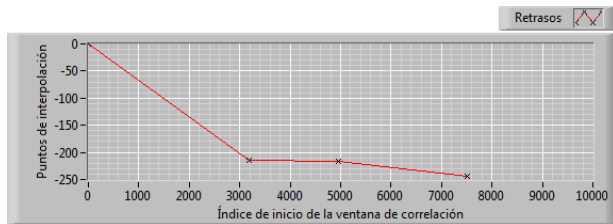


Figura 5.38: Resultado de seleccionar umbrales y anchos de picos adecuados.

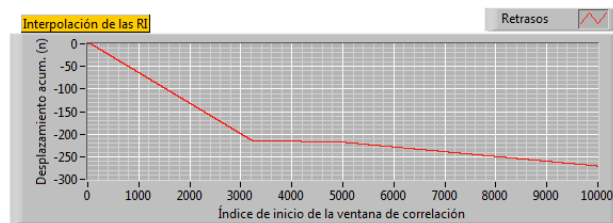


Figura 5.39: Ventana 5.3. Señal interpolada

Todos los segmentos deberán tener el mismo signo de la pendiente. El signo de la pendiente puede cambiar dependiendo si se aplica la función de correlación de un conjunto A sobre B o B sobre A.

Ventana 5.4. Muestra el resultado de derivar la señal mostrada en la ventana 5.3. Los valores cercanos a 0 representan poca deformación mientras que valores mayores en módulo representan deformaciones mayores.

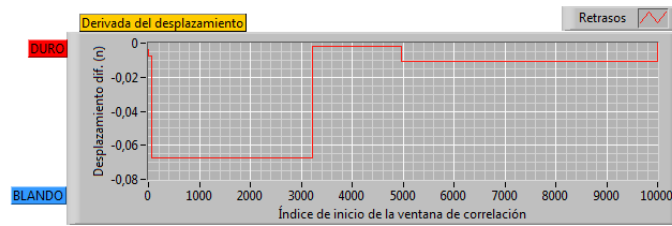


Figura 5.40: Derivada de los desplazamientos acumulados.

Ventana 6. Última ventana del programa, elastograma o mapa de deformación de las señales cargadas al principio. Esta ventana representa los valores de obtenidos en la ventana 5.4 según una escala de color. Para que se puedan observar bien las diferencias se deberán ajustar los marcadores de la escala de color.



Figura 5.41: Elastograma unidimensional.

5.5 Simulación numérica

Para comprobar que los resultados obtenidos a partir de señales reales son válidos y si influye la presencia de ruido en los resultados. Se ha creado un modelo virtual y se ha estudiado la propagación de la señal en este utilizando la técnica de las diferencias finitas en el dominio del tiempo (FDTD). El programa de simulación está realizado en MATLAB y consiste en un script llamado **simulacion.m** y una función llamada **fdtd2d.m**.

5.5.1 FDTD (*Finite Difference Time Domain*)

Las diferencias finitas en el dominio del tiempo (FDTD) es una técnica de modelización computacional muy utilizada. Se considera fácil de entender y fácil de implementar en software. Dado que es un método que trabaja en el dominio temporal, las soluciones pueden abarcar un amplio rango de frecuencias con una sola ejecución de simulación.

El método FDTD pertenece a la clase general del modelado numérico basado en diferencias finitas de mallas. Para ello se discretizan las ecuaciones de onda y se traducen a ecuaciones de diferencias finitas. Posteriormente se resuelven todas las ecuaciones implicadas, repitiendo y actualizando, para cada instante hasta que se consiguen los resultados deseados

5.5.2 Programa de simulación

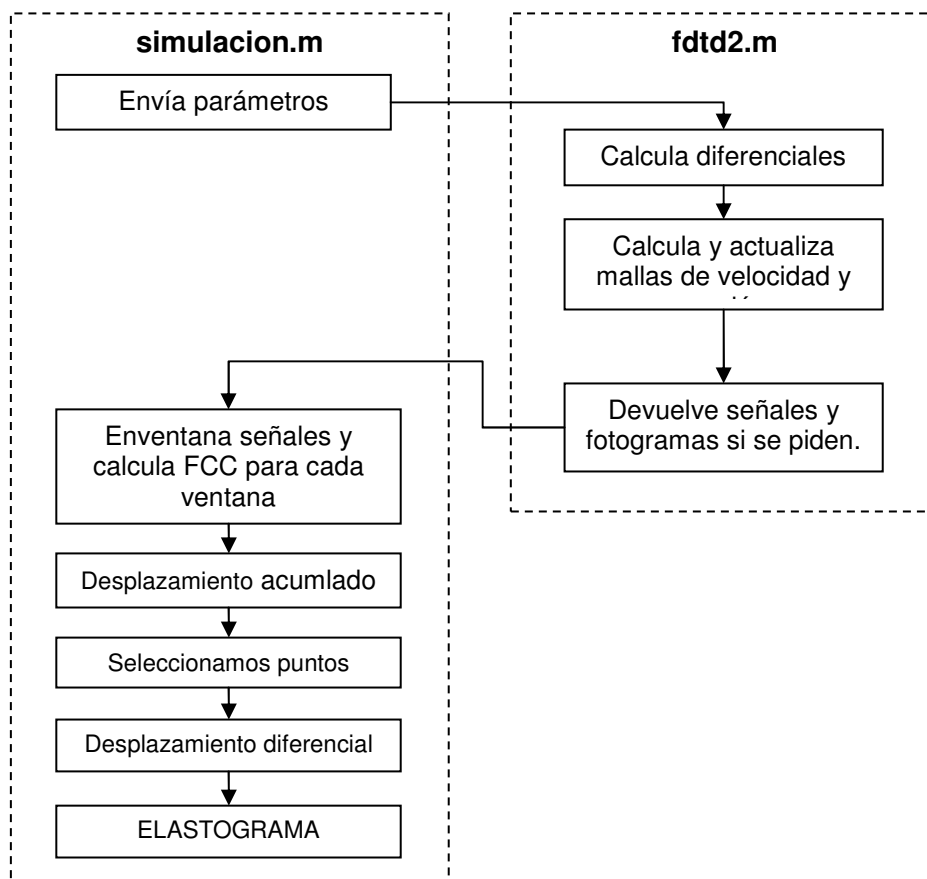


Figura 5.42: Funcionamiento simplificado del programa de simulación.

El script simulacion.m está formado por tres partes. Las dos primeras (parámetros de simulación y parámetros de procesado) serán las que se deban modificar para controlar las señales y su postprocesado. Los parámetros y cómo influyen en las señales se comentan en el script simulacion.m y en la función ftd2d.m

Este programa obtiene dos señales, una de precompresión y otra de postcompresión. La señal de precompresión se obtiene a partir de la simulación de una estructura bidimensional de tres capas donde se propaga un pulso ultrasónico, produciéndose una reflexión con cada cambio de impedancia. La obtención de la señal de postcompresión sigue el mismo principio que la señal de precompresión pero sufre una compresión, que se indica en los parámetros que se envían a la función ftd2d.m.

Una vez que se han obtenido las señales se procese al postprocesado de la misma forma que lo realiza el programa en LabVIEW, utilizando *kernels* y aplicando la función de correlación cruzada. Se obtiene la señal de desplazamientos acumulados y de esta se interpolan los puntos (previa selección) para realizar la primera derivada y obtener la señal de desplazamiento diferencial. Finalmente se representa la señal de desplazamiento diferencial según un mapa de colores.

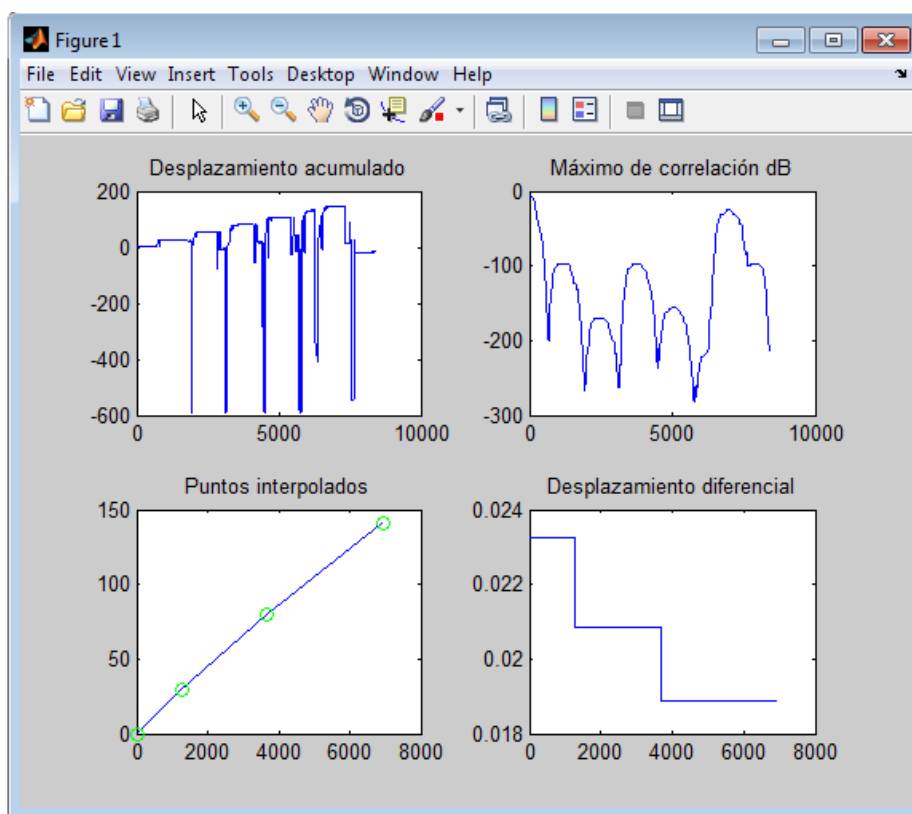


Figura 5.43: Ventana de presentación de los resultados del programa de postprocesado en MATLAB.

Capítulo 6. Resultados y discusión.

6.1 Creación de *phantoms*.

Durante la elaboración del proyecto se han creado varios *phantoms* siguiendo los pasos descritos en el punto 5.1.2. Visualmente se han podido diferenciar las diferentes capas por su coloración, las capas blandas de un color más claro y las capas duras de un color más oscuro. Uno de los *phantoms* ha tenido que ser desechado ya que durante el proceso de elaboración la gelatina aún caliente ha derretido la capa inferior creando un agujero en esta. También se han podido diferenciar las diferentes elasticidades de las capas mediante el tacto.

En los primeros *phantoms* creados se añadió colorante alimentario a las capas duras para poder diferenciar mejor las diferentes capas. Al cabo de una semana se ha observado como el colorante ha coloreado las capas blandas sin colorante. La coloración de las capas podría indicar un intercambio de agua entre las diferentes capas lo que podría tener como consecuencia un cambio de la elasticidad. A pesar de ello se continuaban detectando las diferentes capas mediante el método elastográfico.

Se ha creado un *phantom* con dispersores a base de fibras mucilaginosas. La concentración de gelatina ha sido la misma que para los demás *phantoms*, las cantidades de fibras incluidas en el *phantom* han sido las recomendadas en la sección 5.1.1. En este *phantom* se ha observado en mediante el tacto que la diferencia de elasticidad no era tan grande como en las gelatinas sin fibras mucilaginosas. La superficie de contacto del *phantom* con el transductor se quebró durante las pruebas. Debido a los colorantes que se adjuntaban como excipientes a las fibras mucilaginosas todas las capas del *phantom* adquirieron un color marrón oscuro haciendo que fuera más difícil diferenciar las capas visualmente (ver figura 6.2).

Después de hacer varias medidas y observar que no se obtenían más ecos que sin fibras, se decidió añadir dispersores más grandes (semillas de sésamo). Se volvió a fundir la gelatina con las fibras mucilaginosas y se añadieron las semillas de sésamo. En este segundo *phantom* se observaron más ecos debido a las reflexiones de las semillas pero al final se desestimó la utilización de las semillas ya que no se creyó que no era adecuado para exploraciones en una dimensión. Para futuros trabajos donde se realicen exploraciones en más de una dimensión y a mayor frecuencia sí que se pueden añadir dispersores.

En cuanto a la vida útil de los *phantoms*, los primeros se realizaron sin conservantes y su duración fue de una semana en nevera. Pasado este tiempo se observaron síntomas de descomposición por la acción bacteriana. Los últimos *phantoms* creados, con conservantes, han llegado a durar hasta tres semanas fuera de la nevera sin presentar signos de descomposición. En algunos el agua condensada disolvió la gelatina pero tras un lavado se pudo volver a fundir la gelatina y crear de nuevo el *phantom*.

Finalmente, podemos concluir que la utilización de gelatinas para la creación de *phantoms* es una buena opción ya que permiten la creación de *phantoms* según las necesidades, de manera rápida, sencilla y económica. Los diseños también pueden ser variados, desde gelatinas sencillas en capas a gelatinas con inclusiones esféricas o de cualquier otra forma. El precio del *phantom* ha sido de aproximadamente de 6

euros, lo cual se puede considerar una alternativa muy económica si la comparamos con el mínimo de 150 euros para la compra de *phantoms* CIRS. El tiempo de fabricación promedio incluyendo los tiempos de reposo es de tres a cuatros horas aproximadamente.

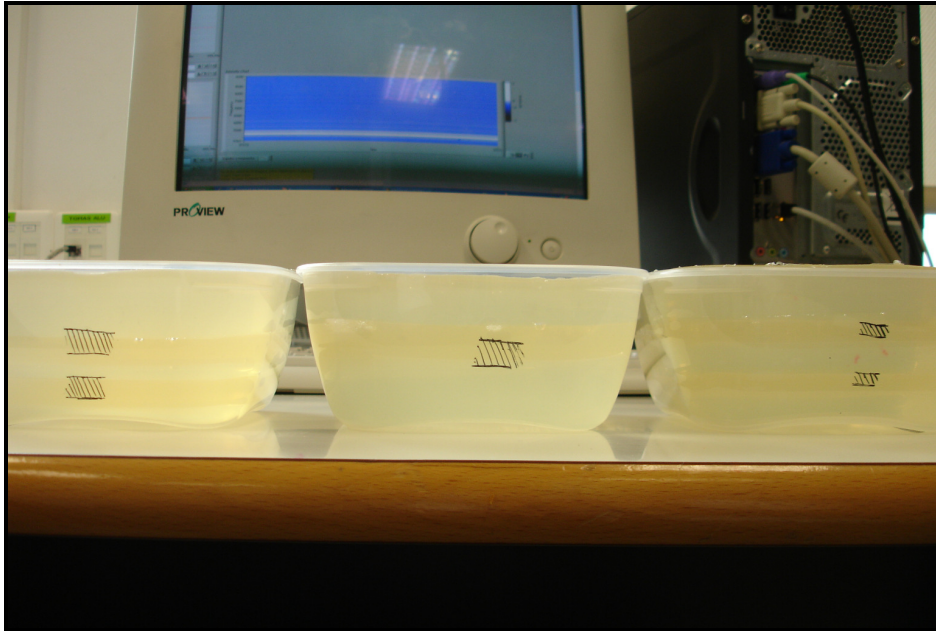


Figura 6.1: De izq. a dcha.: *phantom* con dos capas gruesas, *phantom* con una capa gruesas y *phantom* con dos capas finas.



Figura 6.2: *Phantom* con dispersores.

6.2 Montaje experimental y captura de datos.

Durante el la elaboración del proyecto la forma de adquirir las señales no ha variado substancialmente. Las primeras señales se han capturado encarando la ecosonda manualmente a la gelatina. Se observó que si la superficie de contacto de la ecosonda no estaba en posición paralela a las capas de gelatina la amplitud de las señales recibidas era mucho menor. Tampoco se podía controlar la cantidad de deformación aplicada ni reproducir las medidas. Por ello se decidió realizar el montaje descrito en la sección 5.2.2, así sí que se pudo controlar la cantidad de deformación aplicada y reproducir las medidas.

Aprovechando la posibilidad de que se tenía el transductor libre se intentó crear una representación en *motion mode* (modo M) con el programa de adquisición. Se detectaron imperfecciones en la gelatina como el error de fabricación descrito en el punto anterior. Los bordes de la carcasa del transductor y el movimiento sobre la gelatina hicieron que esta se quebrara. Dependiendo de la velocidad de exploración las imágenes aparecían comprimidas o expandidas. La superficie con la que se ejercía presión sobre la gelatina era la propia del transductor, la cual producía que no se deformara toda la gelatina por igual. Además, la deformación en zonas cercanas a la superficie de contacto con el transductor era mayor que en zonas alejadas a este.

Para futuros trabajos se podría desarrollar un dispositivo que permitiera la compresión uniforme del *phantom* y donde se pudiera controlar mejor la cantidad de deformación aplicada

Respecto al 500PR, receptor y emisor de pulsos, se trata un aparato de buenas prestaciones. Hemos observado que al aumentar la ganancia con el control *Gain*, se introducía también mucho ruido eléctrico (ver sección 6.2.1). Hemos podido constatar que se trataba de ruido eléctrico ya que aunque se comprimiera el *phantom* la señal permanecía inalterada.

En cuanto al funcionamiento del programa de captura de datos podemos decir que este funciona correctamente. Como se ha comentado en la sección 5.3, donde se explica el funcionamiento del programa, es necesario ajustar algunos parámetros antes de poder realizar las capturas de datos. A parte de la captura de datos, un aspecto interesante del programa es la ventana ecográfica en modo M, esta permite hacer exploraciones en dos dimensiones moviendo el transductor.

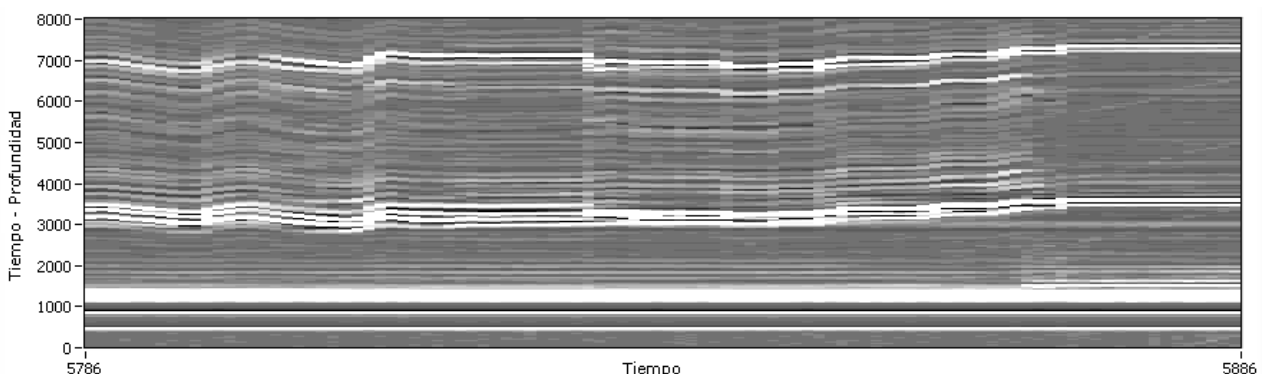


Figura 6.3: Ecograma para 100 líneas RF unidimensionales.

Los archivos guardados por el programa de captura de LabVIEW pesan relativamente poco; para una señal de duración 50.000 muestras el peso de archivo es de 534 KBytes. No se ha considerado la necesidad de hacer un promediado de señales porque no se observaba ruido impulsivo eléctrico y es suficiente con un filtro paso banda.

6.2.1 Ruido eléctrico

En los casos que hemos necesitado una ganancia más alta a la hora de capturar la señal hemos detectado la presencia de un ruido eléctrico debido a la generación del pulso. En la siguiente figura se puede observar el pulso transmitido seguido del ruido eléctrico en ambas señales de precompresión y postcompresión. Este ruido desaparece a menor ganancia y no varía si se comprime o no el *phantom*.

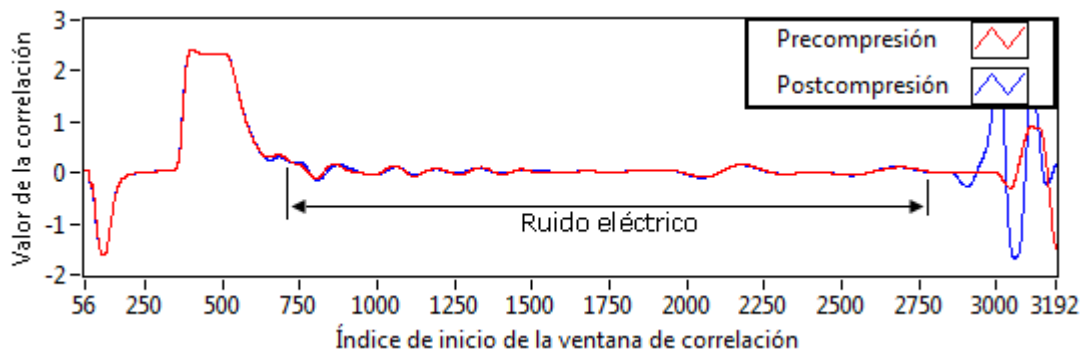


Figura 6.4: Identificación del ruido eléctrico.

En algunos de los elastogramas obtenidos hemos observado valores elevados de dureza (o poca deformación) al principio del elastograma y menor semejanza con el modelo real para aquellas medidas que tenían una ganancia elevada.

No es posible eliminar este ruido con un promediado ya que este ruido es el mismo y está presente en todas las señales.

6.3 Resultados de la simulación

Mediante el programa de simulación se han obtenido dos señales, una pre y otra postdeformación para cada caso. Para ello se ha creado un modelo de tres capas con las siguientes dimensiones y densidades:

	Dimensiones (cm)	Densidad (Kg/m ³)
Capa 1	1	1100
Capa 2	2	1160
Capa 3	2.5	1100

Tabla 6.1: Dimensiones y densidad del modelo simulado.

A este modelo se le han aplicado diferentes deformaciones y se han obtenido los elastogramas correspondientes. En las siguientes hojas se muestran una serie de gráficos con los resultados parciales obtenidos. En un primer lugar el desplazamiento acumulado, en segundo lugar la el valor de los máximos de correlación, en el tercer gráfico se muestran los puntos seleccionados para interpolar según los máximos de correlación y en cuarto lugar el desplazamiento diferencial (derivada del desplazamiento acumulado interpolado). La última figura es el elastograma propiamente dicho con la escala de colores.

	Deformación (%)
Simulación 1	0
Simulación 2	1
Simulación 3	2
Simulación 4	4

Tabla 6.2: Deformaciones (%) aplicadas para las simulaciones.

La primera simulación (Simulación 1) consiste en una simulación de control, donde la deformación aplicada es de 0%, es decir, no hay deformación. La deformación detectada debe ser de 0 muestras en toda la gelatina y el elastograma debe ser plano, no se deben detectar las capas. Así lo confirman los resultados. En las demás simulaciones se han detectado correctamente las capas y su deformación. En la simulación con el 4% de deformación ha sido necesario utilizar una ventana de correlación mayor (600 muestras) para que abarcara más señal.

Debido a que los puntos de interpolación de la señal de postdeformación se han seleccionado de forma manual, el último tramo en la señal de desplazamiento diferencial presenta una elasticidad menor (dureza mayor) que en el primer tramo. El valor de estos tramos variará según los puntos que se seleccionen. Este proceso se realiza de forma manual en el programa de simulación realizado en MATLAB, mientras que para los casos reales se realiza de forma automática fijando unos parámetros (programa de postprocesado LabVIEW).

Como se puede observar en los diferentes casos, el valor de la señal de desplazamiento acumulado va aumentando a medida que la deformación también lo hace. Todas las señales de deformación calculadas son muy semblantes. Este fenómeno ya se ha analizado en la sección 6.2.1.

La detección de las diferentes capas valida el uso de la utilización de la función de correlación cruzada para la detección de desplazamientos y la obtención de elastogramas. Además la simulación permite comprender la propagación del pulso por el modelo.

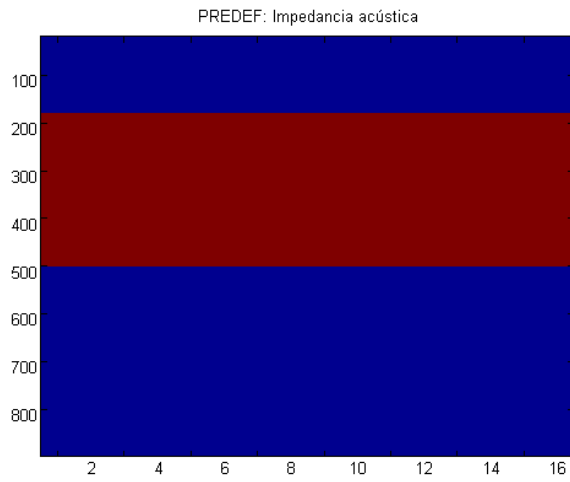


Figura 6.5: Modelo bidimensional simulado.

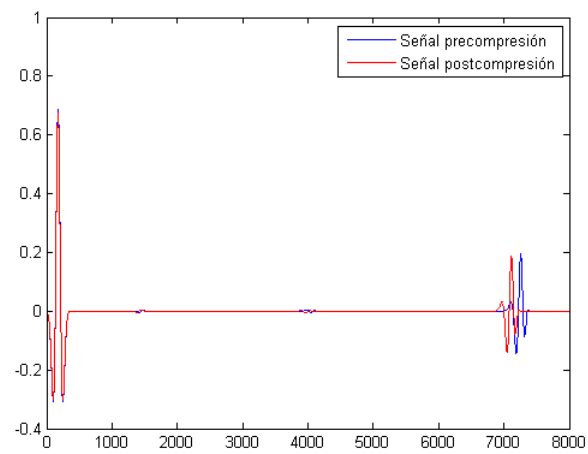


Figura 6.6: Señales de pre y postcompresión obtenidas de la simulación.

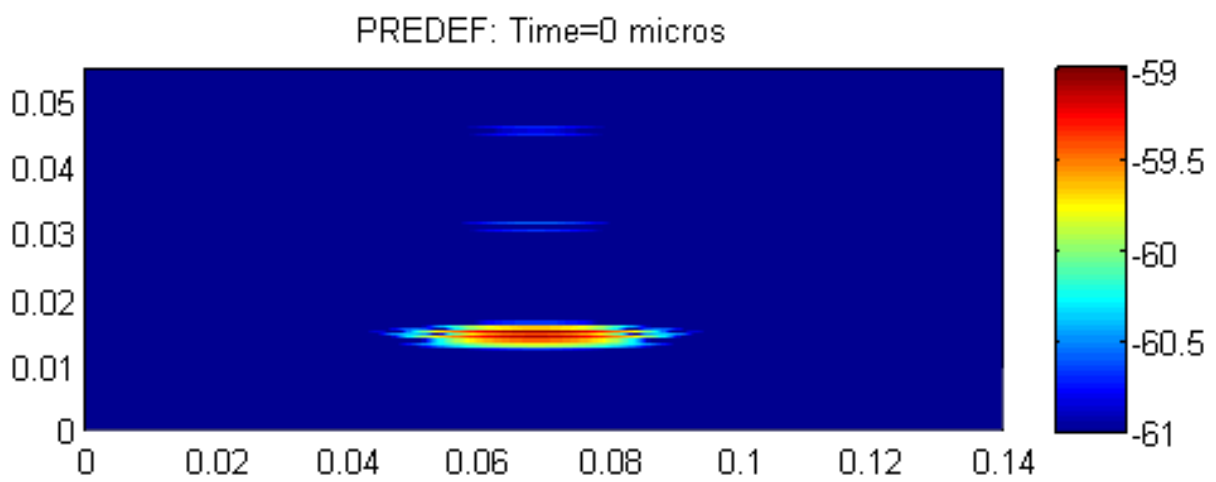


Figura 6.7: Fotograma 37 de la simulación.

Simulación 1 – Deformación 0% - Simulación de control

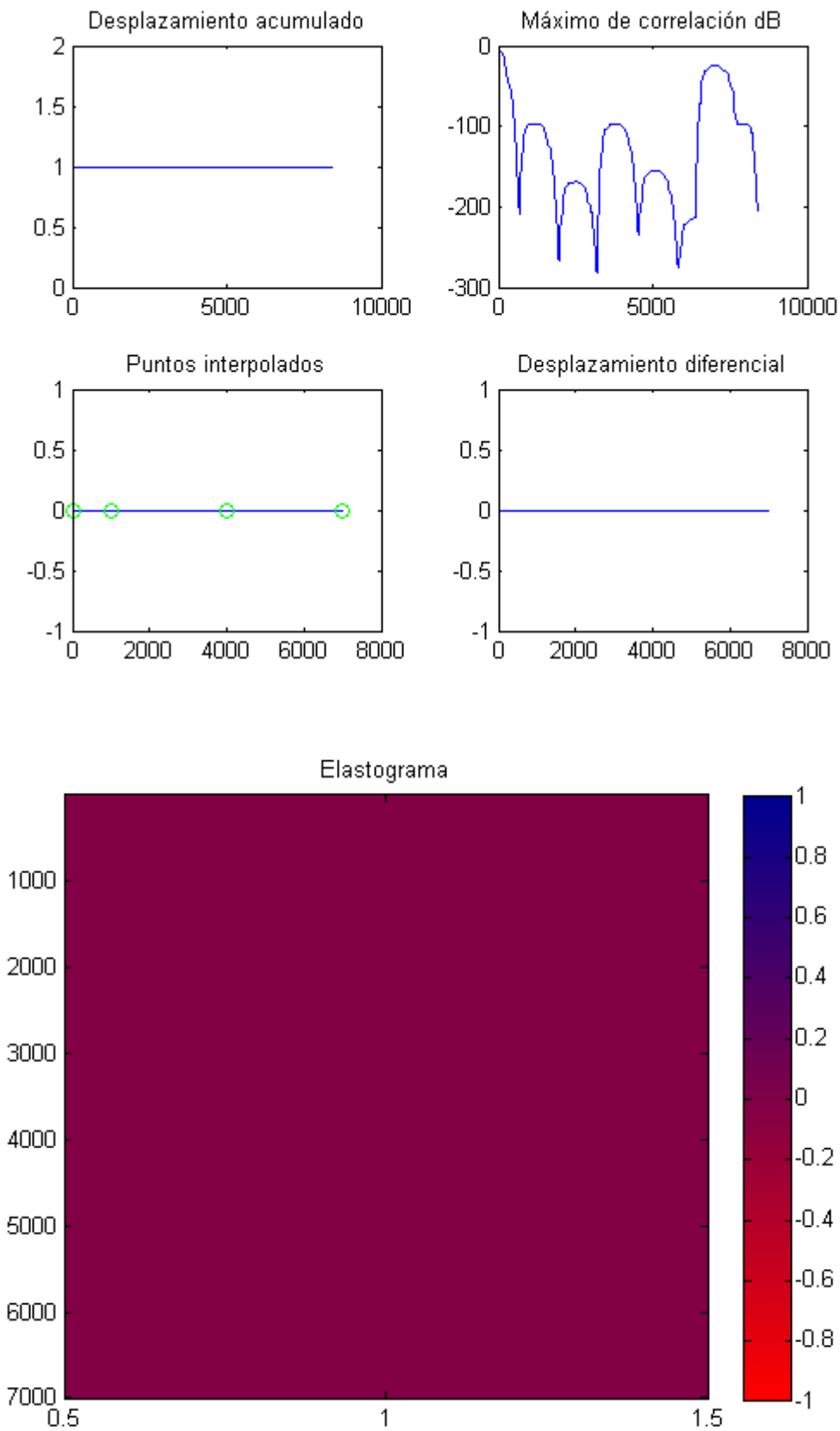


Figura 6.8: Resultados parciales y elastograma para la simulación 1.

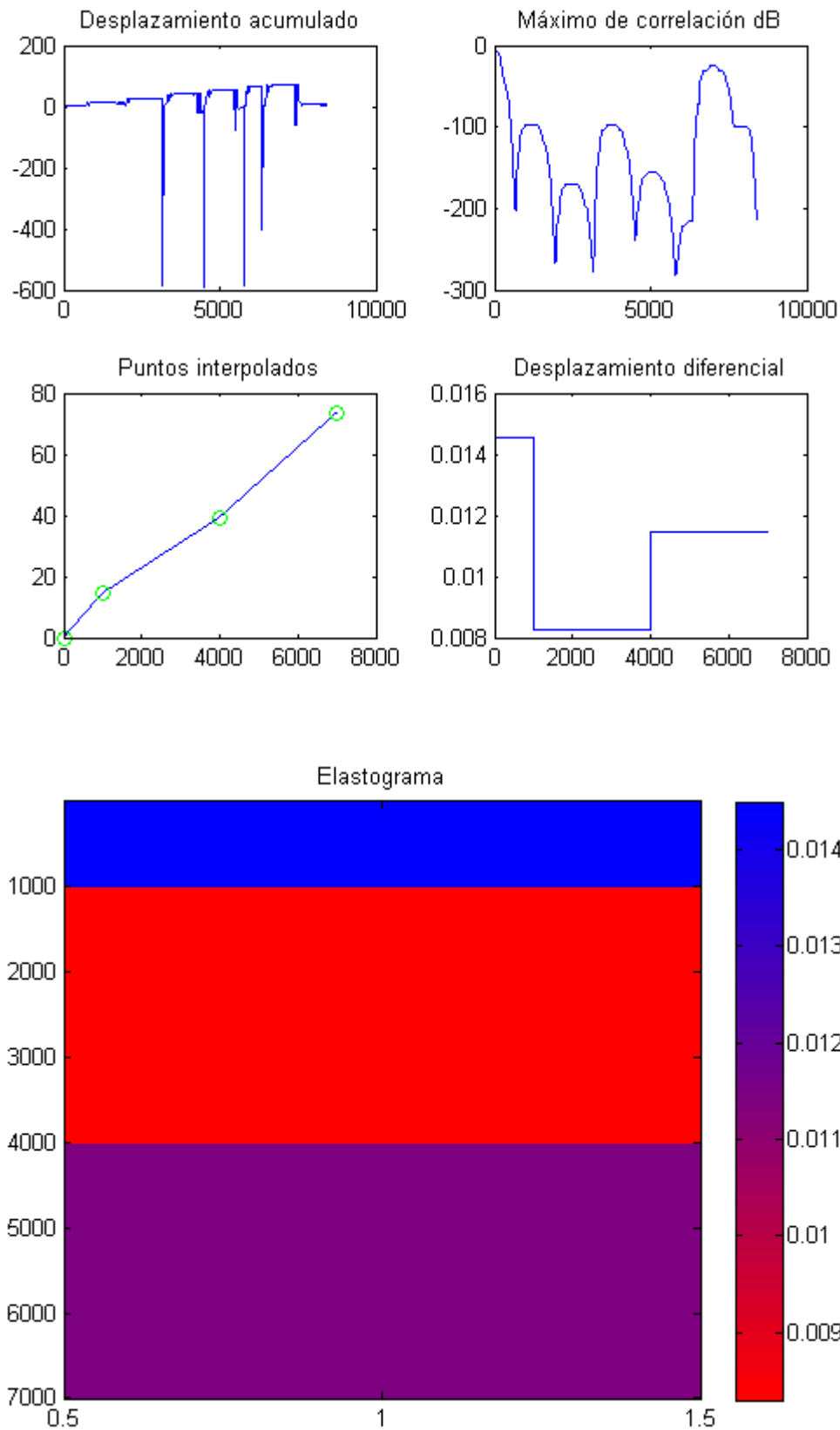


Figura 6.9: Resultados parciales y elastograma para la simulación 2.

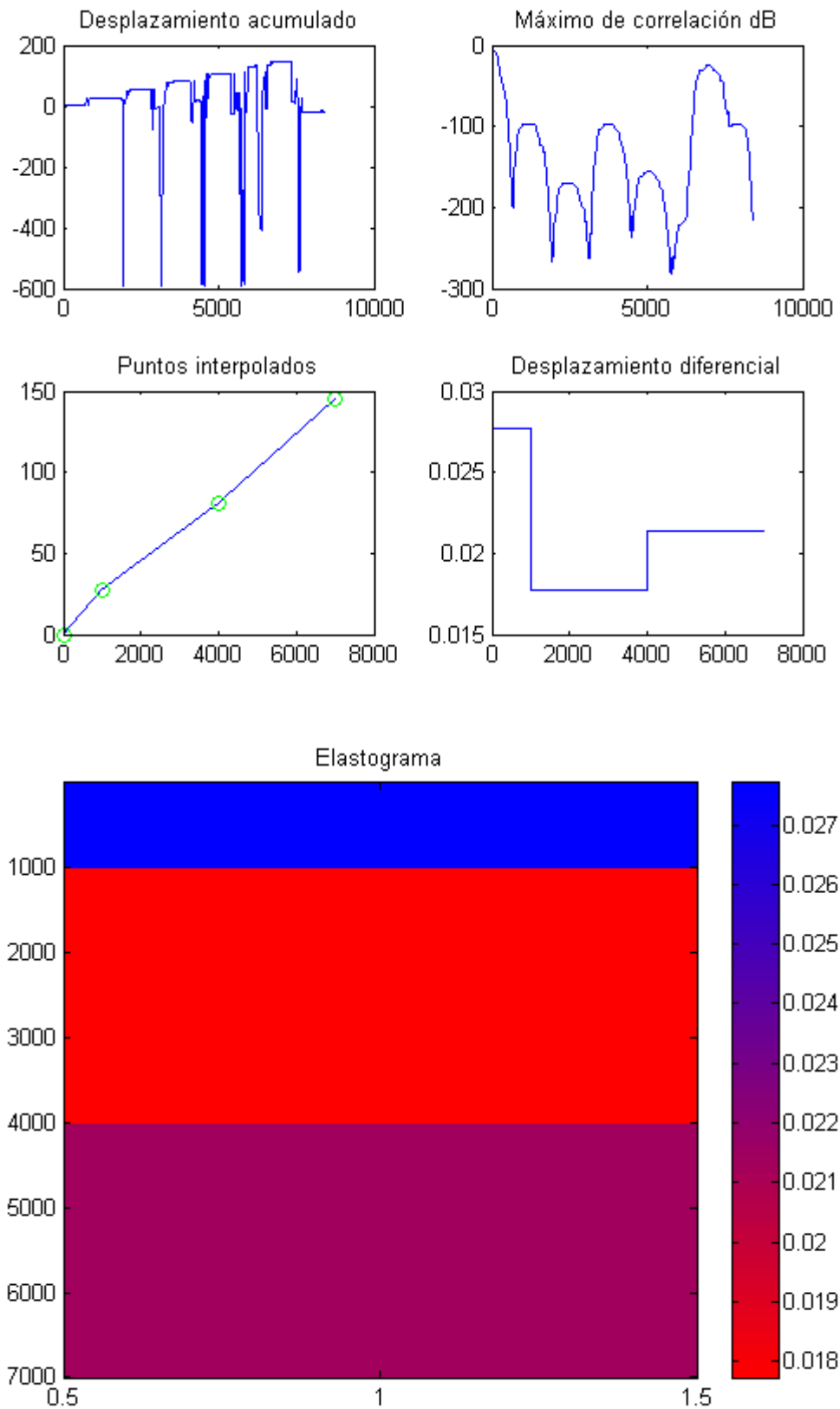


Figura 6.10: Resultados parciales y elastograma para la simulación 3.

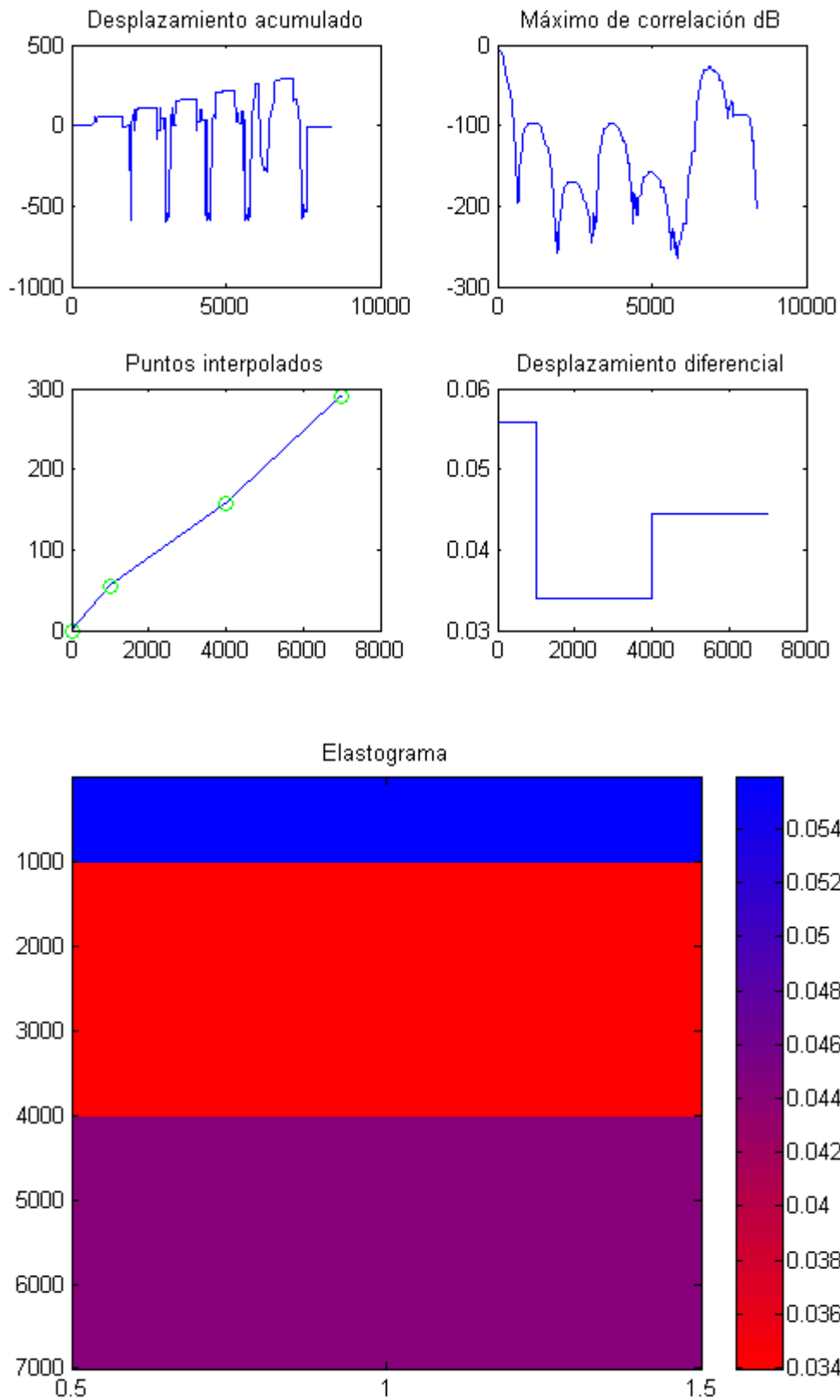


Figura 6.11: Resultados parciales y elastograma para la simulación 4.

6.4 Postprocesado de datos reales

Para comprobar que el programa de postprocesado detecta correctamente los desplazamientos realizaremos la comparación entre los resultados del programa y los resultados mediante el recuento manual. A continuación también se estudiará la influencia del tamaño de la ventana de correlación y se justificará el tamaño elegido. Finalmente se expondrán los elastogramas obtenidos.

6.4.1 Comparación de los resultados del programa con resultados de recuento manual

Para demostrar el correcto funcionamiento del programa de postprocesado de datos compararemos los resultados de la obtención del retraso acumulado obtenidos mediante el programa con los resultados obtenidos mediante recuento manual.

Una vez cargadas las señales de predeformación y postdeformación de la medida 1.1.1 ejecutaremos el programa, dejaremos la ventana que viene por defecto con unas 600 muestras de ancho.

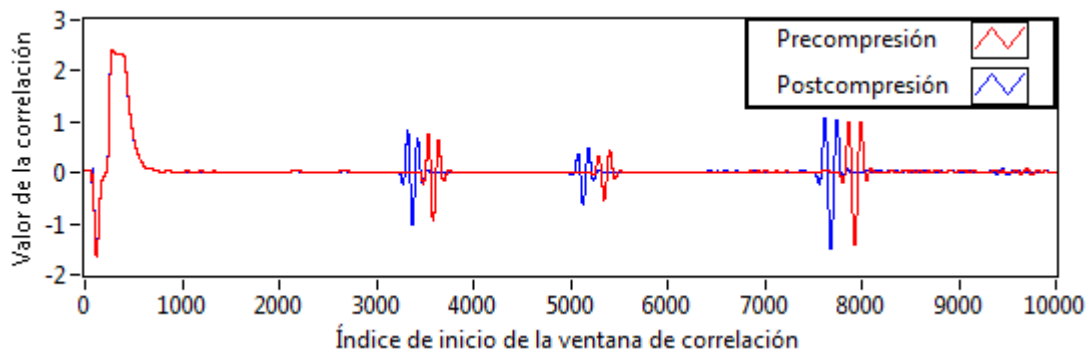


Figura 6.12: Señales de precompresión y postcompresión superpuestas.

En la señal de la figura anterior se observan cuatro zonas, la primera zona corresponde al pulso emitido y las otras tres a los ecos. Como es de esperar los pulsos emitidos se solapan perfectamente (ver principio de la señal) y la señal de postcompresión está desplazada respecto a la de precompresión. La señal obtenida a partir del valor máximo de todas las correlaciones también presenta cuatro picos que corresponde a las zonas descritas anteriormente.

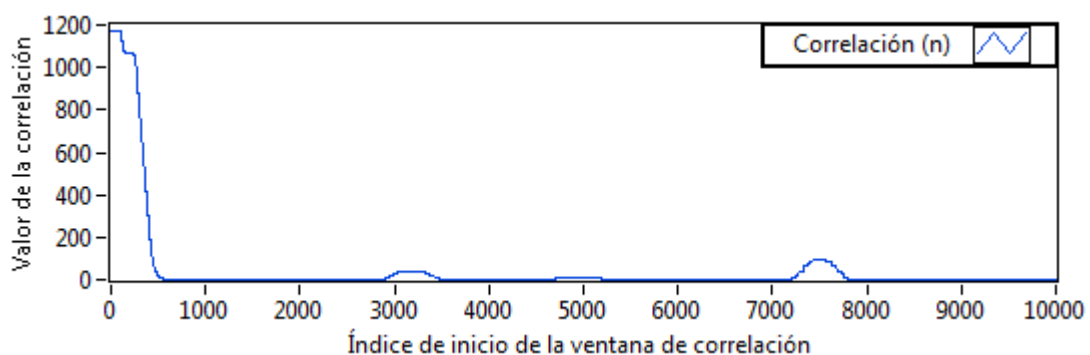


Figura 6.13: Valores de las correlaciones.

La siguiente señal que se va a analizar es la de los desplazamientos acumulados, resultado del desplazamiento de los picos de la función de correlación cruzada respecto del centro.

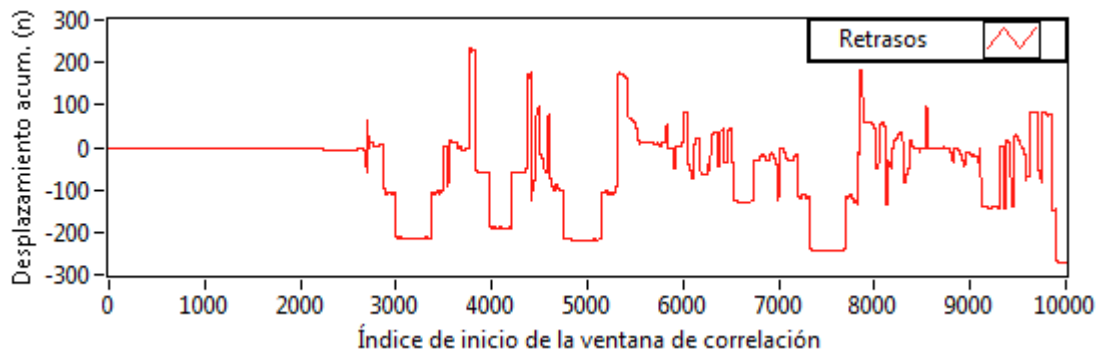


Figura 6.14: Desplazamiento acumulado.

En la señal de desplazamiento acumulado se observan varias zonas planas localizadas en las regiones que hemos comentado para las señales de predeformación y postdeformación y el valor de correlación. Si solapamos ambas señales se observa que algunas zonas planas corresponden con los picos de correlación. Por otra parte en la señal de desplazamientos acumulados presenta varios picos positivos y negativos, esto es debido a que los patrones de la señal se repiten y puede que tengan una correlación mayor para zonas lejanas al desplazamiento real. De antemano también se pueden descartar todos los picos positivos ya que si la señal se ha comprimido los picos necesariamente deben ser negativos, un pico positivo indica expansión en la señal o retraso. En el caso de la simulación la señal de correlación era de signo positivo, esto es debido al proceso de obtención de la posición del máximo (ver resultados de las simulaciones).

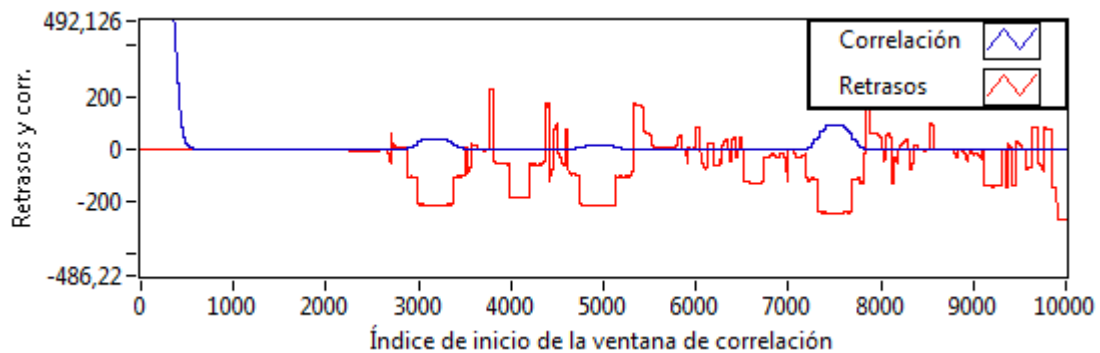


Figura 6.15: Señales solapadas.

Como se había comentado en su momento, una de las propiedades de la FCC como resultado cero si se aplica a dos conjuntos de valores aleatorios (ruido blanco). Estos valores cercanos a cero nos indicarán la validez de los retrasos calculados. Por tanto, descartaremos los valores de los retrasos que estén en zonas con un valor máximo de correlación igual o cercano a cero y tomaremos como válido aquellos valores que estén por encima de un umbral de valor del máximo de correlación.

En esta sección tomaremos como válidos los valores de retraso en aquellas zonas donde están los ecos de las señales y los picos de la señal de correlación. Mediante cursores obtendremos los valores de los

retrasos en las zonas donde existen máxima correlación y posteriormente los comparemos con la medida manual.

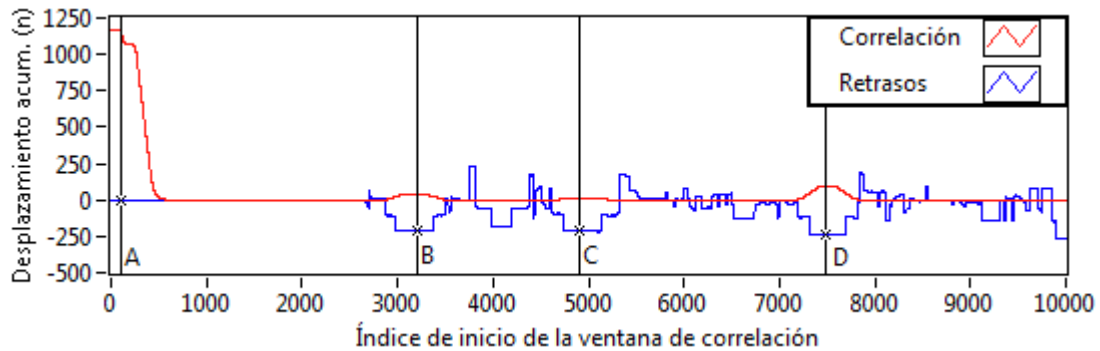


Figura 6.16: Señales solapadas con cursores.

Retrasos calculados por el programa		
	Índice	Valor
Cursor A	105	-0.5
Cursor B	3208	-214.5
Cursor C	4906	-217.5
Cursor D	7484	-244.5

Tabla 6.3: Retrasos calculados por el programa.

Para saber si los valores son correctos compararemos los valores obtenidos de forma programática (señal retrasos) con la diferencia de índices de patrones reconocibles de las señales precompresión y postcompresión.

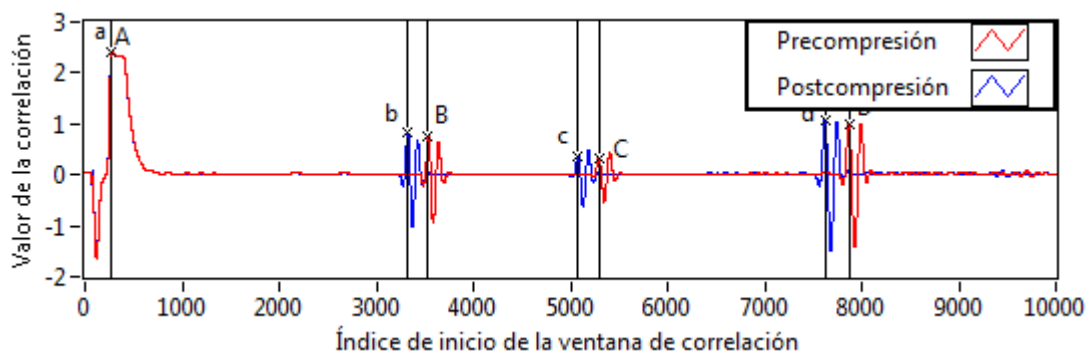


Figura 6.17: Señal completa con los cursores

Al igual que de forma programática hemos establecido cuatro zonas donde se pueden identificar los ecos. Procedemos a calcular la diferencia entre el índice de llegada del eco de precompresión (cursor en mayúscula) y el de postcompresión (cursor en minúscula).

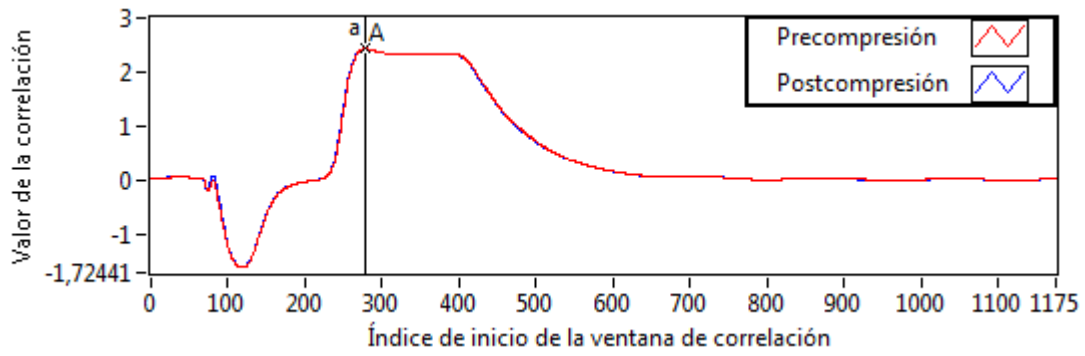


Figura 6.18: Zoom cursores A y a

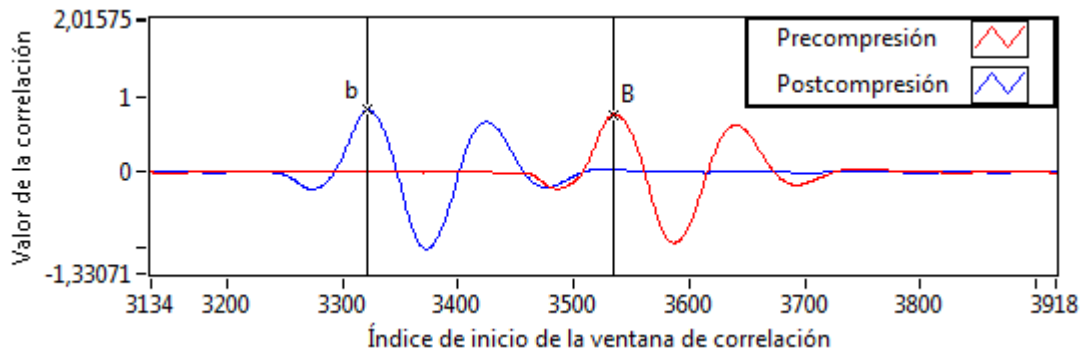


Figura 6.19: Zoom cursores B y b

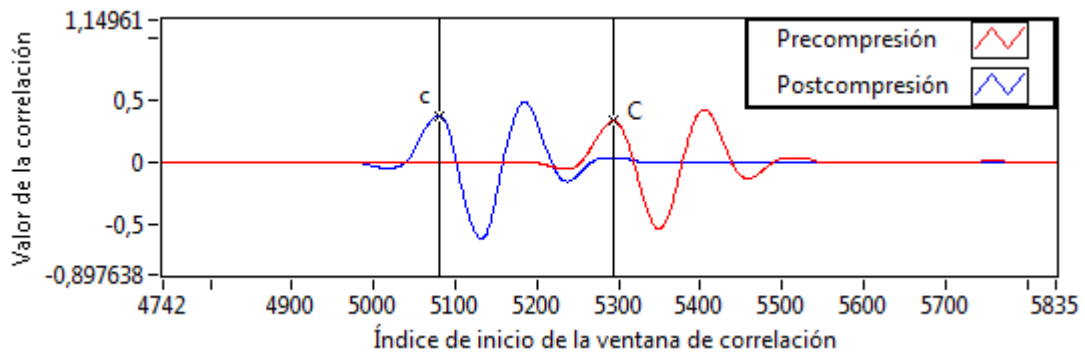


Figura 6.20: Zoom cursores C y c

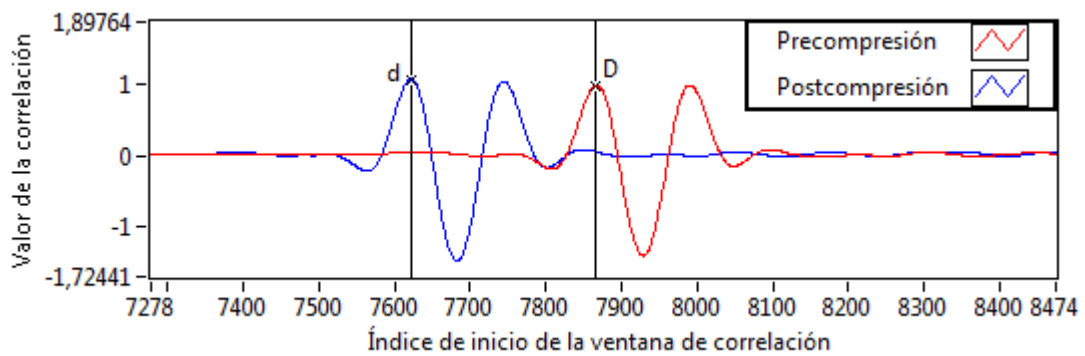


Figura 6.21: Zoom cursores D y d

Retrasos obtenidos de forma manual								
	Cursor A	Cursor a	Cursor B	Cursor b	Cursor C	Cursor c	Cursor D	Cursor d
Índice	278	278	3534	3322	5293	5080	7866	7623
Diferencia	a - B = 0		b - B = -212		c - C = -213		d - D = -243	

Tabla 6.4: Retrasos calculados de forma manual.

Comparación de los resultados			
	Programática	Manual	Diferencia
Zona A	-0.5	0	0.5
Zona B	-214.5	-212	2.5
Zona C	-217.5	-213	4.5
Zona D	-244.5	-243	1.5

Tabla 6.5: Comparación de los retrasos obtenidos por el programa con los retrasos calculados de forma manual.

Las diferencias entre los resultados obtenidos de forma programática y de forma manual es muy pequeña, 4.5 muestras a una frecuencia de muestreo de 100 MHz equivale a 40 ns. Al ser las diferencias tan pequeñas podemos decir que los resultados son válidos y los errores producidos son debidos a la colocación de los cursores.

6.4.2 Cálculo de la velocidad de propagación.

Un aspecto muy interesante es obtener la velocidad de propagación de las ondas acústicas ya que la finalidad del *phantom* es que sea lo más parecido posible a la de los tejidos humanos. Para ello hemos decido hacer las medidas en un *phantom* sencillo, en este caso la gelatina con la capa gruesa, ya que podremos identificar mejor las reflexiones.

En un primer lugar calculamos el tiempo transcurrido en muestras desde el envío del pulso hasta el fondo del *phantom*.

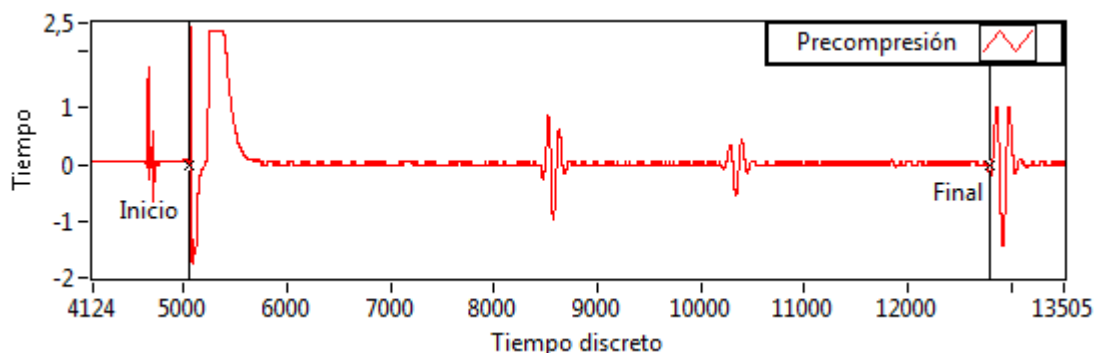


Figura 6.22: Identificación del inicio y el final de la señal.

Valores de los cursores		
	Inicio	Final
Índice	5052	12789
Diferencia	Final – Inicio = 7737	

Tabla 6.6: Duración del recorrido acústico en muestras.

Considerando el que los ecos han viajado dos veces la distancia hasta el obstáculo, la frecuencia de muestreo y las dimensiones de la gelatina obtenemos la siguiente relación:

$$c = \frac{2 \cdot d}{f_s \cdot \text{muestras}} \quad (6.1)$$

Dado el espesor del *phantom* que es de 6 cm y la cantidad de muestras podemos calcular la velocidad del sonido que es de **1550 m·s⁻¹**. Comparando con la tabla 1 podemos decir que la velocidad de propagación es muy cercana a la velocidad de propagación en tejidos humanos.

6.4.3 Elastogramas obtenidos a partir de datos reales

Casi todos los elastogramas obtenidos a partir de señales reales se asemejan al *phantom* del cual se han obtenido las señales. En aquellos casos que ha sido necesaria una ganancia mayor de señal los elastogramas presentaban algunas incoherencias, como zonas más duras. Este fenómeno ya se ha comentado en el apartado de ruido eléctrico introducido por el 500PR. El desplazamiento de que se observa entre el elastograma calculado y la imagen real (fotografía) es debido al recorte de la señal o al escalado de la fotografía.

En algunos casos se observan franjas de color del mismo tono, p. ej. medida 1.2.2.. Esto es debido a que el programa selecciona de forma automática los puntos de interpolación superiores a un umbral en los picos de los máximos de correlación. Puede que existan dos picos de máximos de correlación muy cercanos, dado a la presencia de señal, y que por ello se seleccionen dos puntos cercanos. Estos puntos son válidos ya que presentan las mismas características de elasticidad que los puntos cercanos. A mayor cantidad de puntos mayor cantidad de información.

Por último comentar que en la zona inferior de los elastogramas se detectan zonas donde la deformación es menor, p. ej. medida 1.1.2, esto se debe a la presencia de un campo de deformaciones, donde la deformación es mayor en la superficie (zona cercana al transductor compresor) que en las regiones más profundas.

En la siguiente tabla se recogen a modo de resumen los parámetros más importantes para el postprocesado.

Resumen de deformaciones, tamaños de <i>kernel</i> y ganancias.			
Medida	Deformación	Tamaño <i>kernel</i>	Ganancia
1.1.1	2 mm	600 muestras	4
1.1.2	4 mm	600 muestras	4
1.2.1	2 mm	600 muestras	4
1.2.2	4 mm	600 muestras	4
2.1.1	2 mm	600 muestras	4
2.1.2	4 mm	600 muestras	4
2.2.1	2 mm	600 muestras	4
2.2.2	4 mm	800 muestras	4
3.1.1	2 mm	800 muestras	7
3.1.2	4 mm	800 muestras	7
3.2.1	2 mm	400 muestras	7
3.2.2	4 mm	700 muestras	7
4.1	4 mm	600 muestras	7
4.2	7 mm	1000 muestras	7
4.3	12 mm	1000 muestras	7

Tabla 6.7: Resumen de deformaciones, tamaños de *kernel* y ganancias.

Para cada *phantom* se han capturados las señales de predeformación (deformación 0 mm) y deformación de 2 y 4 mm.

En el último caso, medida 4, se acoplaron dos *phantoms* para formar uno más grande. En ese caso fue necesaria una compresión mayor para que la deformación llegara al fondo del *phantom*. Una compresión excesiva hace que se pierda correlación de las señales para las capas superiores donde la deformación es mayor. También hace necesario el uso de ventanas mayores con lo que se pierde resolución espacial (1000 muestras).

En las medias 3.1.1, 3.1.2 y 3.2.1 se puede observar que el principio del elastograma (parte superior) muestra valores de poca deformación. Si nos fijamos, el parámetros que tienen las tres medidas en común es que la ganancia es de 7 en lugar de 4 como en las otras medidas. Al ser la ganancia más alta, también se introduce más ruido eléctrico, dando como resultado una información incorrecta.

Uno de los aspectos a resaltar del postprocesado es la detección automática de puntos para la interpolación, ya que solamente basta con fijar un umbral en el nivel de correlación.

Medida 1.1.1: Gelatina capa gruesa – Base ancha abajo y compresión 2 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0mm - gain 4 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	B1 - fs 100 M - dur 50 k - def 2mm - gain 4 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	15000
Compresión aplicada	2 mm
Ancho de la ventana de correlación	600
Umbral de detección de picos	12
Ancho de los picos	50 muestras

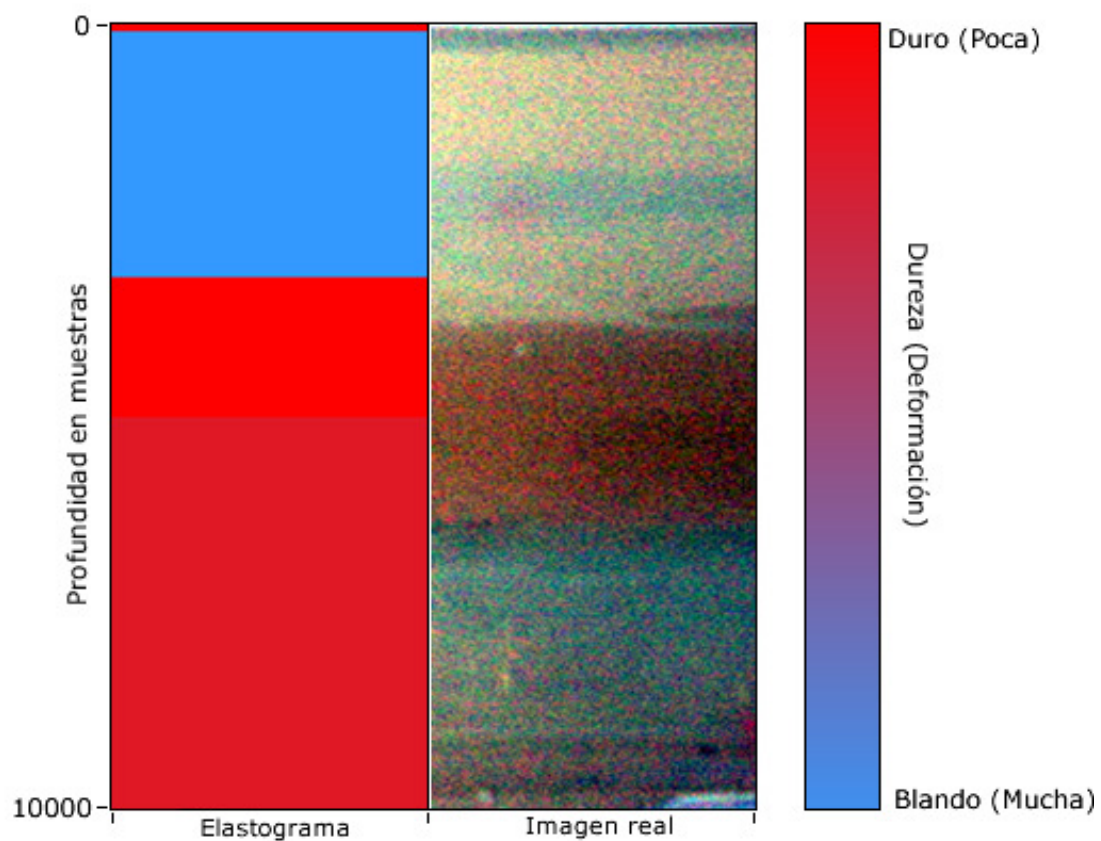


Figura 6.23: Comparación elastograma e imagen real para la medida 1.1.1.

Medida 1.1.2: Gelatina capa gruesa – Base ancha abajo y compresión 4 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0mm - gain 4 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	C1 - fs 100 M - dur 50 k - def 4mm - gain 4 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	15000
Compresión aplicada	4 mm
Ancho de la ventana de correlación	600
Umbral de detección de picos	8
Ancho de los picos	50 muestras

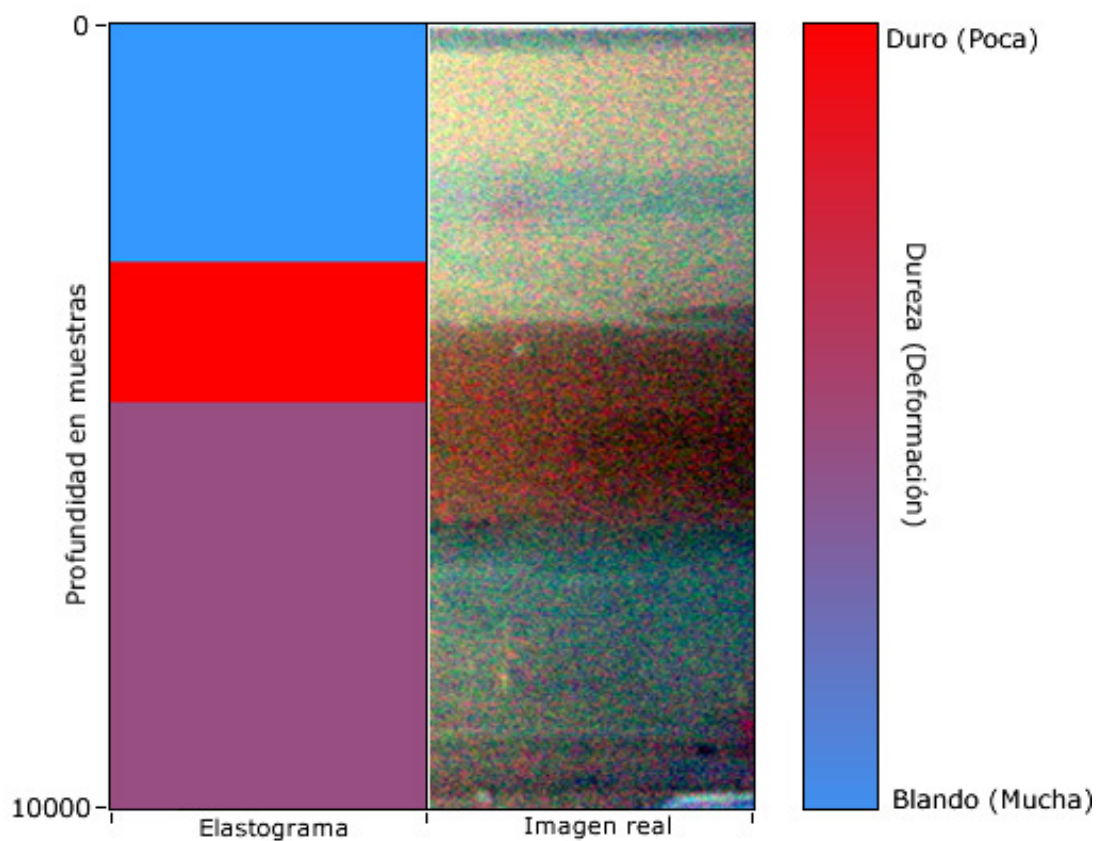


Figura 6.24: Comparación elastograma e imagen real para la medida 1.1.2.

Medida 1.2.1: Gelatina capa gruesa – Base ancha arriba y compresión 2 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0mm - gain 4 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	B1 - fs 100 M - dur 50 k - def 2 mm - gain 4 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	15000
Compresión aplicada	2 mm
Ancho de la ventana de correlación	600
Umbral de detección de picos	8
Ancho de los picos	50 muestras

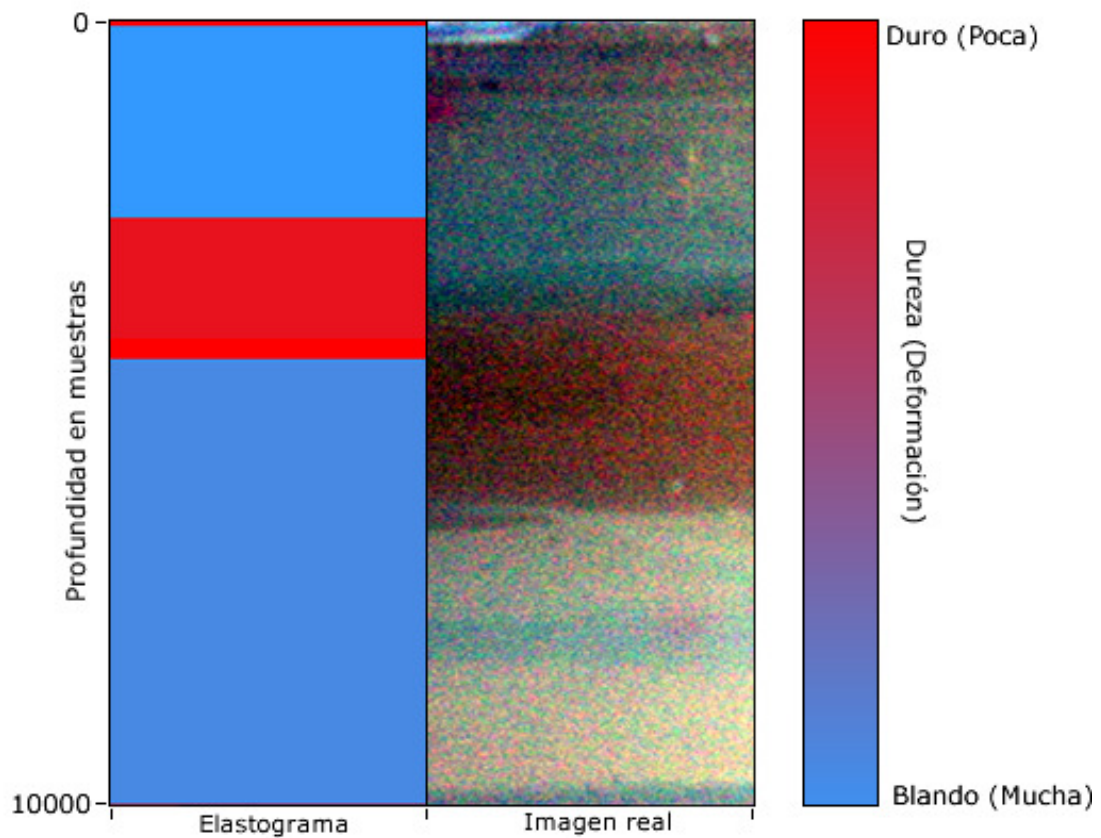


Figura 6.25: Comparación elastograma e imagen real para la medida 1.2.1.

Medida 1.2.2: Gelatina capa gruesa – Base ancha arriba y compresión 4 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0mm - gain 4 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	C1 - fs 100 M - dur 50 k - def 4 mm - gain 4 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	15000
Compresión aplicada	4 mm
Ancho de la ventana de correlación	600
Umbral de detección de picos	12
Ancho de los picos	50 muestras

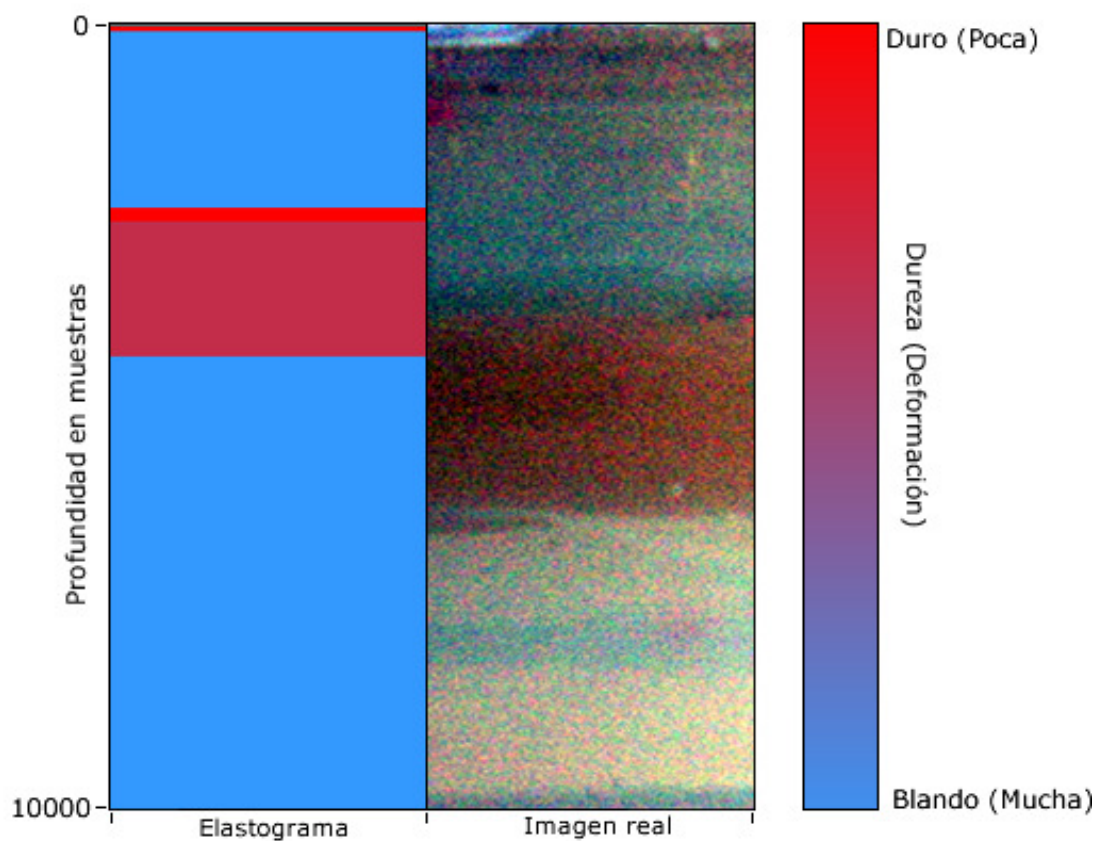


Figura 6.26: Comparación elastograma e imagen real para la medida 1.2.2.

Medida 2.1.1: Gelatina capas gruesas – Base ancha abajo y compresión 2 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0mm - gain 4 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	B1 - fs 100 M - dur 50 k - def 2 mm - gain 4 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	15000
Compresión aplicada	2 mm
Ancho de la ventana de correlación	600
Umbral de detección de picos	14
Ancho de los picos	200 muestras

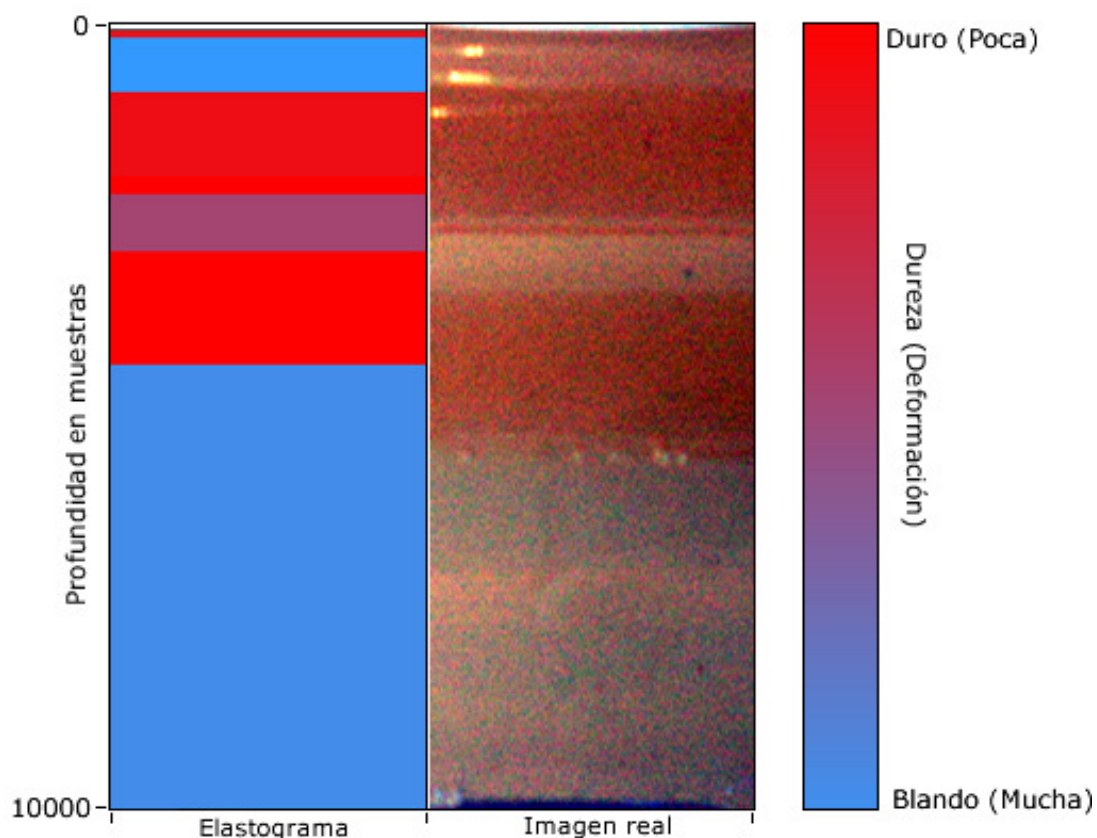


Figura 6.27: Comparación elastograma e imagen real para la medida 2.1.1.

Medida 2.1.2: Gelatina capas gruesas – Base ancha abajo y compresión 4 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0mm - gain 4 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	C1 - fs 100 M - dur 50 k - def 4 mm - gain 4 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	15000
Compresión aplicada	4 mm
Ancho de la ventana de correlación	800
Umbral de detección de picos	12
Ancho de los picos	50 muestras

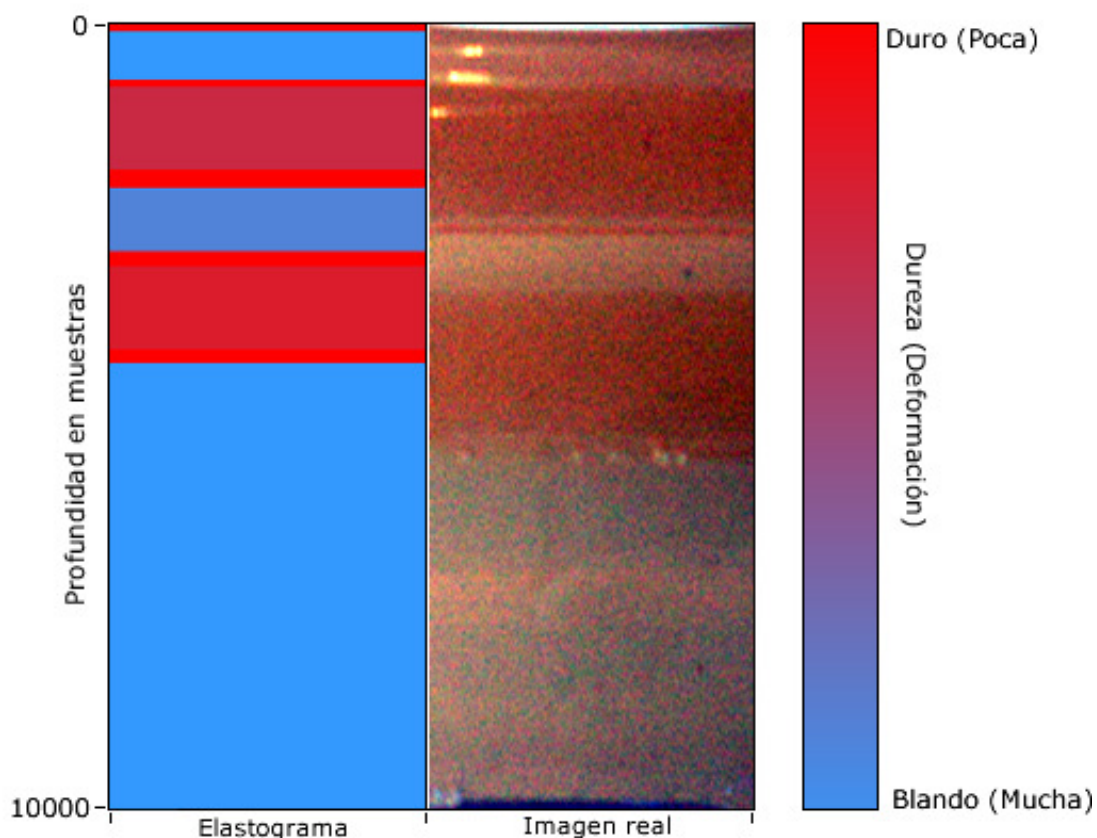


Figura 6.28: Comparación elastograma e imagen real para la medida 2.1.2.

Medida 2.2.1: Gelatina capas gruesas – Base ancha arriba y compresión 2 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0mm - gain 4 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	B1 - fs 100 M - dur 50 k - def 2 mm - gain 4 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	15000
Compresión aplicada	2 mm
Ancho de la ventana de correlación	600
Umbral de detección de picos	14
Ancho de los picos	200 muestras

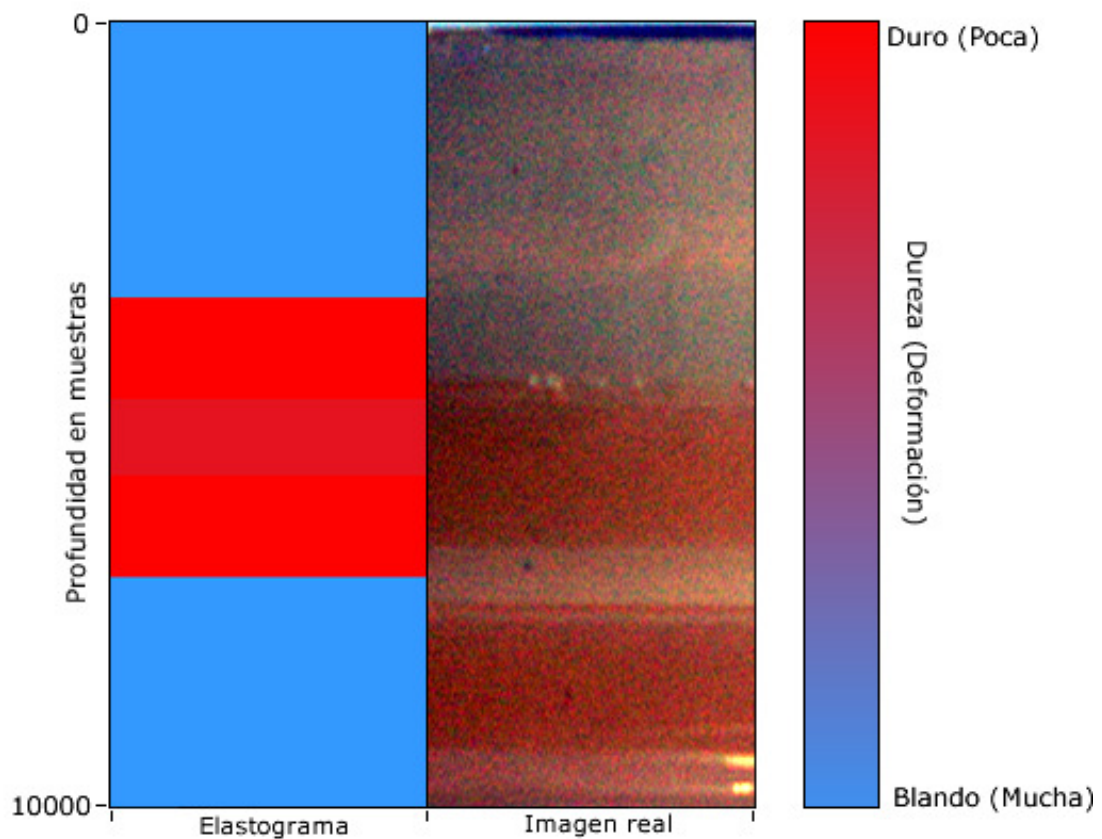


Figura 6.29: Comparación elastograma e imagen real para la medida 2.2.1.

Medida 2.2.2: Gelatina capas gruesas – Base ancha arriba y compresión 4 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0mm - gain 4 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	B1 - fs 100 M - dur 50 k - def 2 mm - gain 4 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	15000
Compresión aplicada	4 mm
Ancho de la ventana de correlación	800
Umbral de detección de picos	12
Ancho de los picos	50 muestras

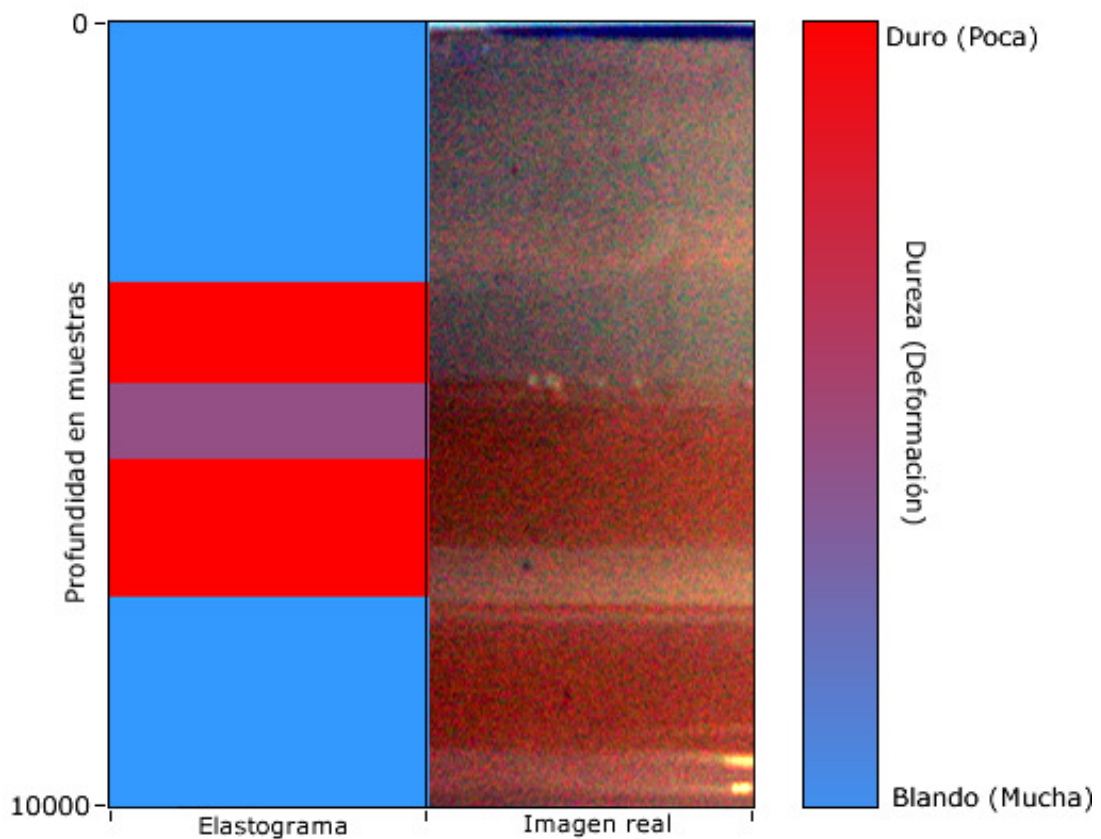


Figura 6.30: Comparación elastograma e imagen real para la medida 2.2.2.

Medida 3.1.1: Gelatina capas finas – Base ancha abajo y compresión 2 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	B1 - fs 100 M - dur 50 k - def 2mm - gain 7 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	14000
Compresión aplicada	2 mm
Ancho de la ventana de correlación	800
Umbral de detección de picos	4
Ancho de los picos	200 muestras

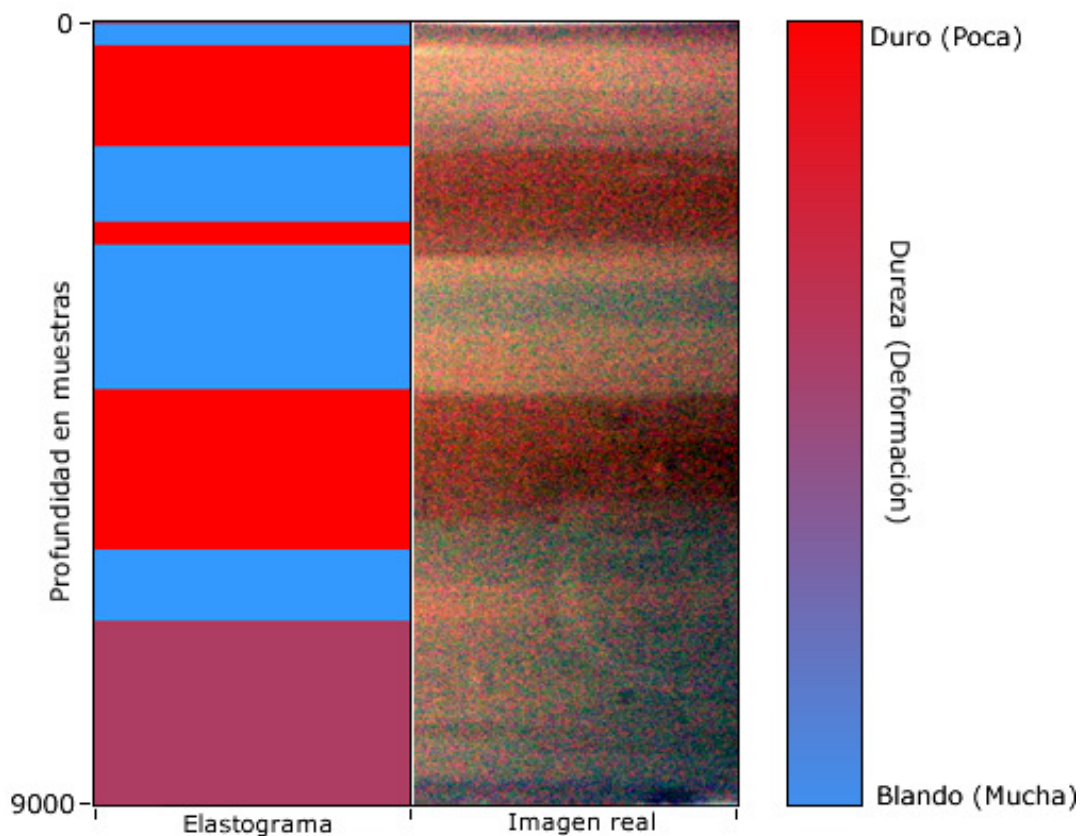


Figura 6.31: Comparación elastograma e imagen real para la medida 3.1.1.

Medida 3.1.2: Gelatina capas finas – Base ancha abajo y compresión 4 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	C1 - fs 100 M - dur 50 k - def 4 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	14000
Compresión aplicada	4 mm
Ancho de la ventana de correlación	800
Umbral de detección de picos	4
Ancho de los picos	200 muestras

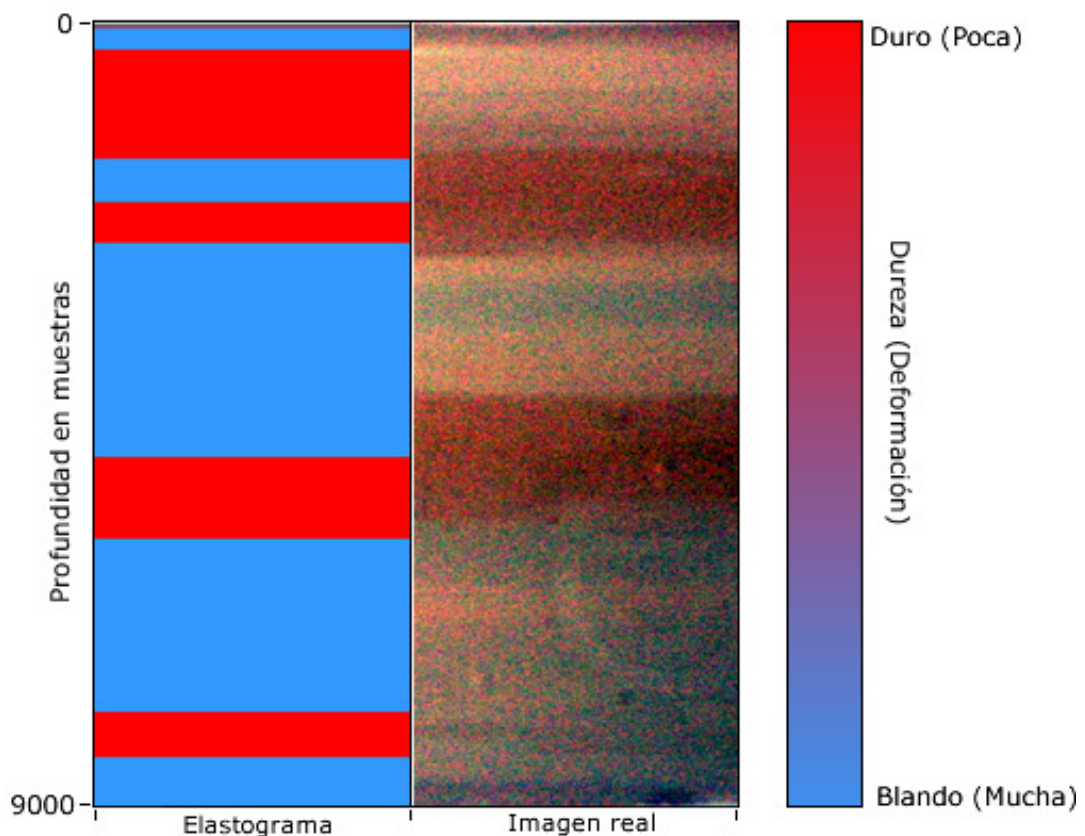


Figura 6.32: Comparación elastograma e imagen real para la medida 3.1.2.

Medida 3.2.1: Gelatina capas finas – Base ancha arriba y compresión 2 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	B1 - fs 100 M - dur 50 k - def 2 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	14000
Compresión aplicada	2 mm
Ancho de la ventana de correlación	400
Umbral de detección de picos	4
Ancho de los picos	200 muestras

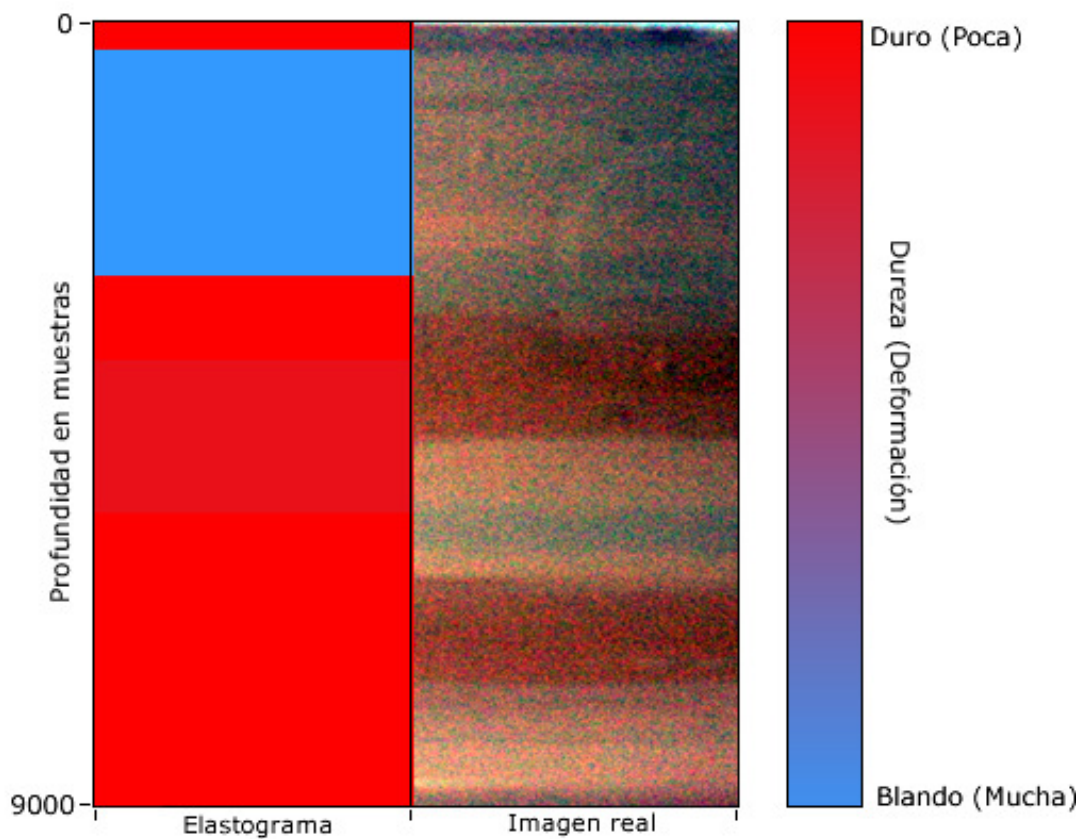


Figura 6.33: Comparación elastograma e imagen real para la medida 3.2.1.

Medida 3.2.2: Gelatina capas finas – Base ancha abajo y compresión 4 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	C1 - fs 100 M - dur 50 k - def 4 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	14000
Compresión aplicada	4 mm
Ancho de la ventana de correlación	700
Umbral de detección de picos	100
Ancho de los picos	200 muestras

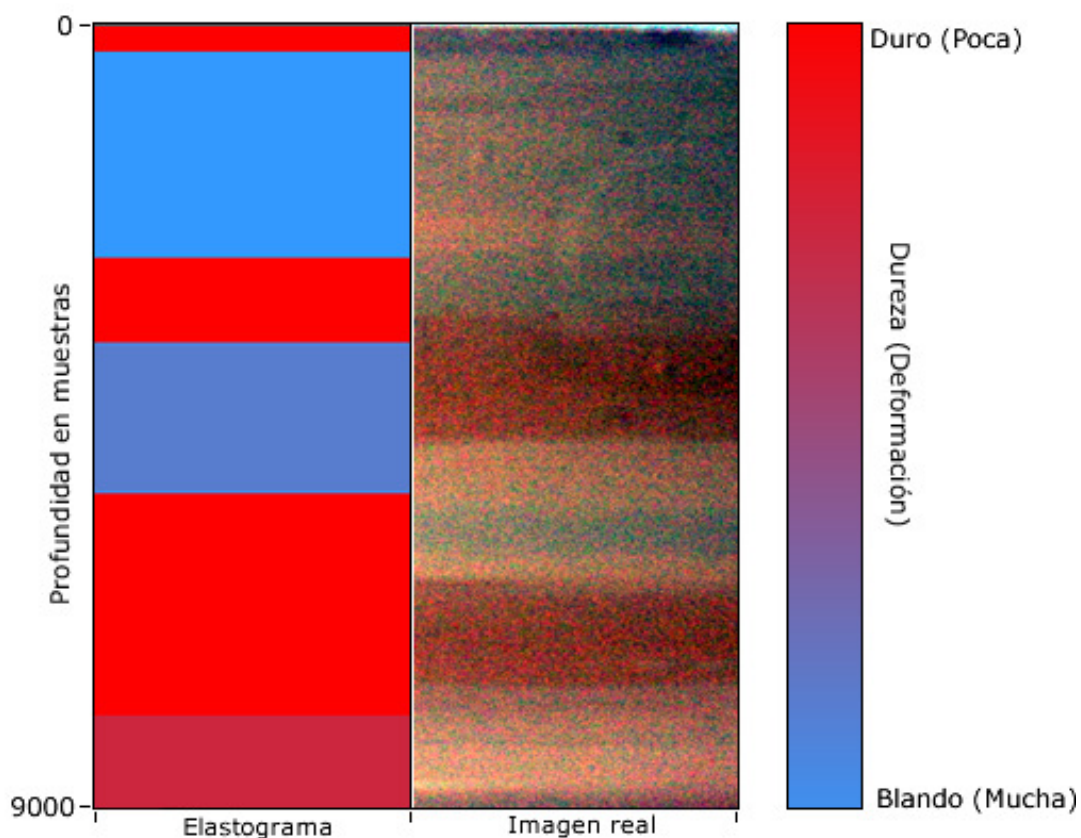


Figura 6.34: Comparación elastograma e imagen real para la medida 3.2.2.

Medida 4.1: Doble gelatina – Compresión 4 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	B1 - fs 100 M - dur 50 k - def 4 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	21000
Compresión aplicada	4 mm
Ancho de la ventana de correlación	1000
Umbral de detección de picos	50
Ancho de los picos	200 muestras

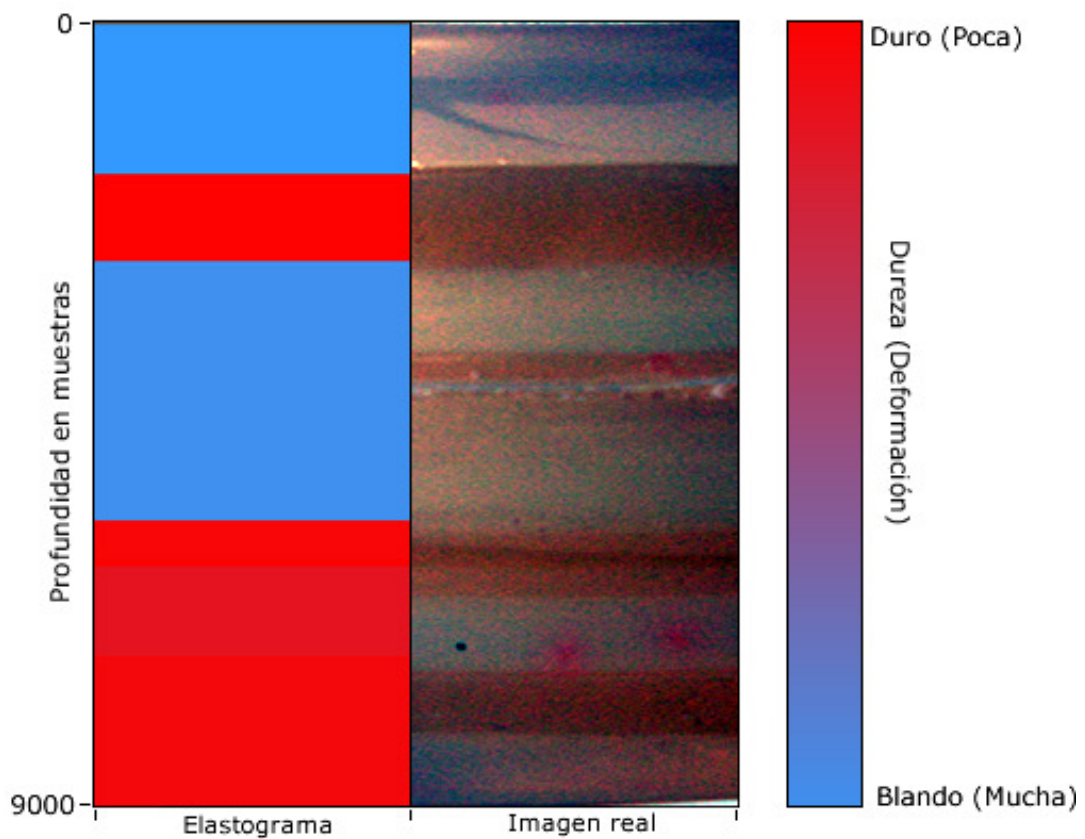


Figura 6.35: Comparación elastograma e imagen real para la medida 4.1.

Medida 4.2: Doble gelatina – Compresión 7 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	C1 - fs 100 M - dur 50 k - def 7 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	21000
Compresión aplicada	7 mm
Ancho de la ventana de correlación	1000
Umbral de detección de picos	100
Ancho de los picos	300 muestras

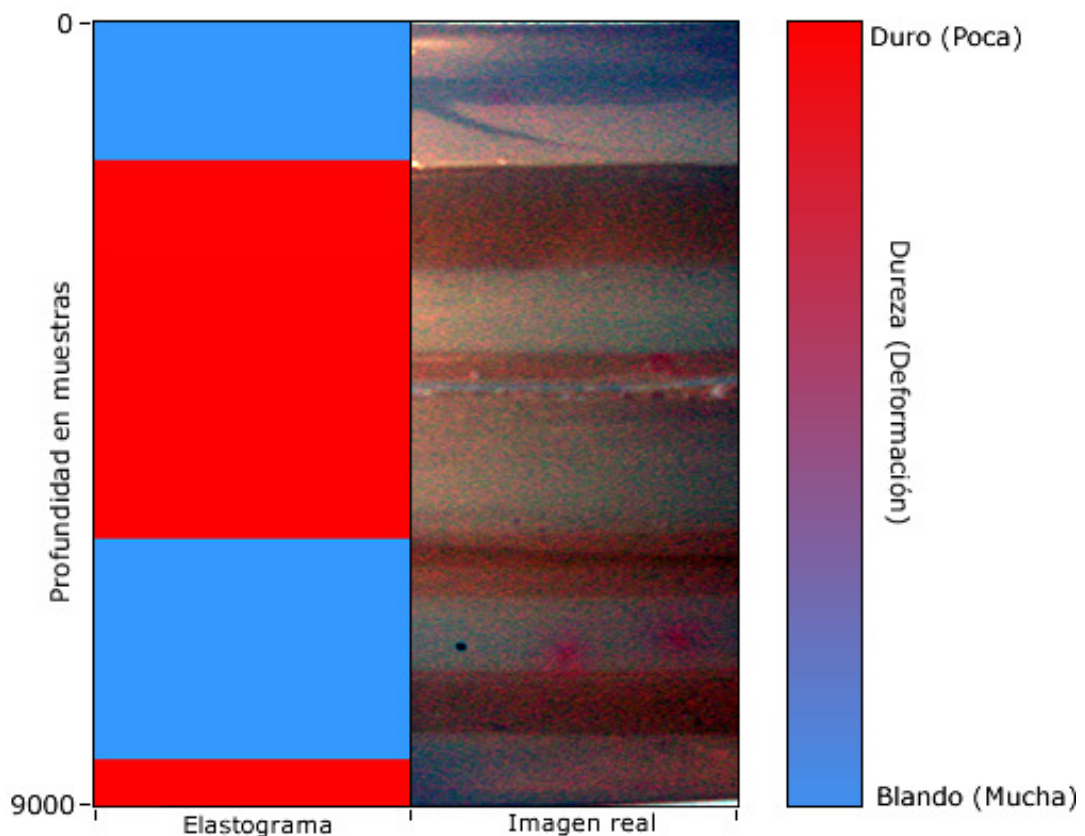


Figura 6.36: Comparación elastograma e imagen real para la medida 4.2.

Medida 4.3: Doble gelatina – Compresión 12 mm

Tipo de señal	Nombre del archivo
Señal predeformación:	A1 - fs 100 M - dur 50 k - def 0 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm
Señal postdeformación:	D1 - fs 100 M - dur 50 k - def 12 mm - gain 7 - damping 0_001.lvm

Parámetros y valores del postprocesado	
Parámetro	Valor
Intervalos de recorte (índices)	
Inicio	5000
Fin	21000
Compresión aplicada	12 mm
Ancho de la ventana de correlación	1000
Umbral de detección de picos	40
Ancho de los picos	200 muestras

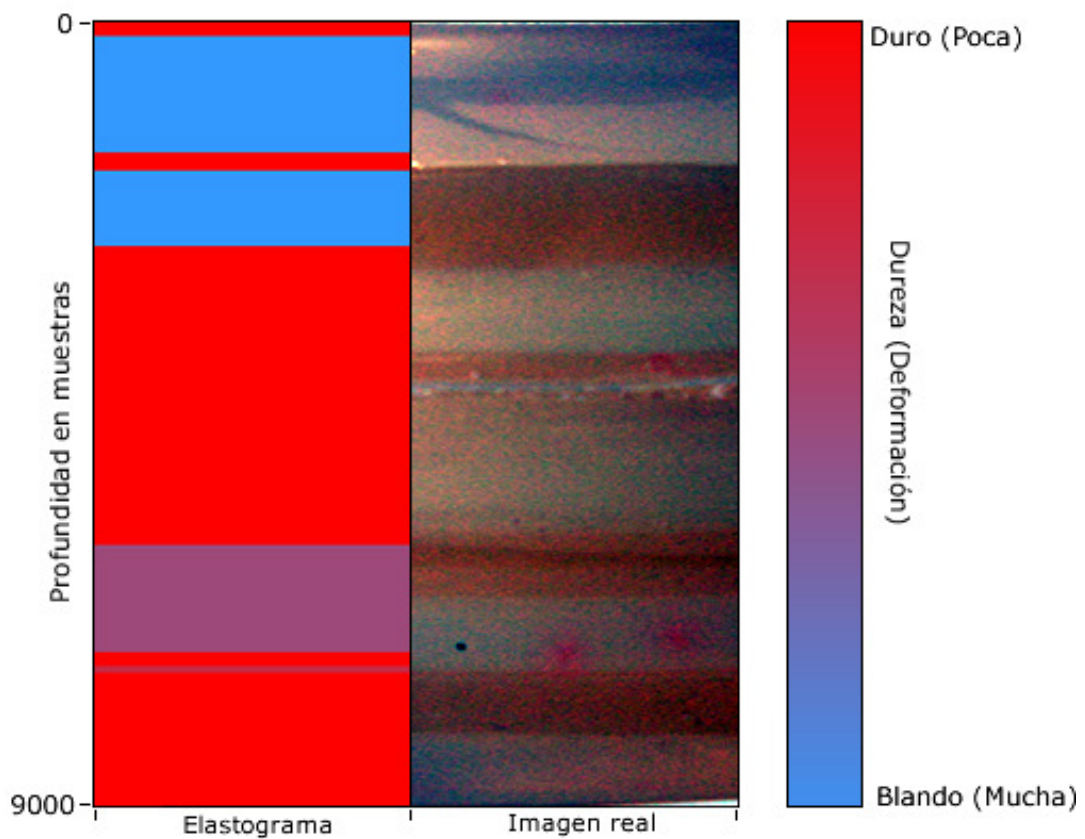


Figura 6.37: Comparación elastograma e imagen real para la medida 4.3.

6.4.4 Influencia del tamaño del *kernel* en la determinación de los retrasos

En esta sección se detallarán de forma breve la influencia del tamaño del *kernel* en la determinación de los retrasos para la obtención de la imagen elastográfica.

Resumen de los tamaños de <i>kernel</i>	
Deformación 2mm	Deformación 4 mm
100	100
200	200
400	400
600	600
800	800
1000	1000
1600	1600
3200	3200
6400	6400
1000	1000

Tabla 6.8: Resumen de los tamaños de *kernel*.

En los casos que se utilizan *kernels* pequeños en la señal de desplazamiento acumulado aparecen muchos picos y ambigüedades. A medida que el tamaño del *kernel* aumenta van apareciendo zonas planas o mesetas donde el desplazamiento se mantiene constante. A partir de tamaños de unas 550 muestras, para este trabajo, se puede decir que el tamaño de las mesetas en la señal de desplazamiento acumulado es suficiente para poder seleccionar de forma automática, a partir del nivel de correlación, los puntos para la interpolación.

Para tamaños muy grandes de *kernel* se obtienen mesetas muy anchas con el mismo nivel de desplazamiento. Esto es debido a que las ventanas de correlación abarcan un mismo patrón, con mucho nivel, y si las dos van desplazándose el desplazamiento permanece constante. Esta meseta se extenderá hasta que se abarque con el *kernel* otro patrón.

Finalmente debemos decir que la señal de desplazamiento acumulado debe ser considerada conjuntamente con la señal de máximos de correlación. La señal de máximos de correlación nos indicará la validez de las zonas de desplazamiento acumulado. El tamaño de la ventana debe ser suficiente para que abarquen dos patrones reconocibles, con la suficiente información para que se puedan considerar únicos y se puedan correlar ambas ventas.

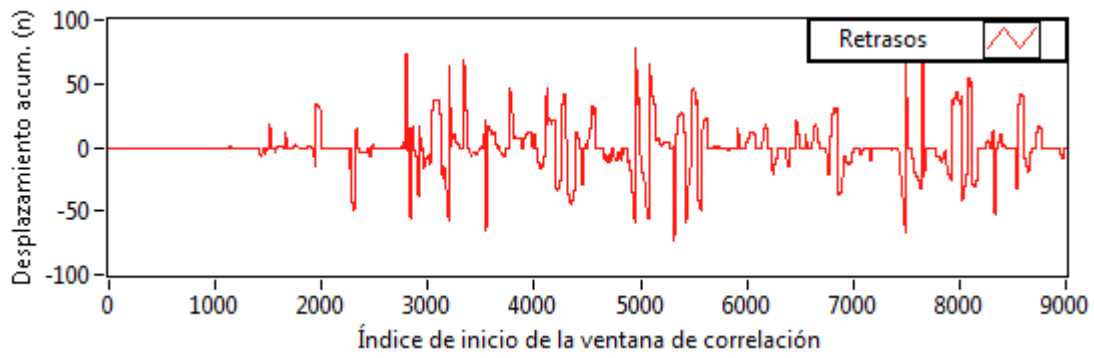


Figura 6.38: Desplazamiento acumulado calculado con un *kernel* de 100 muestras.

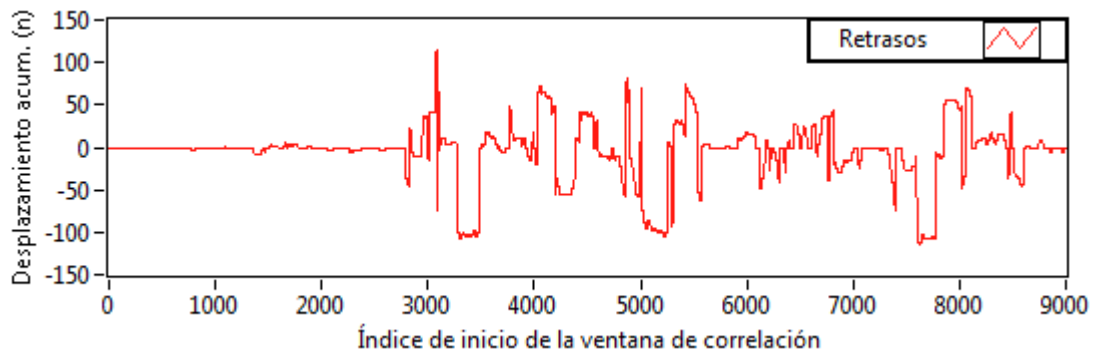


Figura 6.39: Desplazamiento acumulado calculado con un *kernel* de 200 muestras.

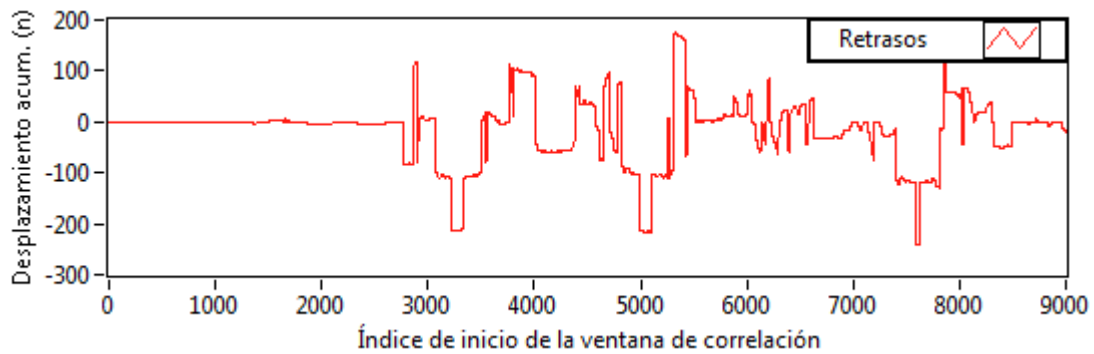


Figura 6.40: Desplazamiento acumulado calculado con un *kernel* de 400 muestras.

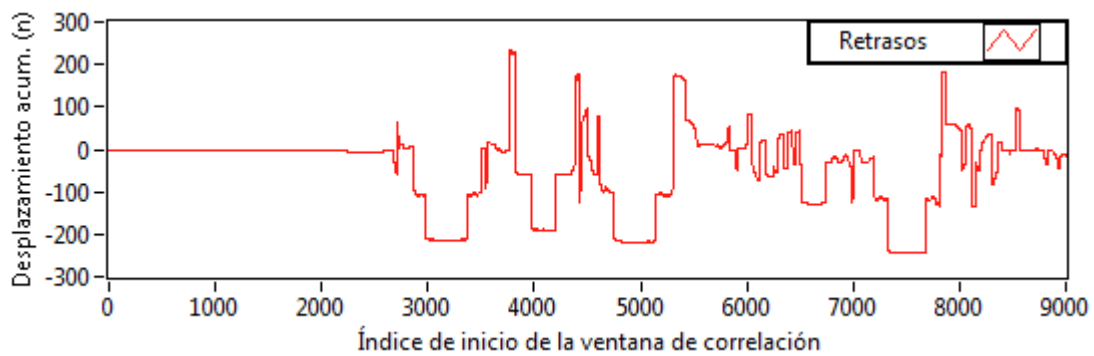


Figura 6.41: Desplazamiento acumulado calculado con un *kernel* de 600 muestras.

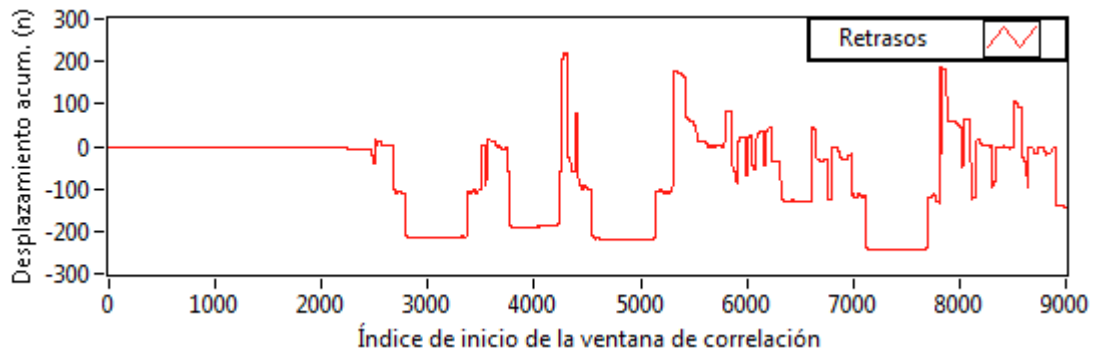


Figura 6.42: Desplazamiento acumulado calculado con un *kernel* de 800 muestras.

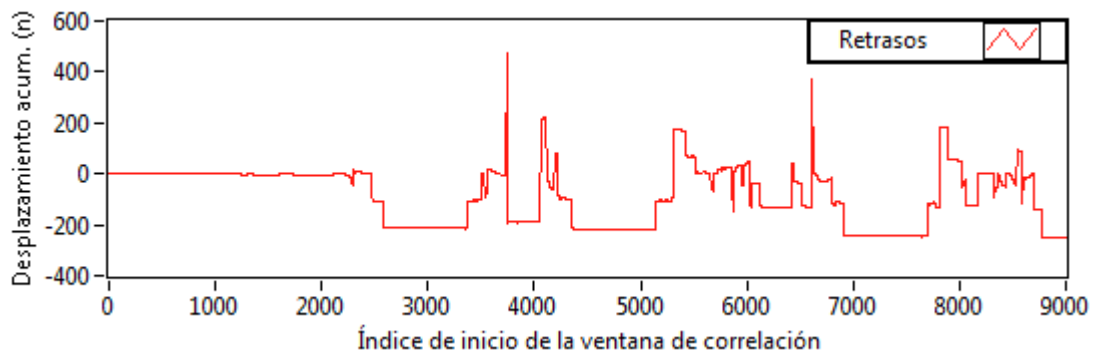


Figura 6.43: Desplazamiento acumulado calculado con un *kernel* de 1000 muestras.

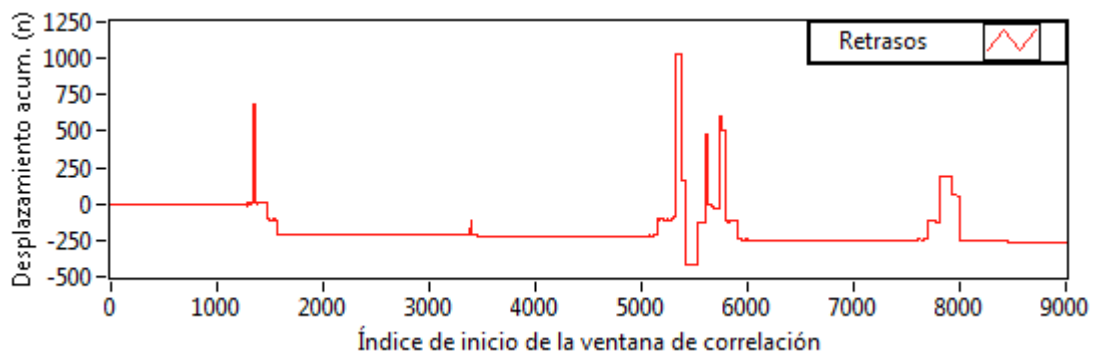


Figura 6.44: Desplazamiento acumulado calculado con un *kernel* de 2000 muestras.

6.5 Conclusiones

Este trabajo ha servido para profundizar en el campo de las pruebas no destructivas mediante ultrasonidos y para aplicar los conocimientos adquiridos durante los estudios. Esto ha supuesto repasar y buscar información sobre los fenómenos relacionados con los ultrasonidos y las propiedades de los materiales. Además, ha sido necesaria la documentación sobre las técnicas elastográficas y formas de obtener información de señales (funciones y algoritmos). Casi todos los artículos consultados obvian los pasos de la obtención de la deformación y se centran en su tema principal de estudio, como la corrección del desplazamiento lateral, múltiples resoluciones, técnicas relacionadas con la mejora de las señales e identificación de patrones.

A parte de la búsqueda de información sobre la propagación de ultrasonidos o elastografía, también ha sido necesaria la familiarización con el entorno de programación LabVIEW. Se ha aprendido a utilizar el entorno de programación LabVIEW y adquirido cierta habilidad para la creación de programas utilizando varias guías de estudio [28, 29] y documentos web. Esta se podría considerar una de las partes que más tiempo ha consumido ya que ha supuesto el aprendizaje desde cero ya que en la carrera no se ha utilizado apenas este entorno de programación. Una de las dificultades encontradas durante el aprendizaje en el manejo de LabVIEW ha sido el cambio del lenguaje de programación escrito al lenguaje de programación gráfico o también denominado lenguaje G. LabVIEW ha demostrado ser una poderosa herramienta en la captura y postprocesado de datos. Además de disponer de una gran cantidad de funciones que permiten acelerar el proceso de programación, como son: filtros frecuenciales, interpolaciones o la detección de picos. Salvando las dificultades iniciales, se puede considerar LabVIEW como una poderosa herramienta para el trabajo en laboratorio tanto como para usuarios noveles o avanzados.

Durante la creación de los programas de captura y postprocesado se han creado numerosas versiones. El programa de captura no ha sufrido modificaciones importantes desde su primera versión. El programa de postprocesado es el que más revisiones ha sufrido. Durante la creación del programa se han probado varias técnicas de búsqueda e identificación de patrones, como la utilización del factor de correlación en las primeras versiones. Aunque el programa final de postprocesado disponga de varias ventanas de visualización, muchas de ellas pueden ser omitidas ya que su única función es controlar y visualizar las señales intermedias resultantes de las operaciones realizadas, p. ej. los correlogramas.

Referente al uso de MATLAB, podemos decir que ha sido muy útil en cuanto a la programación de la simulación ya que se han trabajado con ecuaciones diferenciales y no se ha tenido que interaccionar con ninguna maquinaria. Mediante la simulación se han podido capturar señales muy parecidas a las obtenidas en los casos reales y el postprocesado también ha dado resultados muy similares. En cuanto a los valores obtenidos de deformación, estos dependerán de la frecuencia de muestreo, de la cantidad de deformación y de la profundidad. Este modelo simulado y sus resultados nos han permitido comprender el funcionamiento de la función de correlación cruzada y los resultados obtenidos. La ausencia de ruido eléctrico también ha sido un factor importante para la correcta obtención del elastograma.

Otro aspecto muy importante ha sido la creación de *phantoms* ya que sin ellos no hubiese sido posible la captura de señales. Como ya se ha comentado en la sección 6.1, los *phantoms* creados con gelatinas son una alternativa rápida y económica en cuanto a los *phantoms* comerciales.

La capacidad de describir la deformación en los materiales depende de la cantidad de información y de la complejidad de las señales con las que estudiamos los cuerpos. En nuestro caso la señal utilizada ha sido un pulso ultrasónico de algunos ciclos de duración. La señal que hemos estudiado ha sido una sola línea de radiofrecuencia, la cual nos da información sobre los tiempos de llegada del pulso. Una de las principales dificultades ha sido la presencia de ambigüedades o discontinuidades en la señal de deformación acumulada. Esto ha hecho que se hayan tenido que probar varios tamaños de ventana y modificar algunos parámetros de la señal, como p. ej. la ganancia o la amortiguación. El eco producido por una capa u obstáculo será muy similar al producido por otra capa u obstáculo, además si el *kernel* abarca ambos ecos, se pueden producir dichas ambigüedades o errores en la identificación del desplazamiento. Suponemos que en imágenes ultrasónicas con varias líneas de radiofrecuencia (imagen en 2D) será más fácil identificar el desplazamiento de las señales ya que se dispone más información y es más difícil, o menos frecuente, que los patrones se repitan en intervalos cercanos.

Finalmente, podemos concluir que la obtención de elastogramas a partir de modelos reales y con el programa de postprocesado se reduce a la captura de los datos y al control de unos pocos parámetros. Además supone la familiarización con algunas técnicas no destructivas, el tratamiento de señales y las propiedades de los materiales.

Para futuros trabajos se propone:

1. Adquirir un emisor y receptor de señales ultrasónicas que permita controlar el tipo de señal y adquirir imágenes en dos dimensiones.
2. Fabricación de un dispositivo que permita controlar la cantidad de deformación.
3. Obtener muestras o *phantoms* más complejos.
4. Optimizar los algoritmos de *block matching* para reducir coste computacional y reducir ambigüedades.
5. Obtener elastogramas a tiempo real.

- [1] J. OPHIR, I. CÉSPEDES, H. PONNEKANTI, Y oYAZDIA and X. Li. *Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues*. Ultrasonics Laboratory Department of Radiology University of Texas Medical School Houston
- [2] KROUSKOP T. A. *Tissue property measurement - modulus, stiffness and scale*. Ultrasonics Technical University of Delft, The Netherlands, 2001
- [3] A V PATIL, C D GARSON y J A HOSSACK. *3D prostate elastography: algorithm, simulations and experiments*. Biomedical Engineering, University of Virginia, Charlottesville, VA 22903, USA. Mayo 2007
- [5] RONALD O. BUDE , RONALD S. ADLER. *An easily, made low-cost, tissue-like ultrasound pahntom material*. J Clin Ultrasound 23:271-273, Mayo 1995
- [6] SEAN SWEETMAN; BPHARM; MRPHARMS. *Martindale. Guía completa de consulta farmacoterapéutica. 3ª edición*. Pharmaceutical Press . Marchio editoriale della Royal Pharmaceutical Society of Great Britain
- [7] PEREIRA NEVES, L. *Otimização do algoritmo de block matching aplicado a estudos elastográficos*. Universidade de Sao Paolo. FFCLRP – Departamento de física e matemática. Riberáo Preto – SP 2007
- [8] VEERDHAVAL V. MAHAJAN. *Ultrasonic elastography measurements of the mechanical properties of porcine coronary vessel walls*. Georgia Institute of Techonology. Agosto 2005
- [9] A V PATIL, C D GARSON y J A HOSSACK. *3D prostate elastography: algorithm, simulations and experiments*. Biomedical Engineering, University of Virginia, Charlottesville, VA 22903, USA. Mayo 2007
- [10] OPHIR JONATHAN; CESPEDES IGNACIO; PONNEKANTI HARRI. *Method and apparatus for elastographic measurement and imaging*. United states patent. Patent number 5.923.870. Marzo 1994
- [11] J. HALL TIMOTHY; BILGEN MEHMET; MICHAEL F. INSANA; A. KROUSKOP THOMAS. *Phantom materials for elastography*. IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, vol. 44, no. 6. Noviembre 1997
- [12] I. MIGA. MICHAEL. *Elastography imaging modalities for characterizing properties of tissue*. United States Patent. Patent number 2.257.244 B2. Agosto 2007

- [13] E. KONOFAGOU ELISA; OPHIR JONATHAN; A. KROUSKOP THOMAS, S. GARRA BRIAN. *Elastography: from theory to clinical applications*. 2003 Summer Bioengineering Conference, June 25-29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida
- [14] DANIEL T. GINAT; HUNG GILBERTO; R. GARDNER THOMAS; E. KONOFAGOU ELISA. *High resolution ultrasound elastography of articular cartilage in vitro*. Department of Biomedical Engineering, Columbia University, New York.
- [15] ABBAS SAMANI; PLEWES DONALD. *An inverse problem solution for measuring the elastic modulus of intact ex vivo breast tissue tumours*. University of Western Ontario, London, Ontario, N6A 5C1, Canada. April 2006
- [16] KYUNG-CHAN KIM; SE BAEK OH; SOO HYUN KIM; YOON KEUN KWAK. *Design of a signal processing algorithm for error-minimized optical triangulation displacement sensors*. Department of Mechanical Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology.
- [17] CHUXIONG DING; JING BAI. *Reduction of the decorrelation effect due to tissue lateral displacement by 2-D spatial comprehensive correlation in elastography*. Institute of Biomedical Engineering, Department of Electrical Engineering, Tsinghua University
- [18] YOUSUKE SATO; MICHITSUGU MORI; YASUSHI TAKEDA; KOICHI HISHIDA; MASANOBU MAEDA. *Signal processing for advanced correlation ultrasonic velocity profiler*. Third International Symposium on Ultrasonic Doppler Methods for Fluid Mechanics and Fluid Engineering EPFL, Lausanne, Switzerland, September 9 - 11, 2002
- [19] SOSA-CABRERAA DARIO; TRISTAN-VEGAB ANTONIO; VEGAS-SANCHEZ-FERREROB GONZALO. GONZALEZ-FERNANDEZA JAVIER; GOMEZ-DENIZA LUIS; ALBERLA LOPEZB CARLOS; RUIZ-ALZOLACA JUAN. *A new approach to elastography using a modified demons*. Center for Technology in Medicine, Dept. Señales y Comunicaciones.
- [20] CARL D. LATINO; NIVEL LERVAD ANDERSEN; FRANDS VOSS. *Detection of time arrival of ultrasonic pulses*. Journal of Physics: Conference Series 52 (2006) 14–26
- [21] J. GONZÁLEZ, J.M. CANINO, L. GÓMEZ. *Una experiencia docente para instrumentación electrónica aplicada a la técnica médica de elastografía por ultrasonido*. CTM (Centro de Tecnología Médica) de Universidad de Las Palmas de G.C (ULPGC). España.
- [22] M. M. ARTIGAO; E. RUBIO; S. DÍEZ; V. CASELLES. *Técnicas de correlación cruzada en el registrado de imágenes de diferente resolución espacial*. XI Congreso Nacional de Teledetección, 21-23 septiembre 2005. Puerto de la Cruz. Tenerife.

- [23] MARTÍNEZ PATRICIA; AZUAGA MARCELO. *Medición del módulo de elasticidad de Young*. Laboratorio IV - Dpto. de Física - UBA 1997
- [24] MICHAEL F. INSANA. *Elasticity imaging*. University of Illinois at Urbana-Champaign Urbana, Illinois
- [25] JEREMY C HEBDEN; BEN D PRICE; ADAM P GIBSON; GARY ROYLE. *A soft deformable tissue-equivalent phantom for diffuse optical tomography*. Department of Medical Physics & Bioengineering, University College London. Agosto 2006.
- [26] TOSHIO KONDO; MITUYOSHI KITATUJI. *New Tissue Mimicking Materials for Ultrasound*. Medical Div. Takiron
- [27] BEVERLY STERN. *The Basic Concepts of Diagnostic Ultrasound*.
- [28] JAMAL RAHMAN. *LabVIEW: applications and solutions*. Prentice Hall. ISBN: 0130964239
- [29] CHUGANI MAHESH L.. *LabVIEW signal processing*. Prentice Hall PTR. ISBN: 0139724494
- [30] ALMENAR TERRÉ, VICENÇ. *Apuntes de sistemas lineales*. Editorial Universidad Politécnica de Valencia. 2000. ISBN: 8477219087
- [31] KOCI STEFAN; CHAPMAN & HALL. *Ultrasonic measurements and technologie*. Chapman & Hall. ISBN: 0412638509
- [32] BERTRÁN ALBERTÍ, EDUARD. *Procesado digital de señales. Fundamentos para comunicaciones y control II*. Edicions de la Universitat Politècnica de Catalunya. Año 2006.

PÁGINAS WEB

- [32] *Emisores-receptores controlados por computadora 5800PR, 5900PR, 5910PR*
<<http://www.olympus-ims.com/es/5800pr/>>
- [33] *CIRS Incorporated*
<<http://www.cirsinc.com/>>
- [34] DR. JOSEP WOO. *History of ultrasound obstetrics and gynecology, Part 1*.
<<http://www.ob-ultrasound.net/history.html>>
- [35] Wikipedia EN: Stress (mechanics)
http://en.wikipedia.org/wiki/Stress_%28mechanics%29


```

%Simulación de deformación en gelatinas
%
%Autor: Javier Redondo Pastor
%Coautor: Daniel Serra Freese
%Abril 2010. PFC Obtención de imágenes elastográficas en 1D.
%
%Para más información consulta el PFC y consulta el fichero.

close all %Cerramos todos los plots
clc %Limpiamos linea de comandos
clear all %Borramos variables

%PARÁMETROS SIMULACIÓN
%Generamos las señales de pre y postdeformación
[h,w,dt,dh,imagenpre]=fdtd2d(100,80,0,0,'PREDEF'); %Genera la señal de
precompresión
[h2,w,dt,dh2,imagenpost]=fdtd2d(100,80,2,0,'POSTDEF'); %Genera la señal de
postcompresión
%OUTPUTS:
%[h,w,dt,dh,imagen]=fdtd2d(mtt,maxttt,def,captureMovie,nombre)
%h -> alto del material
%w -> ancho
%dh -> diferencial espacial
%imagen -> structure con frames
%INPUTS:
%maxtt -> control bucle interno
%maxttt -> control bucle externo, número de frames
%def -> deformación en tanto por ciento p. ej. 5 (5%)
%captureMovie -> Boolean 0 = No se captura; 1 = Se captura
%nombre -> Nombre para identificar graficos

%PARÁMETROS POSTPROCESADO
step = 10; %Fijamos pasos entre correlaciones
winSize = 600; %Tamaño del kernel

%Guardamos datos
save datosguardados %Lo guarda todo en archivo datosguardados.mat
load datosguardados %Carga datosguardados.mat

%DE AQUÍ EN ADELANTE NO SE DEBE MODIFICAR

%Postprocesado
t=(1:1000)*dt; %Vector de tiempos

x=exp(-1d12*(t-.2d-5).^2).*sin(2*pi*t*2e6); %Señal excitadora

%Convolucionamos las señales de pre y post con la señal excitadora
captura_pre=conv(x,h); %Convoluciona
captura_post=conv(x,h2); %Convoluciona
%Obtenemos una señal más ancha y con más información. El resultado
%debe ser muy similar si la señal excitadora es del mismo
%tipo que el pulso mandando con fdtd2d.

```

```

for ii=1:step:length(captura_pre)-1-winSize; %Enventana, correla y plot
    x=captura_pre(ii:ii+winSize); %Enventana pre
    y=captura_post(ii:ii+winSize); %Enventana post

    currentCorr=xcorr(x,y); %Antes calculin, correlación actual
    plot((-winSize:winSize),currentCorr);
    title(['Correlograma (Inicio actual: ' num2str(ii) ' de '
num2str(length(captura_pre)+winSize) ')']) %Ponemos título
    pause(.001)
    %dur{currentCorr} = dur{x} + dur{y} - 1

    [corrAmount(ii), desplazamiento(ii)]=max(currentCorr);
    %Revisar si basura(ii) es la cantidad de correlación
    %desplazamiento -> vector con los desplazamientos respecto del centro
end

%Representamos desplazamiento y máximo de correlación
subplot(2,2,1)
plot((1:step:length(desplazamiento)),desplazamiento(1:step:length(desplazami
ento))-winSize);
title(['Desplazamiento acumulado']) %Ponemos título
subplot(2,2,2)
plot((1:step:length(desplazamiento)),10*log(corrAmount(1:step:length(desplazami
ento)))
title(['Máximo de correlación dB']) %Ponemos título
%dB para acercar valores lejanos

disp('PULSA UNA TECLA Y SELECCIONA EL CENTRO DE LAS MESETAS.')
disp('El elastograma variará según la zona que pulses, las pendientes')
disp('calculadas no serán las mismas.')

pause %Se espera hasta que se pulse una tecla

[X, Y]=ginput(3); %Pedimos que introduzca 3 puntos con el ratón
Xprim(1)=0; Yprim(1)=0; %Para que haya un punto en (0,0)
for i=2:1:4 %Insertamos todos los puntos en un único vector [0 X] y [0 Y]
    Xprim(i)=X(i-1);
    Yprim(i)=Y(i-1);
end

interpol=interp(Xprim,Yprim,1:1:max(Xprim)); %Interpolamos para el siguiente
paso
subplot(2,2,3)
plot(interpol) %Representa todos los puntos interpolados
hold on
plot(Xprim, Yprim,'go') %Representa los puntos originales
title(['Puntos interpolados']) %Ponemos título
hold off

subplot(2,2,4)
diffinterpol=diff(interpol); %Cálculo de la diferencia (pendiente segmento)
plot(diffinterpol)
title(['Desplazamiento diferencial']) %Ponemos título

figure
imagesc(diffinterpol'); colorbar; %Representa el elastograma para
compararlo.
title(['Elastograma']) %Ponemos título

disp('')

```

```
disp('Si quieres ver la pelicula escribe: movie(elnombre)')
```

```
% hold on; plot(diff(Y(1:2))/diff(X(1:2))*(1:10000)+Y(1)-  
X(1)*diff(Y(1:2))/diff(X(1:2)),'r')  
%  
% X=X([1 3]);Y=Y([1 3]);  
% hold on; plot(diff(Y(1:2))/diff(X(1:2))*(1:10000)+Y(1)-  
X(1)*diff(Y(1:2))/diff(X(1:2)),'r')  
%  
% [X,Y]=ginput(3);  
%  
% hold on; plot(diff(Y(1:2))/diff(X(1:2))*(1:10000)+Y(1)-  
X(1)*diff(Y(1:2))/diff(X(1:2)),'r')  
%  
% X=X([1 3]);Y=Y([1 3]);  
% hold on; plot(diff(Y(1:2))/diff(X(1:2))*(1:10000)+Y(1)-  
X(1)*diff(Y(1:2))/diff(X(1:2)),'r')
```



```

function
[h,w,dt,dh,framesCollector]=ftd2d(maxtt,maxttt,niveldecompresion,captureMovie,
name)

%Define dimensiones de capas de materiales
capal=.01; %Metros
capa2=.02;
capa3=.025;

j = 1; %Indice para los frames

dh=(.25d-3)/4; %Resolución espacial 0.0625 milímetros

nx=round(.0014/dh); %Indices x, a lo horizontal ANCH0000
ny1=round(capal/dh); %Indices y, vertical
ny2=round(capa2/dh);
ny3=round(capa3/dh);
ny=ny1+ny2+ny3; %Total de indices y

rho=1200;c=1500;k=(c^2)*rho; %Densidad, velocidad y k = bulk modulus

dt=dh/c/4; %Diferencia temporal entre pasos

%Crea una matriz llena de zeros -> dp las rellana con las densidades
rho=zeros(nx,ny);
rho(:,ny2+ny3+1:ny)=1100; %Blanda
rho(:,ny3+1:ny2+ny3)=1160; %Dura
rho(:,1:ny3)=1100; %Blanda

rhox=(rho(1:end-1,:)+rho(2:end,:))/2; %Rellenamos bulk x
rhox=(rho(:,1:end-1)+rho(:,2:end))/2; %Rellenamos bulk y

imagesc(transpose(rho)); %Representamos rho de la gelatina
title([name ': Impedancia acústica']) %Ponemos título
pause(4);
close;

%Matriz presión y velocidades
p=zeros(nx,ny); %Presión
ux=zeros(nx+1,ny); %Velocidad
uy=zeros(nx,ny+1); %Velocidad

%Excitación
centralfrequency=.5e6; %Frecuencia resonancia transductor
a=centralfrequency/(sqrt(pi)/2)*4; %Frecuencia en radianes
t=((1:maxtt*maxttt)/(1/dt)-4/a);
w=-(exp(-a^2*(t.^2)/2).*(a^2*(t.^2)-1));
h=[];

dh=dh*(100-niveldecompresion)/100; %Comprime

%Dibujar por primera vez
pcolor((1:nx)*dh,(1:ny)*dh,10*log10(min(max(p'.^2,1d-6),1)));
shading flat; axis equal; colorbar; title([name ': Time=0 micros']); drawnow

%Captura la primera imagen si captureStatus == 1
if captureMovie == 1

```

```

    pause(1);

    framesCollector(j)= getframe(gcf); %Captura frames
    close;

    j= j + 1;
else
    %Se queja por si se quiere ver la pinícula cuando no se ha pedido
    framesCollector = 'Has dicho que no querías movie!';
end

%Se queja por si se quiere ver la pinícula cuando no se ha pedido

%Varios
util1=round(nx/2-.025/dh):round(nx/2+.025/dh);
util2=((1-cos(2*pi*(0:length(util1)-1)./(length(util1)-1)))/2);

%Empieza a calcular
for ttt=1:maxttt;
    for tt=1:maxtt;
        %Cálculo presión
        p=p-(c.^2)*dt/dh*(diff(ux)+diff(uy)')'.*rho;
        %Cálculo velocidad
        ux(2:nx,:)=ux(2:nx,:)-dt/dh*diff(p)./rhox;
        uy(:,2:ny)=uy(:,2:ny)-dt/dh*diff(p)'./rhoxy;
        %Condiciones de contorno
        ux(1,:)=0*p(1,+)/5000000000;
        ux(end,:)=0*p(end,+)/5000000000;
        uy(:,1)=0;
        uy(:,end)=p(:,end)/5000000000;
        if nx>length(util1)
            uy(util1,ny)=uy(util1,ny)+util2.*w(tt+maxtt*(ttt-1))*dt*10;
        else
            uy(:,ny)=uy(:,ny)+w(tt+maxtt*(ttt-1))*dt*10;
        end %End del for interno
        %Recording
        h=[h p(round(nx/2),ny)];

    end %End del for externo

%Representamos
pcolor((1:nx)*dh,(1:ny)*dh,10*log10(min(max(p'.^2,1d-6),1)) );
shading flat; axis equal; colorbar;
set(gca,'CLim',[-60 0]);
title([name ': Time = ' num2str(round((tt+maxtt*(ttt-1))*1000000*dt)) '
micros']);
drawnow
%Representa, colorbar, fija ejes, título...

%Guarda el frame actual y avanza el puntero una posición
if captureMovie == 1 %Solo captura si se pide que se capture captureMovie
    pause(1); %Esperamos a que se harya refrescado y hayan
    desaparecido
        %los efectos especiales de Win 7
framesCollector(j)=getframe(gcf); %Guardamos frame
close; %Cierra, molesto pero problemas con los frames
j= j + 1;
end
end
return

```