

UNIVERSIDAD POLITECNICA DE VALENCIA

ESCUELA POLITECNICA SUPERIOR DE GANDIA

Master en Ingeniería Acústica



UNIVERSIDAD
POLITECNICA
DE VALENCIA



ESCUELA POLITECNICA
SUPERIOR DE GANDIA

Caracterización de un dispositivo elastográfico

TESIS DE MASTER

Autor:

María Rocío Peña Maestre

Director/es:

D. Francisco Camarena Femenía

D. Noé Jiménez González

GANDIA, 2013

Caracterización de un dispositivo elastográfico

Autora:

María Rocío Peña Maestre

Tutores:

D. Francisco Camarena Femenía

D. Noé Jiménez González

Palabras clave: *elastografía, elasticidad, deformación, phantom, ultrasonidos.*

RESUMEN

La elastografía es una técnica ultrasónica no invasiva basada en la ecografía, que permite obtener imágenes, denominadas elastogramas, de las propiedades elásticas de tejidos biológicos. Los tejidos blandos y normales se deforman con más facilidad que los tejidos rígidos, como puede ser el caso de un tejido tumoral.

Los elastogramas proporcionan información sobre determinadas características elásticas, como pueden ser las deformaciones unitarias axiales, el módulo de Young o las relaciones de Poisson. En general, estos parámetros de elasticidad no están directamente correlacionados con las señales ecográficas, sino que la elastografía proporciona información sobre la estructura interna del tejido y su comportamiento bajo presión que no puede obtenerse de otro modo.

En el presente trabajo, se pretende emplear esta técnica para diferenciar inclusiones de objetos de diferente elasticidad a la del medio circundante, a través de las deformaciones producidas al aplicar una compresión. Los datos obtenidos en laboratorio serán procesados posteriormente para obtener imágenes de elastografía.

ABSTRACT

Elastography is a noninvasive ultrasonic technique based on ultrasound, which produces images of the elastic properties of biological tissues, called elastograms. Normal soft tissues are deformed more easily than stiff tissue, such as tumors.

The elastograms provide information about certain elastic properties, such as its local strains, Young's modulus or Poisson's ratios. In general, these elastic parameters are not directly correlated with echograms parameters, but elastography conveys new information about internal tissue structure and its behavior under load that is not otherwise obtainable.

In this work, is intended to use this technique to distinguish inclusions with different elasticity of the surrounding environment through strains produce by applying a compression. The data obtained in the laboratory will be processed to produce elastograms.

ÍNDICE

RESUMEN.....	1
ABSTRACT.....	1
1 INTRODUCCIÓN.....	5
1.1 OBJETIVOS.....	5
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	6
2.1 ELASTICIDAD.....	6
2.1.1 Constantes elásticas.....	6
2.1.2 Deformación Unitaria.....	7
2.2 ELASTOGRAFÍA.....	7
2.3 CARACTERÍSTICAS DEL MEDIO.....	9
2.3.1 Velocidad de propagación.....	10
2.3.2 Impedancia Característica.....	10
2.3.3 Reflexión y Refracción en una superficie.....	10
2.3.4 Atenuación.....	11
3 MATERIALES Y MÉTODOS.....	12
3.1 PHANTOMS.....	12
3.1.1 Características de phantoms.....	12
3.1.2 Procedimiento de elaboración.....	12
3.2 EQUIPAMIENTO.....	18
3.2.1 Elementos mecánicos.....	18
3.2.2 Generación y detección de ultrasonidos.....	19
3.2.3 Sistema de adquisición.....	21
3.2.4 Esquema de conexión.....	22
3.3 PROTOCOLO DE MEDIDA.....	23
3.3.1 Fase de configuración.....	23
3.3.2 Fase de posicionamiento.....	25
3.3.3 Fase de adquisición:.....	26
3.4 POST-PROCESADO.....	27
3.4.1 Detección de desplazamientos.....	28
3.4.2 Detección de la deformación.....	31
3.4.3 Obtención de imágenes de elastografía.....	31
4 RESULTADOS.....	33
4.1 SEGUNDO PHANTOM MULTICAPA.....	33
4.2 SEGUNDO PHANTOM MULTICAPA, DESDE CAPA DE 20 KPA.....	37
4.3 QUINTO PHANTOM. INCLUSIÓN DE 90 KPA.....	39
4.4 QUINTO PHANTOM. INCLUSIÓN DE BOLA RÍGIDA.....	42
5 CONCLUSIONES.....	47
6 BIBLIOGRAFÍA.....	49
ANEXO. CÓDIGO DE POSTPROCESADO.....	51

1 INTRODUCCIÓN

La elastografía es una técnica no invasiva basada en la ecografía, que se caracteriza por la emisión y recepción de pulsos ultrasónicos para representar en imágenes las características mecánicas de los tejidos. Las propiedades de los ultrasonidos permiten que el haz pueda penetrar en el tejido varios centímetros. La profundidad de penetración depende de la frecuencia de la onda. Cada vez que ésta alcance un obstáculo o cambio de impedancia se producirá un eco que será recibido por el transductor, que actúa al mismo tiempo de emisor y receptor.

Las diferentes técnicas de elastografía (cualitativas y cuantitativas) se basan en la hipótesis de que los tejidos blandos se deforman más que los rígidos al ser sometidos a una fuerza externa, y que estas diferencias pueden ser plasmadas en imágenes, denominadas elastogramas. La elastografía aporta una nueva perspectiva a la ecografía convencional, ya que proporciona información adicional sobre la estructura interna de los tejidos que complementa la información anatómica de la ecografía en modo-B [5].

1.1 OBJETIVOS

El principal objetivo de este trabajo es obtener imágenes elastográficas que nos permitan diferenciar inclusiones de objetos de mayor rigidez que la del cuerpo normal del phantom, mediante la comparación del tiempo de llegada de los ecos recibidos antes y después de aplicar una compresión.

Para conseguir este objetivo se realizarán varios phantoms que imiten las características del tejido humano, adquiriendo así las propiedades elásticas y acústicas requeridas. Después se realizarán medidas en el laboratorio. Los datos adquiridos serán procesados con los algoritmos desarrollados para detectar las deformaciones producidas y finalmente obtener las imágenes elastográficas. Éstas se mostrarán junto a imágenes ecográficas en modo-B que nos proporciona información objetiva de la localización de las inclusiones.

Además, se analizarán los resultados variando diversos parámetros en los algoritmos desarrollados, y se comentarán cuáles de ellos afectan a la resolución de las imágenes obtenidas y qué opciones proporcionan mejores resultados.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 ELASTICIDAD

La elasticidad es uno de los conceptos más importantes del presente trabajo. Éste se basa principalmente en la distinción, a través del estudio de sus propiedades elásticas, de diversos objetos que han sido introducidos dentro de phantoms que simulan determinadas características de los tejidos biológicos.

En física el término elasticidad designa la propiedad mecánica de ciertos materiales a sufrir deformaciones reversibles cuando se encuentran sujetos a la acción de fuerzas exteriores, y de recuperar en mayor o menor grado su forma original cuando estas fuerzas dejan de actuar. Ésta se expresa comúnmente en kilopascales (kPa).

2.1.1 Constantes elásticas

Los tejidos corporales son sustancias generalmente anisótropicas y su respuesta frente a una deformación es, en general, viscoelástica. Sin embargo, para pequeñas deformaciones los tejidos muestran una relación lineal entre tensión y deformación. Por tanto, para pequeñas deformaciones de hasta el 10% y bajo la suposición de isotropía, homogeneidad y elasticidad lineal, la respuesta de los tejidos a estímulos externos puede modelarse por dos constantes elásticas: el módulo de Young (E) y la relación de Poisson (ν) [3].

Módulo de Young (E): también conocido como módulo elástico longitudinal, está asociado directamente a los cambios de longitud que experimenta un cuerpo cuando es sometido a una fuerza de compresión o tracción. Se expresa en fuerza por unidad de superficie (N/m^2) o pascales (Pa).

$$(2.1) \quad E = \frac{\text{tensile stress}}{\text{tensile strain}} = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/S}{\Delta l/l_0}$$

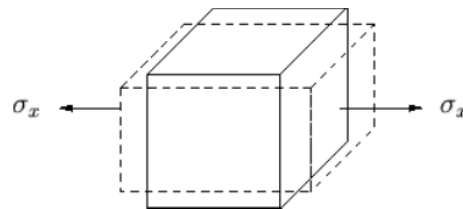


Figura 2.1. Módulo de Young

El cociente $\Delta l/l_0$ se conoce como deformación (ε) y la fuerza por unidad de área (F/S) se denomina esfuerzo (σ). Siendo Δl el cambio de longitud experimentado y l_0 la longitud inicial.

Relación de Poisson (ν): Cuando un cuerpo es sometido a una fuerza axial, experimenta una deformación no solo en el sentido de la fuerza aplicada, sino también según el eje perpendicular, es decir, toda tracción con alargamiento implica una contracción transversal (disminución de su sección). Por el contrario, cuando éste es sometido a una compresión, además de acortarse, se produce un ensanchamiento de su sección.

Por tanto, la relación de Poisson es una constante elástica adimensional, que mide cuánto se deforma lateralmente un material al ser deformado axialmente.

$$(2.2) \quad \nu = -\frac{\varepsilon_{trans}}{\varepsilon_{long}}$$

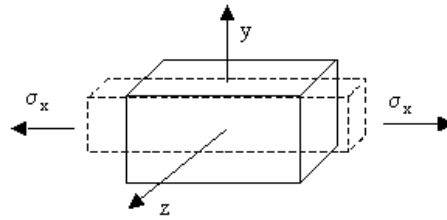


Figura 2.2. Relación de Poisson

2.1.2 Deformación Unitaria

Se define la deformación como el cambio en el tamaño o forma que experimenta un cuerpo al aplicar una fuerza sobre el mismo.

En ingeniería, para medir la deformación de una manera sencilla, se utiliza una magnitud denominada deformación axial o deformación unitaria que se define como la deformación producida por unidad de longitud, y se obtiene mediante la siguiente expresión:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{l - l'}{l_0} \quad (2.3)$$

donde l_0 es la longitud inicial de la zona bajo estudio y l' la longitud final o deformada.

2.2 ELASTOGRAFÍA

La estimación de la elasticidad de los tejidos mediante palpación es uno de los métodos de diagnóstico más antiguo. La palpación de una masa se basa en el hecho de que la mayoría de los tumores son más rígidos que el tejido circundante [10]. Su alcance está restringido a aquellas zonas del cuerpo que se encuentran próximas a una superficie accesible y a tamaños de las anomalías que puedan detectarse a través del tacto. De aquí la necesidad de un sistema que proporcione una medida cuantitativa de la elasticidad de los tejidos biológicos [4].

La elastografía es un método de diagnóstico de proyección de imagen por ultrasonido, capaz de diferenciar los tejidos patológicos de los tejidos sanos circundantes, a través de los parámetros de elasticidad obtenidos tras aplicar una compresión. Las frecuencias empleadas pueden variar entre 5 y 10 MHz. El monitor despliega una imagen del ultrasonido en modo-B (donde cada eco se representa por un punto brillante cuyo tamaño es proporcional a la amplitud de la señal) y otra de la elastografía denominada elastograma.

Los elastogramas son imágenes que representan la distribución de la deformación en el tejido. Éstos se forman por un proceso que incluye dos pasos. Primero el tejido se comprime externamente para generar un campo de deformaciones interna, y en segundo lugar, se adquieren y procesan las señales de los ecos antes y después de la compresión [16].

El procesamiento de las señales consiste en realizar la correlación cruzada entre ambas señales obteniendo los desplazamientos. Al resultado se aplica la derivada, obteniendo así las deformaciones. Esto se ilustra en la siguiente imagen.

En la *figura 2.3*, se puede observar cómo las regiones blandas experimentan una elevada pendiente en sus desplazamientos (deformación unitaria), mientras que en las zonas más rígidas es constante [3]. Al aplicar la derivada, se obtiene el valor de la pendiente de las zonas desplazadas, mientras que para las zonas que no sufren desplazamiento el valor resultante será cero.

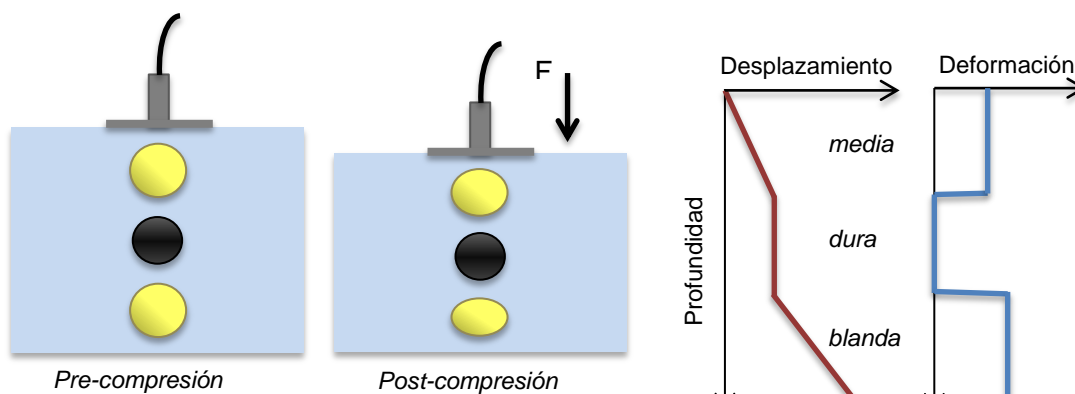


Figura 2.3. Relación entre los desplazamientos de las diferentes regiones de la muestra y su elasticidad.

La elastografía ha demostrado su utilidad para detectar y diagnosticar de manera más precisa y menos invasiva el cáncer de mama, tiroides y próstata, entre otros, así como algunos desórdenes uterinos. Además, su utilidad se extiende a otros campos como la cardiología [1],[4].

Se puede diferenciar entre dos clases de elastografía. Los principales factores que las distinguen son la forma de aplicar la fuerza y el modo de calcular la deformación del tejido:

- La **elastografía semicuantitativa** (*strain elastography*): adquiere primero los datos correspondientes a la anatomía tisular antes de la deformación o compresión. Posteriormente se aplica una pequeña presión mediante un compresor externo (transductor ecográfico) o una función fisiológica (respiración) y se adquiere otro mapa de la anatomía tisular (post-compresión). El desplazamiento del tejido deformado se calcula mediante la comparación de estos dos mapas y se refleja en un mapa de colores [5].
- La **elastografía cuantitativa** (*shear-wave elastography*): mide el desplazamiento del tejido independientemente de la presión aplicada, al enviar microimpulsos acústicos con niveles mínimos de energía hacia los diferentes tejidos. De este modo, se crea un mapa tisular relativo al desplazamiento de las estructuras adyacentes [5]. La elasticidad del tejido se deduce directamente mediante la medida de la velocidad de propagación de la onda transversal [6].

La elasticidad se muestra en una imagen codificada por colores superpuesta en una imagen en modo-B. La escala de colores es cuantitativa con los valores expresados en kPa.

Al no necesitar realizar compresión con el transductor se reduce la dependencia con el operador aumentando la reproducibilidad. Además, este método proporciona información en tiempo real.

Una de las principales ventajas de la elastografía es que únicamente requiere de un ecógrafo, en principio idéntico a los empleados comúnmente para la exploración ultrasónica tradicional, y un dispositivo mecánico que realice la compresión, que en algunos casos puede ser la propia sonda de ultrasonido, e incluso pudiéndose aprovechar algunos fenómenos fisiológicos como la pulsación de las arterias [3].

Además, puede trabajar en regiones hipoecoicas (regiones en las que se producen sombras en el ultrasonido), salvando el problema que supone el bajo contraste ultrasónico de muchas patologías cancerosas, como el cáncer de próstata y mama, que las hacen difícilmente localizables en las correspondientes imágenes de los ecógrafos tradicionales. Esto se debe a que dichas patologías muestran un alto contraste de elasticidad respecto al tejido sano [3]. Además, proporciona información adicional respecto a los ecógrafos, relacionada con la morfología del tejido.

Esta técnica es aplicable a cualquier estructura del organismo accesible por ultrasonido y que pueda someterse a una compresión, ya sea externa o interna [3]. Sin embargo, la profundidad límite registrada por elastografía depende de la profundidad de penetración del ultrasonido en modo-B. Si la calidad de la imagen en modo-B es baja, el cálculo de la imagen por elastografía será prácticamente imposible [7].

2.3 CARACTERÍSTICAS DEL MEDIO

Cada tejido humano tiene unas características determinadas, algunas relacionadas entre sí, que influirán en la propagación de la onda ultrasónica.

El nivel de difusión de la dispersión de un tejido depende de la impedancia acústica, densidad del material, tamaño de los dispersores, densidad de los dispersores, y las diferencias de impedancia acústica entre los dispersores y el medio que los rodea. A todo esto hay que sumar la dependencia del coeficiente de atenuación con la frecuencia [14]. Un proceso patológico puede alterar algunas de estas propiedades.

Tejido	Módulo de Young, E (kPa)
Grasa	~1
Hígado	1-24
Músculo	3-30
Próstata	6-45
Miocardio	20-150

Tabla 2.1 Valores del Módulo de Young para algunos tejidos.

Como se ha comentado anteriormente, cada tejido tiene unas propiedades mecánicas que lo caracterizan, y estas también varían en función del tipo de patología si la hubiera. Es un hecho conocido que los tejidos de tumores malignos tienden a ser entre 5 y 10 veces más rígidos que el tejido normal [1].

En los siguientes apartados se describen algunas de las características que afectan a la propagación de la onda ultrasónica.

2.3.1 Velocidad de propagación

La velocidad a la que se propaga una onda de ultrasonidos depende de la densidad (ρ) y de las propiedades mecánicas del medio por el que se transmite. Su conocimiento es fundamental, pues no sólo es uno de los factores que intervienen en la producción del eco, sino que además es la base para calcular la impedancia acústica de la que depende la absorción.

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \text{ (m/s)} \quad (2.4)$$

siendo E el módulo de Young del medio.

2.3.2 Impedancia Característica

La relación entre la densidad del tejido y la velocidad de propagación determina la impedancia acústica de cada tejido ($Z=\rho c$). Esta relación, a su vez, determina la resistencia del tejido a las ondas ultrasónicas. Dentro del organismo humano la mayor impedancia corresponde al tejido óseo, mientras que la más baja corresponde al tejido graso, la sangre o la piel.

Tejido/Materia	Densidad (kg/m ³)	Velocidad de propagación (m/s)	Impedancia acústica (Ns/m ³)
Hueso	1380-1810	4080	3.75-7.38
Cerebro	1030	1520	1.55-1.66
Grasa	920	1450	1.35
Riñones	1040	1560	1.62
Hígado	1060	1570	1.64-1.68
Músculo	1070	1540	1.65-1.74
Agua	1000	1500	1.52
Aire	1.21	334	0.0003

Tabla 2.2 Densidad, velocidad e impedancia de tejidos humanos.

2.3.3 Reflexión y Refracción en una superficie

Debido a las elevadas frecuencias de los ultrasonidos y su consecuente alta directividad, las ondas se reflejan y se refractan en los límites entre tejidos.

$$(2.5) \quad R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

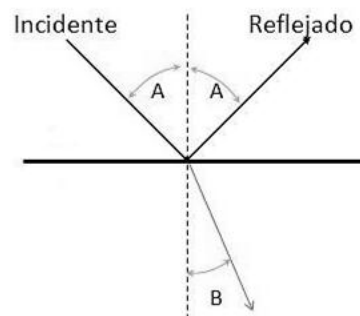


Figura 2.4 Reflexión y refracción.

El valor del coeficiente de reflexión R depende de la diferencia de impedancia acústica entre dos medios, cuanto mayor es el coeficiente de reflexión mayor será la energía de la onda reflejada. Si la proporción de la onda reflejada es muy grande y el valor de R próximo a 1, ésta no podrá alcanzar los tejidos más profundos. De ahí la necesidad de utilizar sustancias de acoplamiento (gel, agua...) entre el emisor y la piel del paciente [22].

Interfase	R
Riñón-hígado	0.00004
Grasa-hígado	0.1
Músculo-hueso	0.41
Músculo-aire	0.98

Tabla 2.3 Densidad, velocidad e impedancia de tejidos humanos.

Al traspasar una superficie limitante, la onda puede sufrir un cambio de dirección con un ángulo de refracción en función de las diferencias de velocidad de propagación entre ambos medios y del ángulo de incidencia. Si las velocidades de los dos medios son iguales no habrá refracción, incluso con distintas impedancias. En este sentido, la refracción no suele ser un gran inconveniente ya que la velocidad en los tejidos blandos es relativamente constante.

2.3.4 Atenuación

La atenuación es la pérdida progresiva de energía (amplitud e intensidad) del haz ultrasónico al atravesar un medio. Esta pérdida se produce por dos mecanismos:

- *Scattering del haz*: por reflexión, dispersión y refracción.
- *Absorción*: Conversión de la energía mecánica en calor por la fricción con el medio de propagación. Es el factor predominante de la atenuación en tejidos. Depende de la frecuencia, viscosidad (capacidad de movimiento de las moléculas del medio) y elasticidad del medio.

Al ser directamente proporcional a la frecuencia del ultrasonido utilizado, debemos esperar una mayor pérdida de intensidad del haz en profundidad con ultrasonidos de mayor frecuencia.

Frecuencia (MHz)	Profundidad de Penetración (cm)
1	40
2	20
3	13
5	8
10	4
20	2

Tabla 2.4 Profundidad de penetración de pulsos ultrasónicos en tejido humano.

Para los tejidos blandos la dependencia de la frecuencia es aproximadamente lineal, y es común expresar los valores del coeficiente de atenuación α en dB/cm·MHz.

3 MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 PHANTOMS

La evaluación de la eficiencia de los sistemas elastográficos por ultrasonido se efectúa mediante el uso de *phantoms*, los cuales simulan las propiedades acústicas o sonográficas de tejidos biológicos. Las caracterizaciones de tejido son comúnmente empleadas para diagnosticar anomalías estructurales de los tejidos en partes acústicamente accesibles del cuerpo [13].

Previamente a la elaboración de un phantom se debe considerar la velocidad de propagación, atenuación, dispersión y consistencia que se desea conseguir.

3.1.1 Características de phantoms

Según la bibliografía consultada [11-15], existen diferentes materiales que se han utilizado en la creación de phantoms para conseguir que tengan las propiedades deseadas. En este caso, se ha utilizado una combinación de agar y gelatina.

Como se puede observar en la *tabla 2.2*, el valor de la velocidad de propagación en la mayoría de los tejidos se aproxima mucho a la del agua, excepto en tejidos óseos, dado que están compuestos en su mayor parte por ésta.

La siguiente tabla muestra los valores típicos para phantoms compuestos por agar y gelatina por ser representativos de los tejidos blandos [11,13].

Módulo de Young (kPa)	Velocidad de propagación (m/s)	Atenuación (dB/cm·MHz)
5 – 135	1492 – 1575	0.1 – 0.52

Tabla 3.1 Valores típicos de las propiedades elásticas y acústicas de phantoms de agar y gelatina.

La consistencia de la muestra vendrá dada por la cantidad de agar y gelatina de la mezcla [13]. Altas concentraciones de agar producirán mayores atenuaciones, mientras que bajas concentraciones reducirán su consistencia.

En este caso será el agar el que actúe como dispersor. Las reflexiones que producen juegan un papel importante a la hora de obtener los desplazamientos tras la compresión del phantom.

3.1.2 Procedimiento de elaboración

Para conseguir que las muestras tengan las propiedades elásticas y acústicas deseadas, previamente a su elaboración, se calcula la cantidad de gelatina y agar (en gramos) que debe emplearse en la mezcla mediante las expresiones 3.1 y 3.2 [13], en función de la cantidad de agua (en ml) que se va a utilizar y el factor de rigidez (en kPa) deseado. Este cálculo se realiza tanto para el cuerpo del phantom, como de las inclusiones que se pretenden introducir en él con un factor de rigidez mayor.

$$C_{gelatin} = \left(\frac{E}{0.0034} \right)^{1/2.09} \cdot \frac{water}{900} (g) \quad (3.1)$$

$$S_{agar} = 0.3 \cdot C_{gelatin} (g) \quad (3.2)$$

Una vez que calculadas las cantidades de cada ingrediente y con el material necesario preparado, se procede a su elaboración:

Paso 1: En primer lugar se debe calentar agua hasta su ebullición.

Paso 2: En ese momento, se vierte la cantidad de agua que se indicó en los cálculos anteriores en un recipiente, donde se realizará la mezcla con la cantidad de gelatina en polvo neutra correspondiente, y se añade una pequeña cantidad de Nipagin, asegurándonos de su completa disolución.

El Nipagin es un conservante que inhibe el crecimiento de hongos, bacterias, levaduras y gérmenes, y nos permite aumentar su mantenimiento en condiciones óptimas al menos durante dos semanas.



Figura 3.1 Elementos necesarios para la elaboración de un phantom.

Paso 3: Una vez que la temperatura de la mezcla baje de los 30°, y no antes, se añade el agar. Este paso es muy importante, pues si se realiza a temperaturas superiores el agar se disuelve, no cumpliendo con su función de dispersor.



Figura 3.2 Mezcla de agar a una T^a inferior a 30° C.



Figura 3.3 Formación de burbujas en la superficie al mezclar el agar.

Paso 4: Se observa que al dejar de remover la mezcla, el agar tiende a concentrarse en la parte inferior, por lo que es necesario asegurarse que quede repartido de manera homogénea en todo el volumen del phantom antes de que la mezcla cuaje, evitando la formación de burbujas tanto en el interior como en la superficie (figuras 3.2 y 3.3). Para solventar este problema, se puede emplear un

agitador magnético, que consiste en una barra magnética que se introduce en el recipiente para remover la mezcla, cuando éste se coloca sobre una placa debajo de la cual se tiene un magneto rotatorio.

Paso 5: El siguiente paso también es clave para que el phantom adquiriera las propiedades deseadas. En este punto de la elaboración se debe tener un control permanente de la temperatura y solidificación de la mezcla, para saber el momento exacto en el que introducir las inclusiones. Una vez hecho esto, no se podrá seguir removiendo, por lo que debe esperarse a que la mezcla empiece a cuajar, ya que esto evitará que el agar tienda a moverse y concentrarse en determinadas zonas. Esto ocurre cuando la temperatura disminuye a unos 24°C.

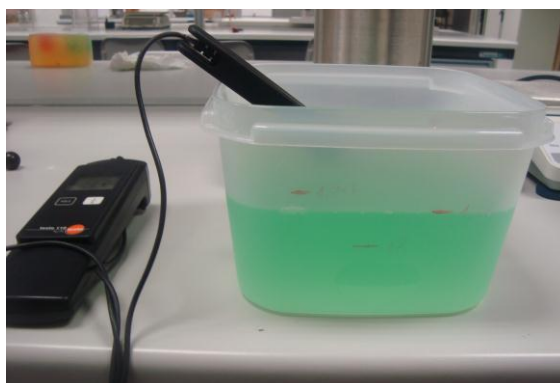


Figura 3.4 Control de la temperatura antes de añadir el agar a la mezcla.

Paso 6: Una vez introducidas las inclusiones, se puede mantener durante 20 minutos en el congelador acelerando el proceso de solidificación con el fin de evitar las concentraciones mencionadas de agar mencionadas.

En los dos últimos pasos se han mencionado las inclusiones. Éstas deben realizarse previamente mediante el mismo procedimiento para que estén totalmente cuajadas en el momento de insertarse, si están hechas del mismo material que el cuerpo del phantom.

Se realizaron dos tipos de phantoms:

- Phantoms con inclusiones de distinta rigidez que el cuerpo normal de la muestra.
- Phantoms de varias capas con factores de rigidez diferentes.

A continuación se procede a describir las características e inconvenientes (si los tuvieran) de cada uno de ellos:

Primer Phantom	<i>Rigidez (kPa)</i>	<i>Agua (ml)</i>	<i>Gelatina (g)</i>	<i>Agar (g)</i>
<i>Cuerpo normal</i>	20	1300	91.9	27.6
<i>Inclusión 1</i>	100	60	9.2	4.8
<i>Inclusión 2</i>	Bola rígida			
<i>Inconvenientes</i>	Al no poder realizar un proceso de enfriamiento instantáneo, se produce una concentración del agar en la parte inferior.			

Tabla 3.2 Características del primer phantom.



Figura 3.5 Primer phantom realizado de 20kPa.

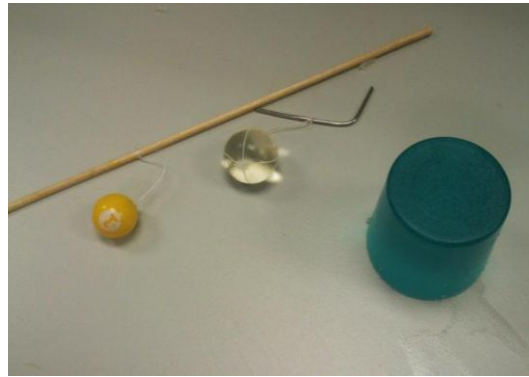


Figura 3.6 Inclusiones de 100 kPa, bola rígida y de gel.



Figura 3.7 Proceso de enfriamiento.

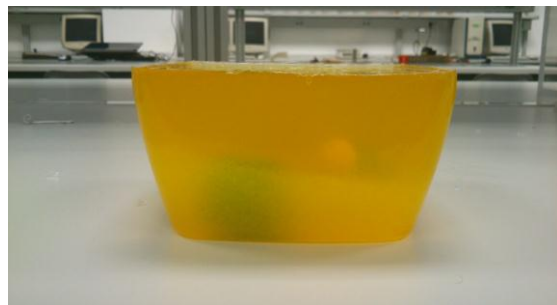


Figura 3.8 Concentración de agar en la parte inferior.

Segundo Phantom	Rigidez (kPa)	Agua (ml)	Gelatina (g)	Agar (g)
Cuerpo normal	20	1300	91.9	27.6
Inclusión 1	50	60	6.6	2.0
Inclusión 2	100	60	9.2	4.8
Inclusión 3	Bola rígida			
Inconvenientes	Al usar un tipo de agar diferente, los dispersores son de mayor tamaño, quedan concentrados en la parte superior e inferior.			

Tabla 3.3 Características del segundo phantom.



Figura 3.9 Segunda phantom de 20 kPa, con inclusiones de 50 y 100 kPa.



Figura 3.10 Concentraciones de agar en la parte superior e inferior del phantom.

Tercer Phantom	<i>Rigidez (kPa)</i>	<i>Agua (ml)</i>	<i>Gelatina (g)</i>	<i>Agar (g)</i>	<i>Altura (cm)</i>
Capa 1	30	325	27.9	3.2	1.9
Capa 2	80	325	44.6	4.8	2.4
Capa 3	150	325	60.2	6.4	2.2
<i>Inconvenientes</i>	Aun cortando el agar en fragmentos más pequeños, siguen resultando de un tamaño excesivo, y siguen produciéndose concentraciones.				

Tabla 3.4 Características del tercer phantom.

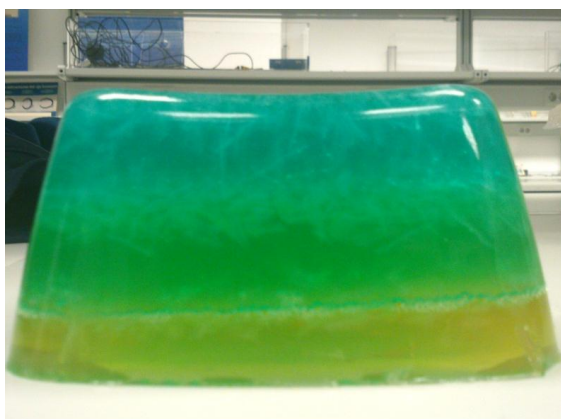


Figura 3.11 Phantom multicapa. Rigidez de abajo a arriba: 30, 80 y 150 kPa.



Figura 3.12 Agar en tiras cortado, en lugar de granulado.

Cuarto Phantom	<i>Rigidez (kPa)</i>	<i>Agua (ml)</i>	<i>Gelatina (g)</i>	<i>Agar (g)</i>	<i>Altura (cm)</i>
Capa 1	20	500	35.4	10.6	2.2
Capa 2	50	500	54.8	16.4	2.3
Capa 3	100	500	76.3	22.9	2.0
<i>Observaciones</i>	Se consigue una distribución más uniforme del agar, aunque parece que hay menos cantidad en la zona entre capas.				

Tabla 3.5 Segundo phantom multicapa.



Figura 3.13 Imágenes desde distintos ángulos de la segunda phantom multicapa.

Quinto Phantom	Rigidez (kPa)	Agua (ml)	Gelatina (g)	Agar (g)	Altura (cm)	Diámetro (cm)
Cuerpo normal	30	1500	128.7	38.6	6.5	-
Inclusión 1	60	50	6.0	1.8	4.3	3.5
Inclusión 2	90	25	3.6	1.1	3.0	3.2
Inclusión 3	120	50	8.3	2.5	4.3	3.5
Inclusión 4	Bola rígida				-	1.5
Observaciones	Tanto en el cuerpo de la muestra como en las inclusiones el agar parece haber quedado uniformemente distribuido a simple vista.					
Inconvenientes	Al cortar el phantom por la mitad se observa que sigue habiendo una mayor concentración en la parte inferior, aunque en menor medida. Al elegir para el cuerpo del phantom una rigidez de 30 kPa, la cantidad de agar parece excesiva. En las medidas producirá demasiado ruido y atenuación.					

Tabla 3.6 Características del quinto phantom realizado.

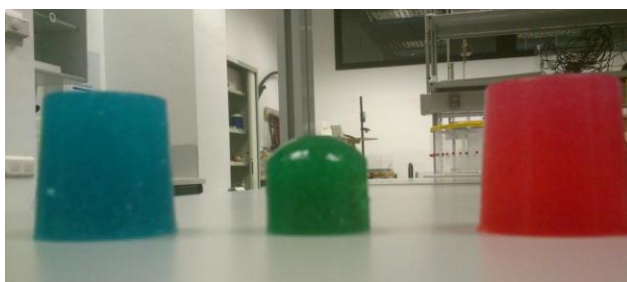


Figura 3.14 Inclusiones de 120, 90 y 60 kPa.

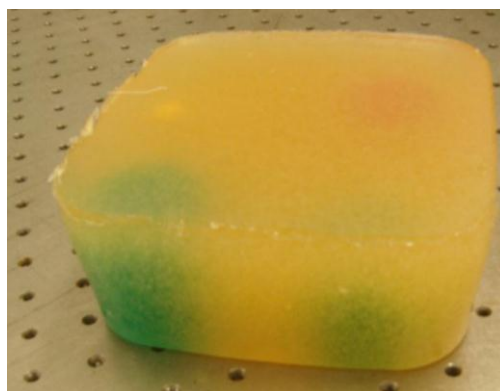


Figura 3.15 Phantom con inclusiones.

Sesto Phantom	Rigidez (kPa)	Agua (ml)	Gelatina (g)	Agar (g)	Altura (cm)	Diámetro (cm)
Cuerpo normal	10	1500	76.1	22.8	6.5	-
Inclusión 1	90	25	3.6	1.1	3.0	3.2
Inclusión 2	120	50	8.3	2.5	3.2	3.5
Inclusión 3	Bola rígida				-	1.5
Observaciones	Mayor uniformidad conseguida.					
Inconvenientes	Al utilizar un factor de rigidez de 10kPa tiene muy poca consistencia y deteriora fácilmente al tacto.					

Tabla 3.7 Características de phantom de 10 kPa con inclusiones.

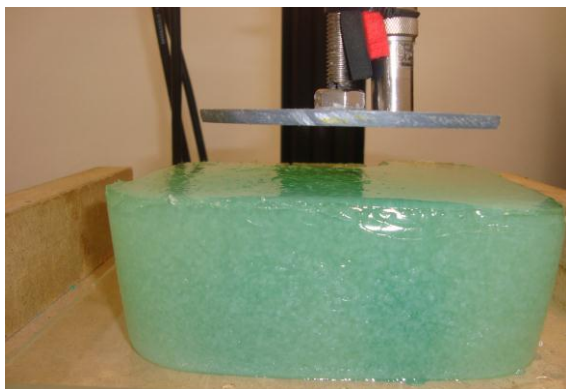


Figura 3.16 Phantom de 10 kPa. Distribución homogénea.

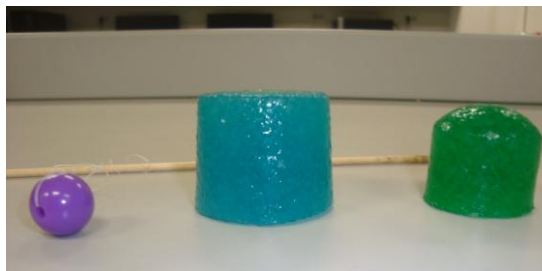


Figura 3.17 Inclusiones: bola rígida, 120 y 90 kPa.

En los tres últimos phantoms se utilizó un recipiente diferente consiguiendo superficies más planas, de manera que la placa utilizada pueda realizar la misma compresión en toda su superficie.

En todas los phantoms realizados el mayor problema es conseguir que el agar quede repartido de manera uniforme, al no contar con un sistema que nos permita un enfriamiento instantáneo de la muestra cuando esta empieza a cuajar, ya que en ese momento no podemos seguir removiendo para evitar crear deformidades en la superficie.

Aunque tanto los tres primeros como el último phantom creado no son aptos para realizar medidas, sí han servido para mejorar la técnica de elaboración hasta conseguir las propiedades deseadas con los medios disponibles. Se trata de encontrar un compromiso entre una consistencia suficiente que permita realizar medidas sin que el phantom sufra un deterioro prematuro y que la cantidad de dispersores no sea demasiado elevada de modo que se sufran grandes atenuaciones o se incremente el ruido de manera excesiva.

3.2 EQUIPAMIENTO

Para la realización de las medidas experimentales se han utilizado los equipos que se describen a continuación.

3.2.1 Elementos mecánicos

Sistema de tres ejes y motor paso a paso:

Este sistema permite realizar desplazamientos en los ejes cartesianos (x,y,z) para un posicionamiento preciso sobre el phantom, y compresiones automatizadas en los pasos que indiquemos mediante el software empleado.

Placas compresoras:

La placa compresora va unida al sistema de ejes mediante una barra de metal. Se ha utilizado principalmente una placa metálica casi cuadrada y plana, de dimensiones 9.3x8.7 cm, con el fin de aplicar la misma compresión sobre toda la superficie de contacto con el phantom.

Ya que los bordes de esta placa van deteriorando la superficie del phantom con cada compresión, como mejora se pensó en un segundo tipo de placa de forma circular y material plástico, cuyo diámetro es de 10.7 cm.

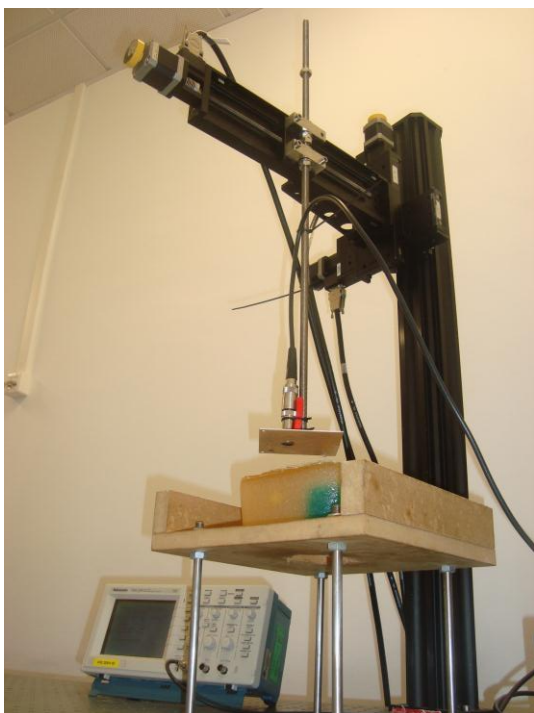


Figura 3.18. Brazo robótico de tres ejes. Fabricante Owis.



Figura 3.19. Motor paso a paso National Instruments MID- 7604. Permite hasta 4 ejes.



Figura 3.20. Placas compresoras circular y cuadrada.

3.2.2 Generación y detección de ultrasonidos

Transductor V320 de Panametrics:

El modelo V320 es un transductor de inmersión. Este tipo de transductor está diseñado específicamente para transmitir el ultrasonido en aplicaciones donde la muestra bajo estudio se encuentra parcial o totalmente sumergida, lo que permite un acoplamiento uniforme con la muestra.

Principales características:

- Frecuencia de trabajo: 7.5 MHz.
- Diámetro del elemento activo: 13 mm (0.5").
- Focalizado.
- Distancia focal: 7.4930 cm (2.95").
- Resistente a la corrosión, formado por una estructura de acero inoxidable y latón cromado.
- Protección RF para mejorar la relación señal ruido.



Figura 3.21. Transductor focalizado V320 de Panametrics.

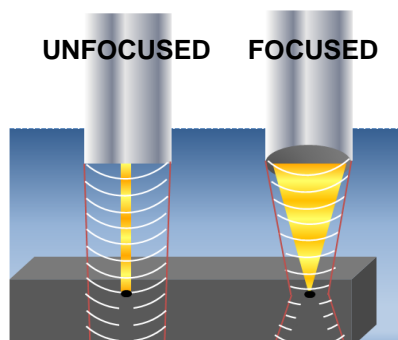


Figura 3.22. Diferencia entre un transductor focalizado o no focalizado.

Generador/Receptor de pulsos Olympus 5072PR:

El modelo 5072PR de Olympus es un emisor-receptor de ultrasonidos controlado manualmente para aplicaciones convencionales y de alta frecuencia.



Figura 3.23. Generador/receptor de pulsos Olympus 5072PR.

Generador:

- PRF interna: Frecuencia de repetición del pulso (100, 200, 500, 1000, 2000, 5000 Hz).
- PRF externa: de 0 a 6 kHz.
- Energy: amplitud del pulso (13 μ J, 26 μ J, 52 μ J ó 104 μ J).
- Damping (amortiguamiento): ajuste del ancho de banda del pulso. Contra más estrecho sea el pulso, mayor ancho de banda. Valores: 15, 17, 20, 25, 36, 50, 100 ó 500. Permite un modo adaptado (50 Ω).
- Modo: pulso-eco o transmisión directa.
- SYNC OUT (sincronización del impulso de salida): 3V en 50 Ω .

Receptor:

- Ancho de banda máximo: 1 a 35 kHz (a la impedancia de carga de 50 Ω).
- Gain (dB): Ganancia o atenuación de 0 a 59 dB en pasos de 1 dB (impedancia de carga 50 Ω).
- HPF (filtro paso alto): 1 kHz (salida) ó 1 MHz.
- LPF (filtro paso bajo): 35 MHz (salida) ó 10 MHz.
- Impedancia de salida: 50 Ω .

Unidad:

- Entrada/Salida: Entrada del disparador externo, salida sincronizada, salida RF, emisor-receptor y receptor: conectores del tipo BNC hembra.
- Alimentación: 100 V CA, 120 V CA, 220 V CA, 240 V CA; 50 Hz a 60 Hz.
- Temperatura de operación: 0 a 50 °C
- Tamaño y peso: 178 mm x 89 mm x 232 mm; 2,3 kg.

3.2.3 Sistema de adquisición

National Instruments NI PXI-1000B

El chasis NI PXI-1000B combina un plano trasero PXI de 8 ranuras de alto rendimiento con un alto suministro de potencia de salida, ofreciendo características avanzadas de temporización y sincronización.

Módulo de entrada NI PXI-5620

El PXI-5620 es un módulo digitalizador de un solo canal, adecuado para aplicaciones de ultrasonido.

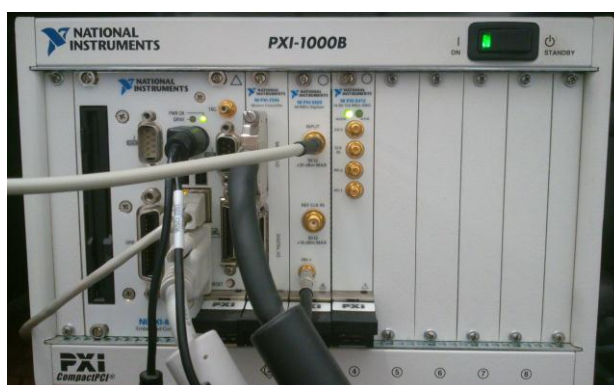


Figura 3.24 vista frontal del módulo de adquisición PXI de National Instruments

Algunas especificaciones técnicas:

- Canales de entrada: 1
- Resolución: 14 bits
- Rango de frecuencia de muestreo: 1 kS/s to 64 MS/s
- Nivel de entrada: +10 dBm (± 1 Vp)
- Impedancia nominal: 50 Ω
- Ancho de banda analógico (-3 dB): de 10 kHz a 36 MHz
- Respuesta en frecuencia: 4-25 MHz
- Trigger externo: conexión PFI1.

Software de adquisición LabVIEW

LabVIEW es un entorno de programación flexible que permite construir cualquier aplicación de medida o control [20].

Junto con el módulo digitalizador PXI de National Instruments, permite la automatización de los ejes para la adquisición de los datos de interés y su representación en la forma de una pantalla A-San.

Los datos almacenados de cada medida se corresponderán con la posición de los ejes, y la amplitud de los ecos devueltos en función del tiempo.

Representación A-Scan

Cualquier instrumento ultrasónico normalmente registra dos parámetros fundamentales de un eco, su amplitud y lo que ocurre en función del tiempo respecto a un punto de referencia de valor cero (tiempo de tránsito del pulso). El tiempo de tránsito a su vez generalmente está relacionado con la profundidad del reflector o la distancia, basándose en la velocidad de propagación del sonido en el material de ensayo mediante la siguiente relación:

$$\text{Distancia} = \text{velocidad} \times \text{tiempo}$$

En la representación A-scan, se muestra la forma de onda en una cuadrícula simple donde el eje vertical representa la amplitud y el eje horizontal el tiempo [21].

3.2.4 Esquema de conexión

A continuación se presenta el esquema de conexiones del equipo descrito anteriormente, así como su configuración para la adquisición de los datos.

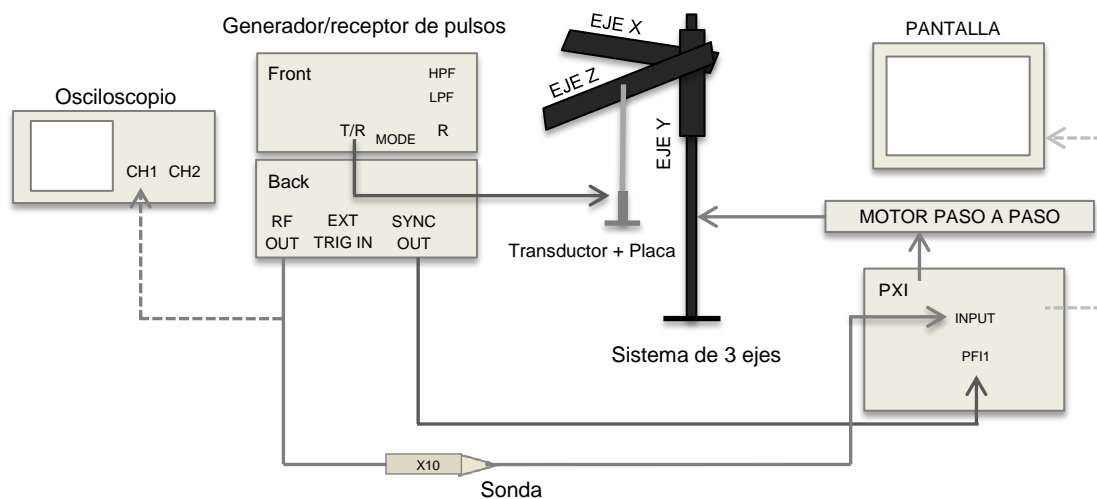


Figura 3.25. Esquema de conexionado

El transductor se conecta al generador/receptor de pulsos en el modo 1 para que actúe como emisor y receptor.

La salida RF del generador se conecta por un lado al osciloscopio, para saber la tensión de salida del pulso antes de conectarlo a la entrada de la tarjeta de

adquisición. Al ser superior a 7 Vpp, se hace necesario interponer una sonda de atenuación x10 entre la salida del generador y la entrada del PXI como medida de protección.

Como señal de trigger se emplea la salida *sync out* del generador de pulsos.

3.3 PROTOCOLO DE MEDIDA

3.3.1 Fase de configuración

Una vez hechas las conexiones del equipo que se muestra en el diagrama de la figura 3.25, se procede a la configuración para la adquisición de datos.

En primer lugar seleccionamos los parámetros del generador/receptor de pulsos, visionando la señal de salida en el osciloscopio.

El PRF nos indica la frecuencia del pulso, este valor debe ser tal que el siguiente pulso emitido no interfiera con los ecos recibidos. Se establece por tanto un valor de 500 Hz, lo que implica que el pulso se repetirá cada 2 ms.

Energy: se fija el valor máximo de 4.

Damping: se selecciona el modo adaptado de 50Ω (opción 3). Este valor determina que el pulso sea más o menos estrecho, y por tanto, el ancho de banda de la señal emitida.

Una vez configurado el generador pasamos a establecer los parámetros de la tarjeta de adquisición. Para ello se ejecuta el software LabVIEW.

Lo primero es poner en marcha la aplicación (*Run*) e inicializar los ejes. Después se procede a la configuración del osciloscopio.

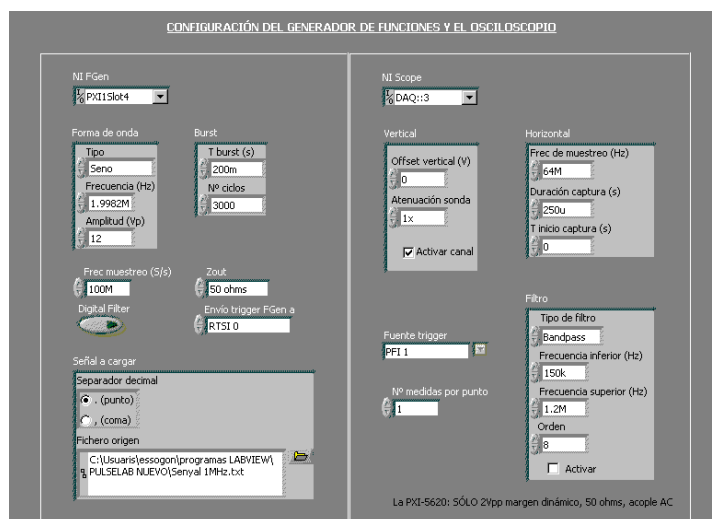


Figura 3.26. Configuración del osciloscopio.

Se toma la máxima frecuencia de muestreo de 64 MHz. Una duración de captura de 250 μ s, y el inicio de tiempo de captura en 0 s.

El número de medidas por punto indica si se están realizando medidas simples, en caso de que el valor sea 1, o si la medida es el resultado del número de promedios que indiquemos (para valores superiores a 1). En nuestro caso se realizaron medidas de ambos tipos, tanto simples, como el resultado de 20 promedios, lo que reduce considerablemente el ruido en la señal registrada.

Para saber cuánto vamos a comprimir, se coloca el phantom debajo del transductor, sobre una superficie plana. Con el eje y se realizan desplazamientos hacia arriba y abajo, de manera que situamos el conjunto transductor y placa compresora sobre la superficie del phantom, permitiendo que entren en contacto con ella (situación de pre-compresión). Después subimos 7 mm el conjunto e inicializamos el eje y a 0.

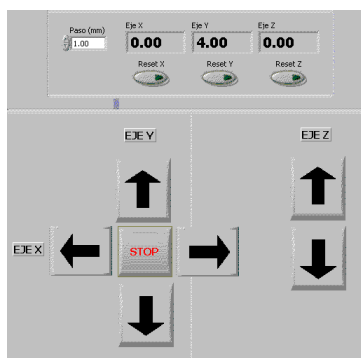


Figura 3.27. Movimiento de los ejes.

El siguiente paso es configurar el barrido de línea en la ventana de la siguiente imagen.

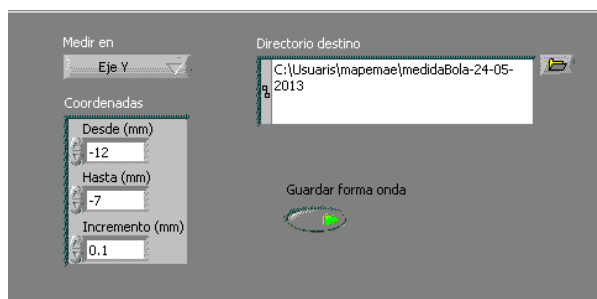


Figura 3.28. Configuración del barrido de línea.

Como se puede observar en la figura 3.28, hay que indicar el eje que se va a mover de manera automatizada. Ya que se va a hacer una compresión, seleccionamos el eje y (movimiento axial), desde -12 mm (máxima compresión) hasta lo que hemos establecido anteriormente como la situación de pre-compresión ($y=-7\text{mm}$), en pasos de 0.1mm. En esta misma ventana de configuración se debe seleccionar que los resultados de cada barrido sean almacenados en el directorio indicado.

Se debe elegir como compresión máxima un punto suficiente para que se produzca una deformación, pero sin causar un deterioro de la superficie del phantom, ya que podría producir efectos no deseados en los resultados de medidas sucesivas.

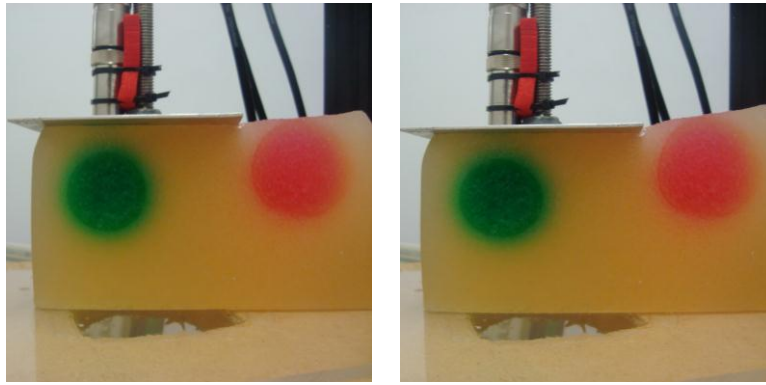


Figura 3.29 Situación de pre y pos-compresión para un phantom de 30 kPa sobre una inclusión de 90 kPa.

A partir de la elasticidad teórica de cada phantom y los parámetros de compresión fijados, se puede calcular la fuerza aplicada mediante la expresión del módulo de Young.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/S}{\Delta L/L} \rightarrow F = \frac{E \cdot \Delta L \cdot S}{L} \quad (3.1)$$

Elasticidad teórica E (Pa)	Desplazamiento en el eje y ΔL (m)	Longitud inicial del phantom L (m)	Superficie placa compresora S (m ²)	Fuerza aplicada F (N)
20·10 ³	1·10 ⁻⁴	6.5·10 ⁻²	8.09·10 ⁻³	0.25
	5·10 ⁻³	6.5·10 ⁻²	8.09·10 ⁻³	12.45
30·10 ³	1·10 ⁻⁴	6.5·10 ⁻²	8.09·10 ⁻³	0.37
	5·10 ⁻³	6.5·10 ⁻²	8.09·10 ⁻³	18.67

Tabla 3.8 Fuerza teórica aplicada en cada compresión por la placa cuadrada.

Si la fuerza aplicada es siempre la misma, de la expresión del módulo de Young se puede deducir que la deformación producida en la muestra será mayor que la experimentada por una inclusión de mayor rigidez.

3.3.2 Fase de posicionamiento

Al igual que hemos definido previamente las posiciones de pre y pos-compresión, se debe establecer cuál será el recorrido en el eje x. Por lo que, antes de iniciar una medida, nos situaremos sobre una de las inclusiones.

En la figura 3.30 se muestra la forma de onda capturada en una zona del phantom sin inclusiones. Esta representación proporciona información de la amplitud y el tiempo de llegada de los ecos. El primero que aparece en t=0 s corresponde al pulso emitido. Conociendo la velocidad de propagación podemos determinar si los demás ecos recibidos pertenecen a la inclusión y, por lo tanto, si nos hemos situado correctamente sobre esta, o al fondo del phantom. Se debe tener en cuenta que el tiempo que visualizamos en la representación A-Scan corresponde al camino que recorre el pulso emitido más el que recorre el eco de vuelta al transductor. De manera

que, si un phantom mide 6 cm de altura, el pulso inicial tardará 40 μs en llegar al fondo, y el eco producido llegará transcurrido un total de 80 μs .

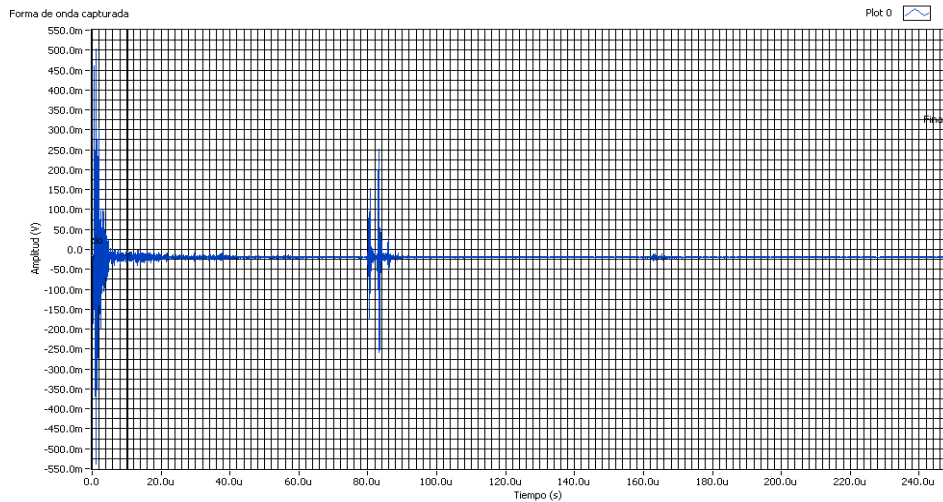


Figura 3.30 Ejemplo de representación A-Scan, donde se aprecia el pulso emitido en $t=0$ s y el fondo del phantom en $t=80$ μs .

Una vez sobre el objeto, marcamos un recorrido en el eje x (movimiento horizontal) sobre el que se efectuarán barridos de línea como los descritos anteriormente, en los pasos que indiquemos en la ventana de movimiento de ejes. Cuanto más pequeños sean los pasos con los que recorramos el objeto, mayor será la resolución a la hora de crear una imagen elastográfica.

Se realizaron múltiples medidas con pasos de 0.1, 0.5 y 1 mm.

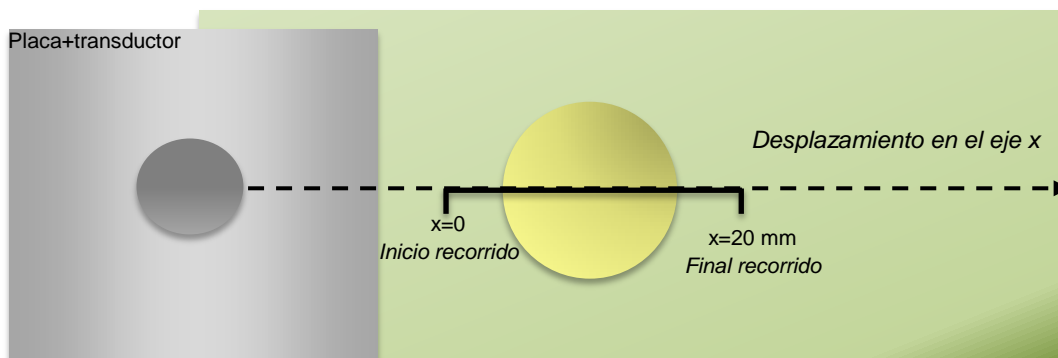


Figura 3.31 Ejemplo de desplazamiento en el eje x recorriendo una inclusión de bola rígida.

3.3.3 Fase de adquisición:

Según los valores establecidos, cada vez que se efectúe un barrido de línea, la placa compresora a la que está unida el transductor bajará hasta la posición de máxima compresión, donde comenzará el barrido registrando los valores de la amplitud y tiempo de los ecos recibidos cada vez que el eje y se desplace 0.1 mm hacia arriba hasta la posición de pre-compresión.

Al finalizar el barrido de una línea se deberá elevar el transductor lo suficiente para que, al cambiar manualmente la posición en el eje x , la placa no deteriore la superficie del phantom. Para asegurar que existe un buen acoplamiento con el

transductor cubriremos la superficie de contacto con el phantom con una capa de agua.

En cada barrido se almacenarán 51 archivos en el directorio seleccionado, uno por cada paso de 0.1 mm desde $y=-12$ mm hasta $y=-7$ mm.

Con una frecuencia de muestreo de 64 MHz y un tiempo de captura de 250 μ s, el número de muestras registradas en cada uno de estos archivos será de 16000.

El nombre asignado a cada archivo corresponde con la posición de los ejes en el momento de la adquisición. Estos datos serán cargados posteriormente en MATLAB para su procesamiento.

Un aspecto a tener en cuenta de cara a la adquisición, es que la resolución axial del sistema va a depender en gran medida del transductor empleado. Con transductores de mayor frecuencia se obtiene resoluciones axiales altas, sin embargo, no podemos ignorar el problema de la dependencia de la atenuación con la frecuencia.

3.4 POST-PROCESADO

Una vez efectuadas las medidas, es hora de procesar los datos, aplicando una serie de algoritmos desarrollados en MATLAB. El primer paso consiste en cargar los datos de cada barrido de línea en función de la posición de medida en el eje x . Como resultado se obtiene una matriz 3D.

El siguiente diagrama de bloques muestra un esquema de funcionamiento del algoritmo empleado.

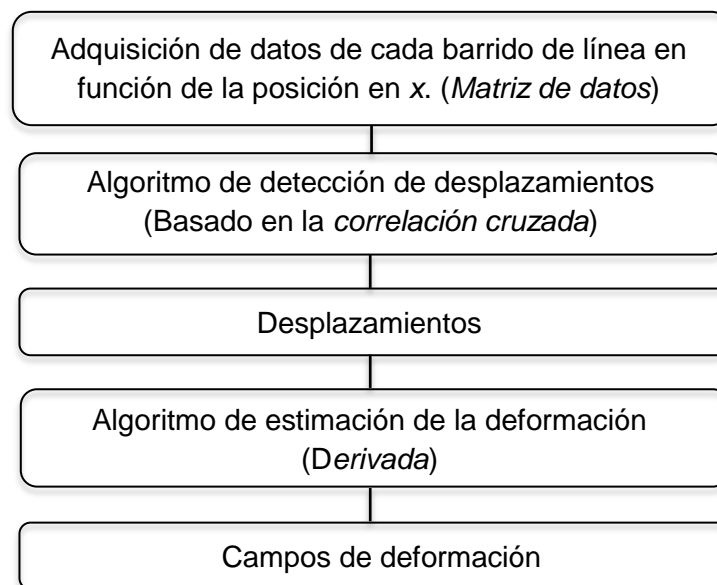


Figura 3.32 Diagrama de bloques del algoritmo de post-procesado.

A continuación se describen los algoritmos empleados hasta conseguir una imagen elastográfica.

3.4.1 Detección de desplazamientos

En el *capítulo 2* se definió el término elasticidad de un material y las propiedades elásticas de éste, que venían dadas por el módulo de Young o módulo de elasticidad (ecuación 2.1).

Cuando se aplica una compresión sobre el phantom, éste experimenta una reducción en su longitud, y todos los puntos que lo forman se acercan a la superficie del transductor de ultrasonidos. De esta forma, los ecos se reciben en un tiempo inferior a los producidos antes de su compresión.

De la comparación entre las señales de pre y post-compresión, se puede obtener el incremento de la longitud de la muestra, o lo que es lo mismo, el incremento de tiempo entre reflexiones, lo que permite estimar la deformación. Estableciendo como constante la velocidad c en los diferentes medios, podemos expresar la deformación en función del tiempo [19]:

$$\Delta l = l_0 - l_f \quad (3.2)$$

$$l = c \cdot t \quad (3.3)$$

$$\Delta l = c \cdot t_0 - c \cdot t_f = c \cdot (t_0 - t_f) = c \cdot \Delta t \quad (3.4)$$

De esta forma, combinando las ecuaciones 3.2 y 3.5 obtenemos el módulo de Young en función del tiempo:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/S}{\Delta l/l_0} = \frac{F/S}{c \cdot \Delta t/c \cdot t_0} = \frac{F/S}{\Delta t/t_0} \quad (3.5)$$

Dado que estas señales han sido digitalizadas, es más apropiado hablar de tiempo discreto (muestras) que de tiempo continuo (segundos). Si se conoce la frecuencia de muestreo, se puede pasar la ecuación 3.6 al dominio discreto [19].

$$f_s \text{ (muestras/segundo)} \rightarrow T_s = f_s^{-1} \quad (3.6)$$

$$t = nT_s \quad (3.7)$$

Combinando las ecuaciones 3.5 y 3.8, obtenemos la ecuación 3.9, que representa la relación entre el dominio discreto y el dominio continuo:

$$\Delta t = T_s \Delta n \quad (3.8)$$

Finalmente, utilizando esta relación podemos expresar la ecuación 3.6 en función del desplazamiento en número de muestras:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/S}{\Delta t/t_0} = \frac{F/S}{T_s \Delta n/t_0} \quad (3.9)$$

Una de las bases para detectar el desplazamiento, además de los ecos devueltos cuando el haz alcanza una inclusión o capa de mayor rigidez, es la recepción de los ecos producidos por los dispersores, que en este caso se trata de agar en su composición granular. Al aplicar una compresión sobre el phantom éstos se desplazarán con el resto del material, y devolverán una serie de ecos hacia el

transductor. El cambio de posición de los dispersores en la señal de post-compresión con respecto su posición inicial, nos ayudará a estimar el desplazamiento producido, al mismo tiempo que introducirán ruido en la señal. Esta estimación generalmente se realiza mediante una técnica de procesamiento de señal conocida como *correlación cruzada*.

FUNCIÓN DE CORRELACIÓN CRUZADA

La correlación indica la fuerza y dirección de una relación lineal entre dos señales.

El cálculo de la correlación se obtiene con la siguiente expresión:

$$r = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x \cdot \sigma_y} \quad (3.10)$$

donde σ_{xy} es la covarianza de x e y , y σ_x y σ_y sus respectivas desviaciones típicas.

El valor de la correlación se encuentra comprendido entre -1 y 1. Cuanto más parecidas sean las señales a relacionar, el valor de la correlación más se aproximará a 1. Por tanto:

- Si $r = 1$, ambas señales serán exactamente iguales.
- Si $r = -1$, las señales serán iguales pero estarán invertidas.
- Si $r = 0$, no existe ninguna relación lineal entre ellas.

La función de correlación cruzada para dos secuencias $x[n]$ e $y[n]$ vendrá dada por la expresión:

$$r_{xy}[k] = \frac{\sum_{i=1}^{n-k} (x[i] - \mu_x)(y[i+k] - \mu_y)}{\sigma_x \cdot \sigma_y} \quad (3.11)$$

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

Nótese que la variable independiente de r_{xy} no es el eje de tiempos n , sino que es una variable k , que indica el desplazamiento relativo entre ambas secuencias.

La detección del desplazamiento será más fácil cuanto más se parezcan las señales entre sí [19]. Si se utilizan valores de compresiones muy alejados entre sí, es posible que el algoritmo no encuentre la correlación entre ambas señales, y por tanto, los resultados devueltos pueden ser erróneos. Esta limitación es la razón por la que se emplearon pasos de 0.1 mm entre compresiones. Normalmente se aconseja que este valor no supere el 5%, ya que, cuanto mayor sea la deformación, mayores serán los errores de localización [19].

Basándonos en esto, aplicaremos la correlación cruzada entre el resultado de dos compresiones consecutivas para una posición concreta en el eje x .

Entre las funciones predefinidas de MATLAB se encuentra la función *xcorr* que devuelve la correlación entre dos señales. Aplicaremos esta función sobre las señales

de pre y post-compresión, o las correspondientes a dos compresiones consecutivas para obtener el desplazamiento producido entre ambas.

La correlación cruzada no se aplicara directamente sobre estas señales, sino que serán segmentadas en ventanas de un tamaño determinado nw . Una de las dos se irá desplazando obteniendo la correlación cruzada y almacenando el valor en número de muestras que se ha desplazado con respecto a la otra. Después se desplazan ambas ventanas y se repite el mismo proceso hasta recorrer por completo ambas señales. En cada paso se almacena en un vector los valores de correlación respecto al centro de la ventana.

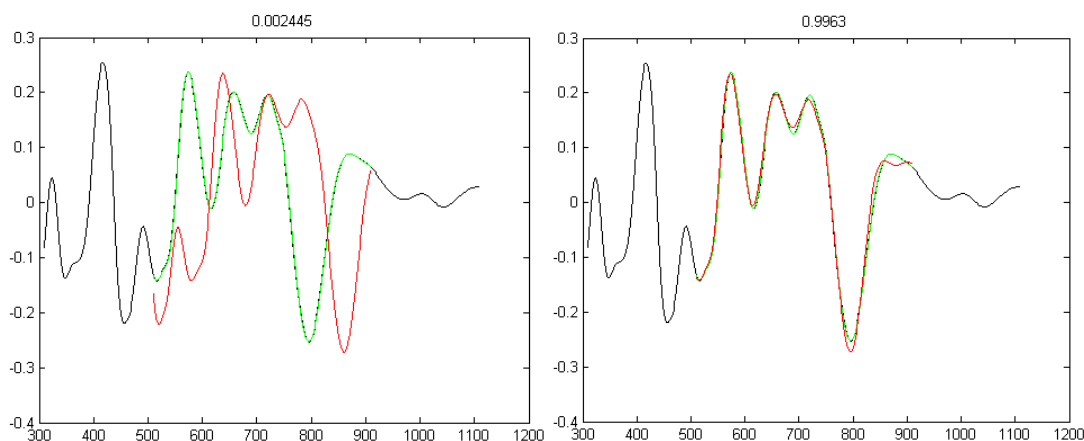


Figura 3.33 Movimiento entre ventanas, el número en la parte superior indica la correlación encontrada entre ambas señales.

La duración del vector resultante de aplicar la función de correlación cruzada (FCC) entre dos ventanas del mismo tamaño nw será:

$$Dur\{FCC\} = Dur\{nw\} + Dur\{nw\} + 1 = 2 \cdot Dur\{nw\} + 1$$

Como resultado final se obtiene una matriz 2x2 con los valores de las correlaciones máximas y los desplazamientos.

La cantidad de solapamiento entre ventanas y la longitud de la ventana son dos parámetros relacionados con la resolución de los elastogramas. Si el factor de solapamiento se fija como una fracción de la longitud de la ventana, puede definirse como un parámetro efectivo de resolución [16].

Ventanas pequeñas con valores de superposición fijos, producen una alta resolución al mismo tiempo que elastogramas con demasiado ruido [16]. Las ventanas grandes son menos sensibles al ruido, sin embargo, si la región de búsqueda es demasiado extensa, puede que existan patrones más parecidos que el que debe ser detectado [19]. Por esta razón, es muy importante establecer un tamaño de ventana adecuado.

3.4.2 Detección de la deformación

Para poder obtener la deformación sufrida por el material tras la compresión, es muy importante que previamente se haya detectado correctamente el desplazamiento de los ecos de la señal de post-deformación respecto a los ecos de la señal de pre-deformación. Si esto no es así, será imposible obtener la deformación y, por tanto, representar el elastograma.

En el apartado anterior vimos cómo encontrar los desplazamientos entre ambas señales a través de la correlación cruzada. Esta nos proporciona el incremento en número de muestras entre dos puntos sucesivos. Para determinar la deformación, debemos encontrar la pendiente de las rectas de los desplazamientos [19]:

$$\Delta n = \frac{d(\text{desplazamientos})}{dt} \tag{3.12}$$

Un segundo método que se ha estudiado y probado a la hora de analizar los resultados, en lugar de realizando la derivada de los desplazamientos, es buscando por tramos las pendientes del vector desplazamientos.

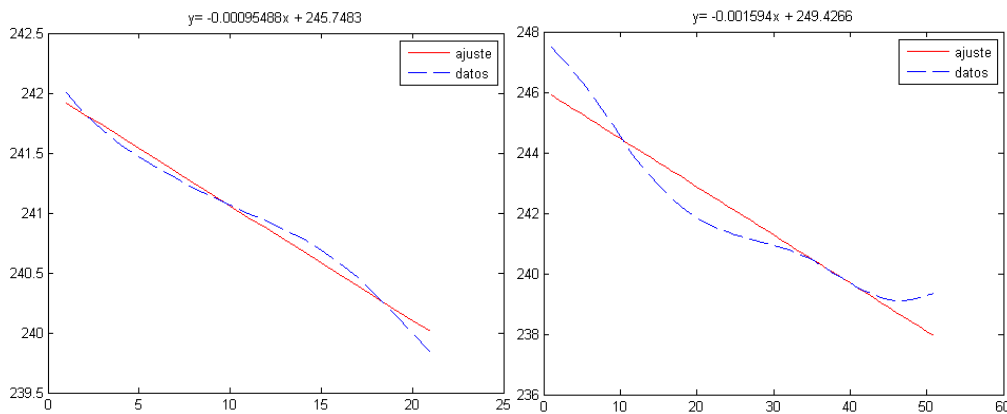


Figura 3.34 Ajuste de las pendientes por tramos de diferentes longitudes (20 y 50 muestras).

De esta manera, para cada barrido de línea se almacenará en un vector las deformaciones en función del número de muestras. Este número de muestras se relaciona con la profundidad para componer una imagen elastográfica.

3.4.3 Obtención de imágenes de elastografía

Las imágenes elastográficas comúnmente se forman a partir de la cantidad de deformación de cada zona, en lugar de representar el valor del módulo de Young.

En el paso anterior hemos obtenido la deformación para un punto concreto del phantom. Si queremos obtener una imagen que represente una inclusión completa, deberemos aplicar este procedimiento para cada barrido de línea realizado en distintos puntos del eje x. La resolución de esta imagen dependerá del número de medidas realizadas en este eje, y de la separación entre dichos puntos.

Esta resolución no debe confundirse con las resoluciones axial y lateral del haz de ultrasonidos, de las que dependerá la capacidad de distinguir entre diferentes objetos, y por consiguiente, la resolución de la imagen final.

La *resolución axial* se define como la distancia mínima que debe existir entre dos reflectores en la dirección del haz para producir ecos separados. Está determinada por la longitud espacial de pulso, que depende de la relación entre la longitud de onda del haz y la frecuencia, siendo mejor con pulsos de menor longitud y mayor frecuencia. La mínima separación que deben tener dos puntos entre sí, para ser reconocidos como independientes en el eje axial, debe ser la mitad de la longitud espacial de pulso. Esta resolución se mantiene constante en todo el recorrido del haz, y se expresa como:

$$\Delta r = c\Delta t / 2 \text{ (mm)} \quad (3.13)$$

donde c es la velocidad de propagación en el tejido y Δt es la duración del pulso expresado en segundos. Conociendo este último dato podemos averiguar el ancho de banda (B). Cuanto mayor sea B , más pequeño será Δr , y por tanto, mayor la resolución axial.

$$B = 2/\Delta t \text{ (MHz)} \quad (3.14)$$

La *resolución lateral* se define como la mínima separación entre dos reflectores (u objetos) en dirección perpendicular al haz de manera que produzcan ecos separados durante el barrido. Esta resolución es mejor en el punto más estrecho del haz o punto focal, y es directamente proporcional a la frecuencia, según la siguiente expresión:

$$\Delta z = cF/fd \text{ (mm)} \quad (3.15)$$

donde c es la velocidad del tejido, F es la distancia focal, f la frecuencia y d el diámetro del transductor.

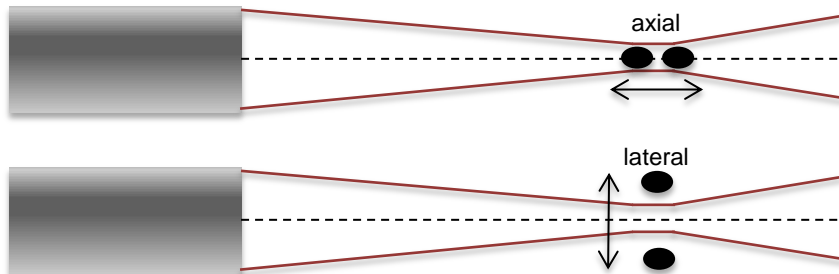


Figura 3.35 Resolución axial y lateral.

Conociendo las características del transductor, la duración del pulso Δt y tomando el valor de $c=1540$ m/s se puede averiguar la resolución del sistema:

Características del transductor	Valores de resolución axial y lateral
	$\Delta t = 6.5 \cdot 10^{-6} \text{ s}$
$F=7.493 \text{ cm}$	$\Delta r = 1540 \cdot 6.5 \cdot 10^{-6} / 2 = 5 \text{ mm}$
$f=7.5 \text{ MHz}$	$B = 2 / 6.5 \cdot 10^{-6} = 0.3 \text{ MHz}$
$d= 13 \text{ mm}$	$\Delta z = 1540 \cdot 7,49 \cdot 10^{-2} / 7.5 \cdot 10^6 \cdot 13^{-3} = 1.2 \text{ mm}$

Como se puede ver, el valor de resolución axial es muy deficiente. Se necesitaría un sistema capaz de reproducir pulsos más cortos, con mayor ancho de banda.

4 RESULTADOS

En este capítulo se presentan algunos de los resultados obtenidos del post-procesado de los datos adquiridos en el laboratorio. Si bien, no siempre se alcanzan los resultados esperados, se analizarán las posibles causas.

4.1 SEGUNDO PHANTOM MULTICAPA

Medidas sobre el segundo phantom multicapa, de 35 barridos de línea en diferentes posiciones, con 1 mm de distancia entre ellas, utilizando 20 promediados.



Figura 4.1 Segundo phantom multicapa, de 100, 50 y 20 Kpa.

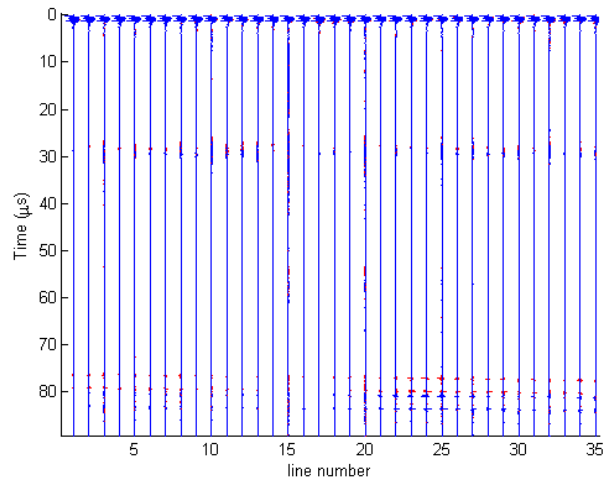


Figura 4.2 Ecos para pre-compresión (azul) y compresión máxima (rojo). Medido desde la capa más rígida.

En la figura 4.2 se representan en azul los ecos antes de la compresión, y en rojo los ecos devueltos para la máxima compresión, para las distintas posiciones de medida en el eje x (*line number*). Se puede observar que existe un desplazamiento hacia el transductor al aplicar la compresión.

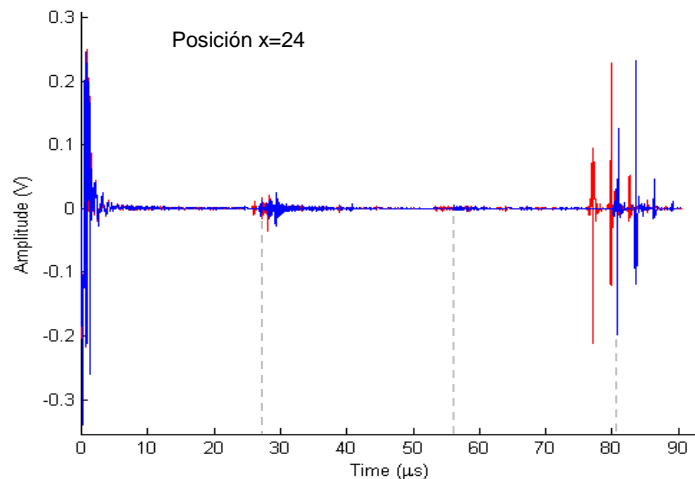


Figura 4.3 Ecos pre-compresión (azul) y compresión máxima (rojo). Medido desde la capa más rígida.

En la figura anterior se puede visualizar el resultado para una de las líneas de la figura 4.2. En ella se ve más claramente cómo el desplazamiento es mayor para el fondo del phantom, ya que se trata de la capa menos rígida, y que para el primer límite entre capas existe menos diferencia de tiempo entre los ecos de pre y post-

compresión, que en el segundo límite. Una forma de comprobar que estos ecos pertenecen realmente a los estos límites, es relacionando el tiempo con la profundidad o la distancia recorrida.

Para los cálculos mostrados en la *tabla 4.1* se ha supuesto que la velocidad de propagación es constante en todo el phantom. Si sabemos que el último eco recibido pertenece al fondo, y que este se encuentra a 6.5 cm de profundidad para la situación de pre-compresión, la velocidad de propagación será:

$$c = \frac{2d}{t} = \frac{2 \cdot 0,065}{81 \cdot 10^{-6}} \approx 1605 \text{ m/s}$$

A partir de este valor se puede hacer una aproximación de a qué profundidad pertenecen los ecos de la *figura 4.3*, que se corresponden con los valores esperados.

	Interfase 1		Interfase 2		Fondo	
	Tiempo (μs)	Profundidad (cm)	Tiempo (μs)	Profundidad (cm)	Tiempo (μs)	Profundidad (cm)
Pre-compresión	28	2,3	55	4,5	81	6,5
Post-compresión	27	2,2	53	4,3	77	6,2

Tabla 4.1 Valores de tiempo y profundidad de los ecos para pre y post-compresión.

Escogemos una de las líneas en las que mejor se distinguen los límites entre capas para hacer el post-procesado descrito anteriormente, y analizar los resultados.

En las siguientes imágenes se muestran el resultado de aplicar la correlación cruzada entre dos compresiones consecutivas, para una ventana de 500 muestras, y un desplazamiento de las ventanas de 100 muestras.

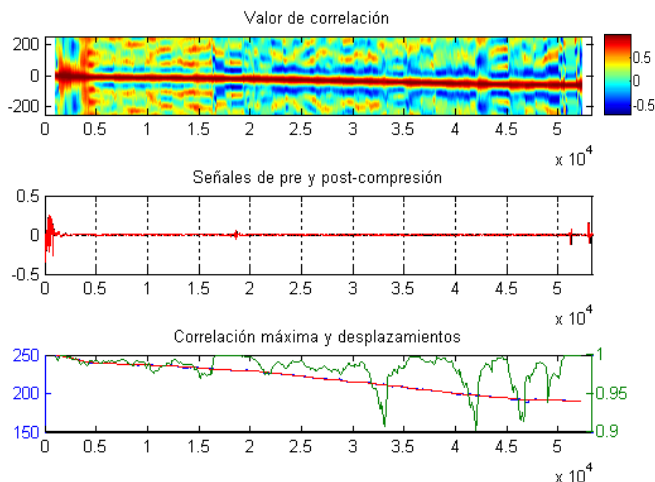


Figura 4.4 Resultados de correlación entre dos señales de compresiones consecutivas.

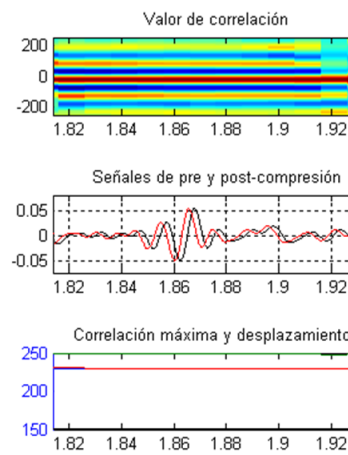


Figura 4.5 Ampliación de la zona del eco.

La línea de correlación marca una curva de pendiente descendente. El primer cambio de pendiente que se aprecia es a la altura del primer eco (límite entre la capa más rígida y la siguiente). A partir de ese punto la pendiente es más pronunciada, ya que nos encontramos en una capa menos rígida que la anterior. Aunque es poco apreciable, a partir de la muestra $3.4 \cdot 10^4$ hay un nuevo cambio.

El problema se presenta al realizar la derivada de los desplazamientos. Aunque se ha suavizado la curva que representa los desplazamientos, con la consecuente pérdida de resolución axial, la derivada no produce los valores de deformación esperados según los cambios de pendiente observados.

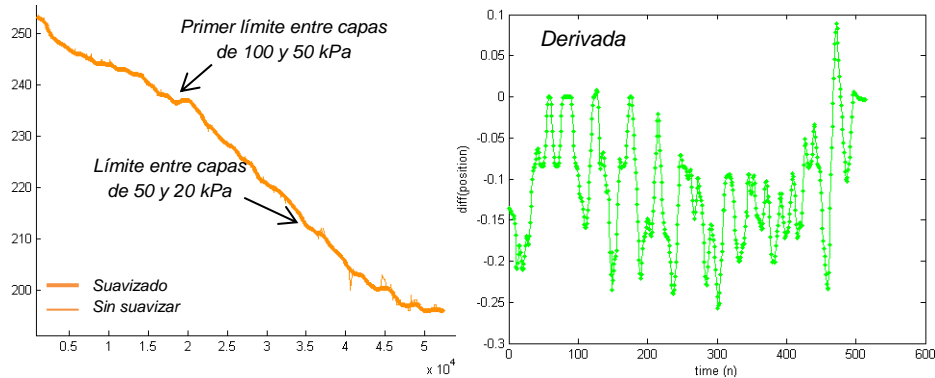


Figura 4.6 Resultado de a) desplazamientos (naranja) y b) su derivada (verde).

Utilizando la segunda técnica vista en el apartado 3.4.2, se obtienen mejores resultados. Se trata de dividir el vector desplazamientos en tramos, y calcular la pendiente de cada uno. Cuanto más pequeños sean los segmentos de búsqueda, más se parecerá el resultado a la figura 4.6.b).

A continuación se muestran los resultados para distintos tamaños de búsqueda, y la diferencia entre aplicar o no un suavizado previo a la curva de desplazamientos.

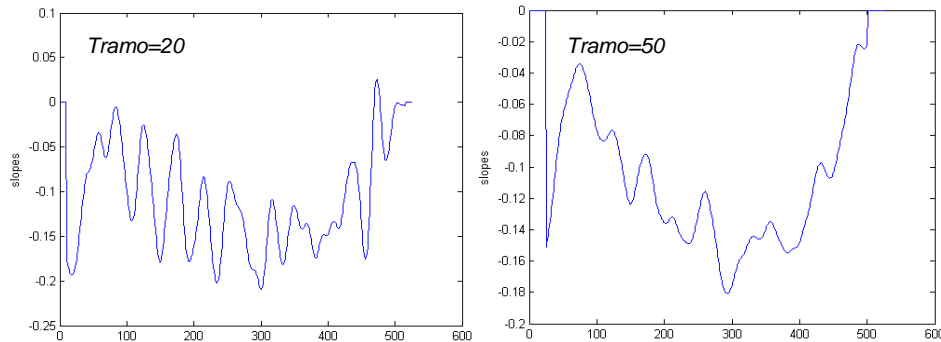


Figura 4.7. Deformación para tramos de 20 y 50 muestras respectivamente.

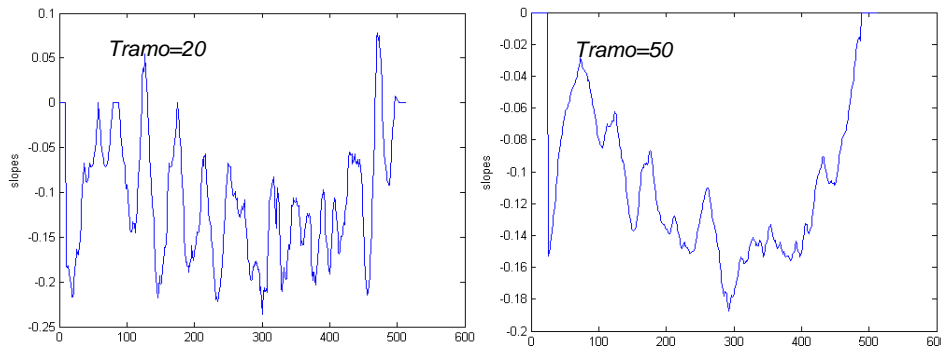


Figura 4.8 Deformación para tramos de 20 y 50 muestras respectivamente, sin suavizado previo.

Se puede comprobar que con tramos de mayor longitud, los resultados se acercan más a lo esperado, de nuevo a costa de una pérdida significativa en la resolución axial, ya que contamos con menos valores para representar los elastogramas. En la siguiente tabla se muestra el número de puntos de

representación, que equivale a las pendientes calculadas, y la resolución obtenida en función de la longitud del tramo seleccionada, para un vector desplazamientos de 514 muestras.

Tramos	Nº puntos	Resolución (%)
1	513	99.81
10	504	98.05
20	494	96.11
50	464	90.27
100	414	80.54
200	314	61.01
500	14	2.72

Tabla 4.2 Pérdida de resolución en función del número de muestras por tramo.

Los elastogramas resultantes para las opciones vistas anteriormente se muestran en la figura 4.9. Aplicando suavizado previo las variaciones en la deformación son representadas de forma más difuminada (se suavizan los contornos).

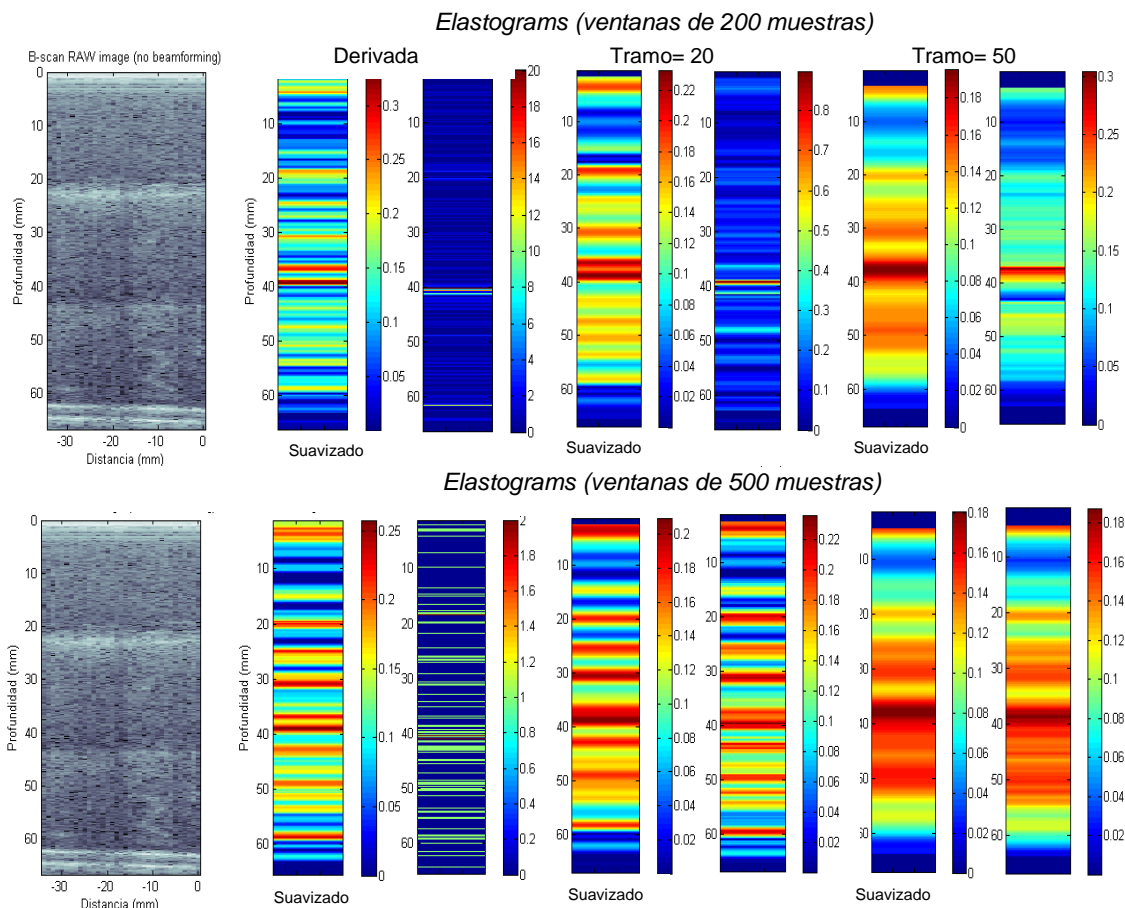


Figura 4.9 Elastogramas para una posición. Diferencias entre distintos tamaños de ventana y de emplear o no suavizado previo de la curva de desplazamientos.

En la representación B-Scan de todos los puntos de medida, se aprecian 2 líneas a las profundidades de los límites entre capas, que en los elastogramas coinciden con los cambios más bruscos de color.

Los elastogramas representan en un mapa de colores las deformaciones sufridas por el material, que va variando gradualmente desde el azul oscuro para deformaciones nulas (zonas de mayor rigidez) hasta el rojo oscuro para la máxima deformación producida. Aunque, por un lado, vemos que se asignan valores próximos a 0 para las zonas entre 0 y 20 mm de profundidad, que correspondería a la capa más rígida, no existe una distinción tan clara entre las dos capas siguientes en ninguna de las situaciones expuestas. No obstante, se distingue una línea de color rojizo a una profundidad de 44 mm que podría tratarse del límite entre ambas capas, lo que indica una falta de dispersores en esta zona, y por tanto, una menor rigidez que las capas que separa.

Una posible explicación, es que el agar no haya quedado tan uniformemente repartido como se creía en un principio, y por tanto, el límite entre capas no esté bien definido.

Si se comparan los elastogramas obtenidos calculando la correlación con ventanas de 200 y 500 muestras, los mejores resultados se obtienen para el segundo caso con tramos de 50 muestras aplicando suavizado, donde se observan 3 zonas diferenciadas aunque no homogéneas. Lo que sugiere una vez más, que se han producido concentraciones de agar, produciendo variaciones en las propiedades elásticas por zonas en el interior de cada capa. Estas variaciones se hacen más visibles en las capas menos rígidas (50 y 20 kPa).

4.2 SEGUNDO PHANTOM MULTICAPA, DESDE CAPA DE 20 KPA

En esta ocasión se realizaron medidas del segundo phantom multicapa desde la parte de arriba, es decir, desde la capa menos rígida. Se tomaron 11 barridos de línea que distan 1 mm entre sí, utilizando nuevamente 20 promedios por medida.

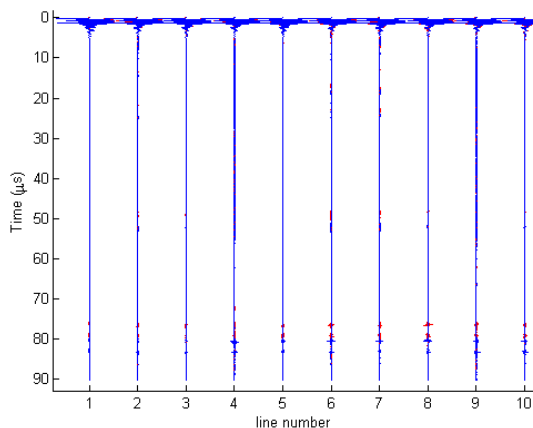


Figura 4.10 Ecos para pre-compresión (azul) y compresión máxima (rojo).

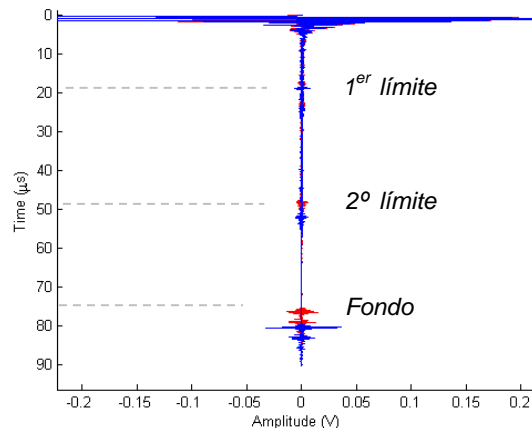


Figura 4.11 Resultado para la línea 6.

En la figura 4.11 se distinguen dos ecos que parecen corresponder con los dos límites entre capas.

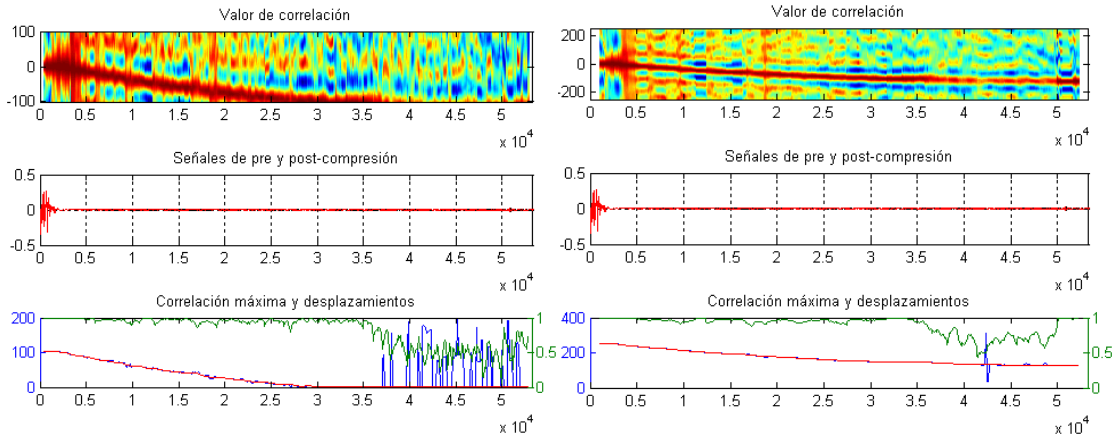


Figura 4.12 Correlación y desplazamientos para ventanas de 200 y 500 muestras respectivamente, entre compresiones 10 y 11.

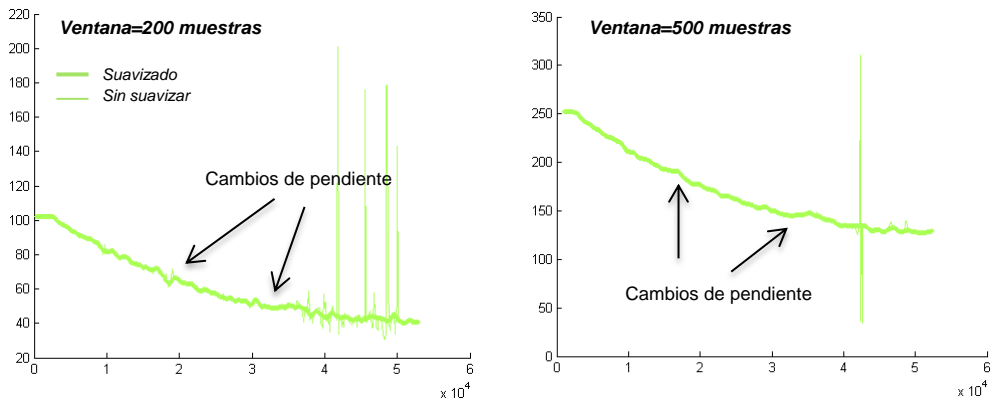


Figura 4.13 Curvas de desplazamientos para ventanas de 200 y 500 muestras.

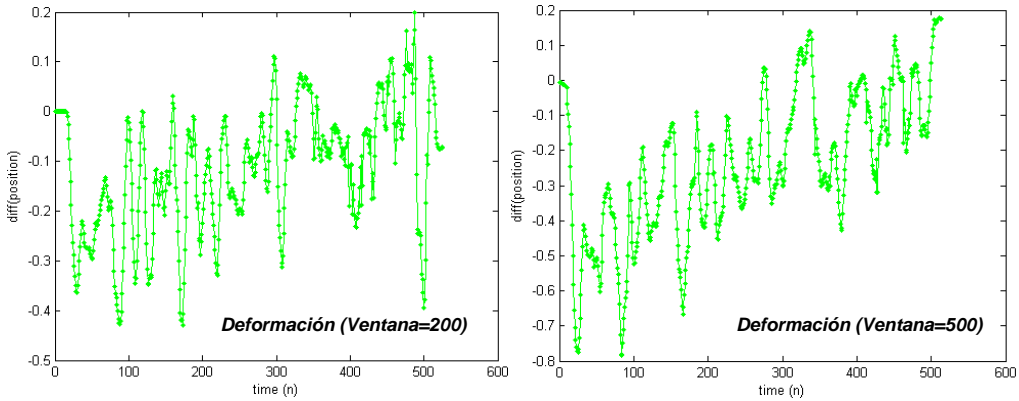


Figura 4.14 Deformaciones para ventanas de 200 y 500 muestras.

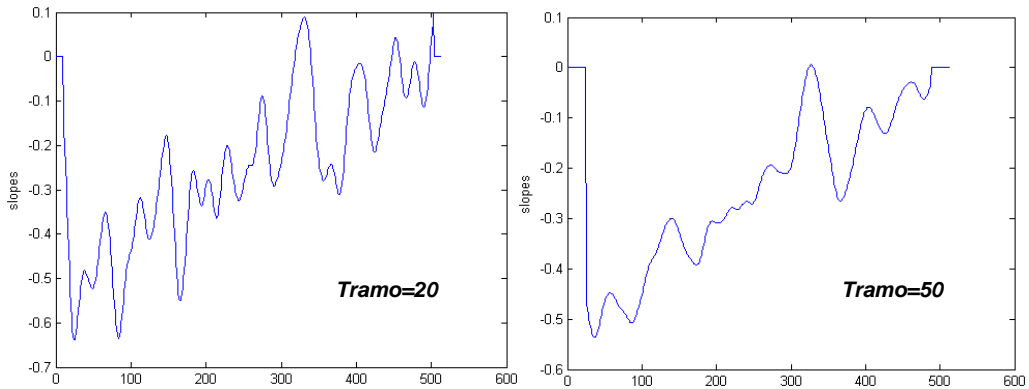


Figura 4.15 Deformaciones resultantes con el segundo método, para tramos de 20 y 50 muestras.

En los siguientes elastogramas, para la posición de medida analizada se distingue perfectamente la última capa de 100 kPa a 40 mm de profundidad, quedando más difuso el límite entre las capas de 50 y 20 kPa. Al utilizar tramos de 50 muestras vemos que, como ya intuimos de los resultados del apartado anterior, ninguna de las capas parece tener una distribución completamente uniforme, lo que dificulta detectar los límites entre ellas.

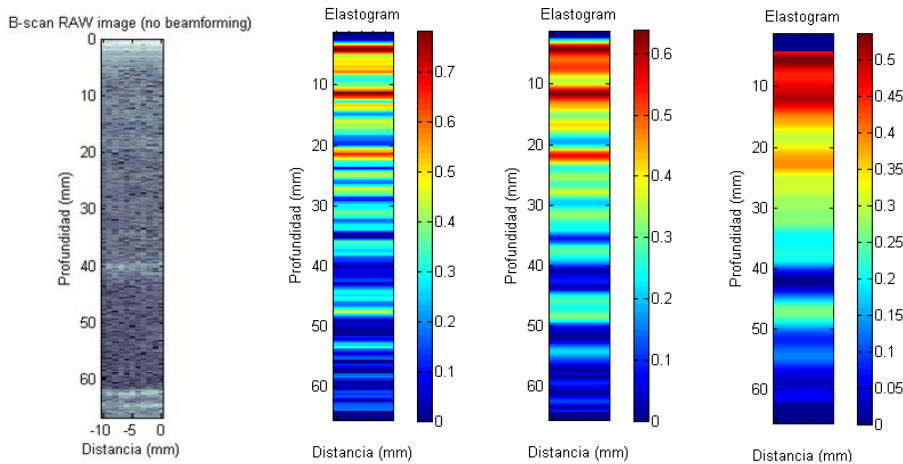


Figura 4.16 Elastogramas en la posición $x=6$. Método de la derivada y por tramos de 20 y 50 muestras para obtener las deformaciones.

4.3 QUINTO PHANTOM. INCLUSIÓN DE 90 KPA

Medidas de la inclusión de 90 kPa, desde la parte superior del phantom. Cada medida dista de la siguiente 0.5 mm y se han empleado 20 promedios.

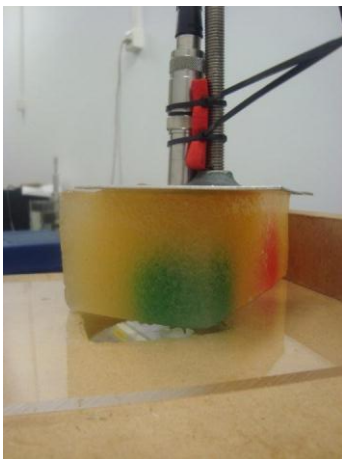


Figura 4.17. Inclusión de 90 kPa en phantom de 30 kPa.

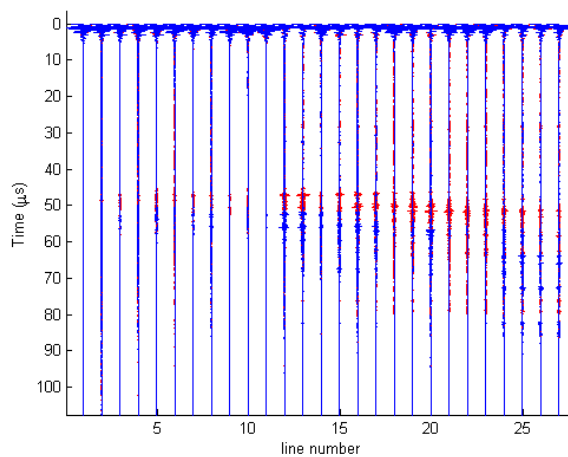


Figura 4.18 Ecos para pre-compresión (azul) y compresión máxima (rojo). Medido desde la parte superior del phantom.

En la figura 4.18 se intuye la forma semiesférica de la parte superior de la inclusión en las últimas posiciones, cuyos ecos llegan más tarde. Además se puede observar cómo se reduce el tiempo de llegada al comprimir la muestra (unos 5 μ s aproximadamente), lo que implica que existe un desplazamiento del cuerpo normal del phantom hacia la inclusión al ser comprimido.

Veamos los resultados para tamaños de ventana de 200 y 500 muestras en la posición $x=13$. En la figura 4.19 se aprecia una pendiente descendente pronunciada, que pasa a ser casi una línea horizontal en el número de muestra donde comienza el

eco procedente de la inclusión. Este cambio tan evidente en la pendiente de desplazamientos se debe a que la inclusión es 3 veces más rígida que el cuerpo normal del phantom (30 kPa).

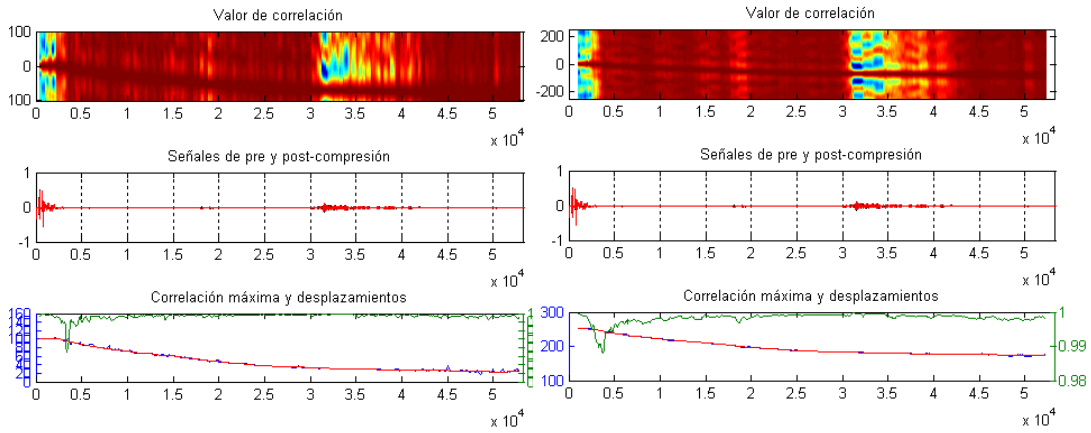


Figura 4.19 Correlación y desplazamientos para ventanas de 200 y 500 muestras, respectivamente.

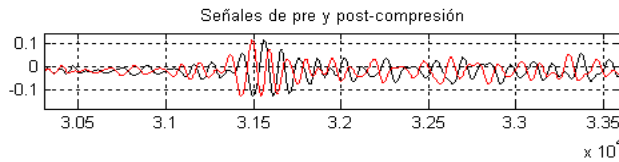


Figura 4.20 Eco pre-compresión (negro) y eco de post-compresión (rojo) de la inclusión de 90 kPa.

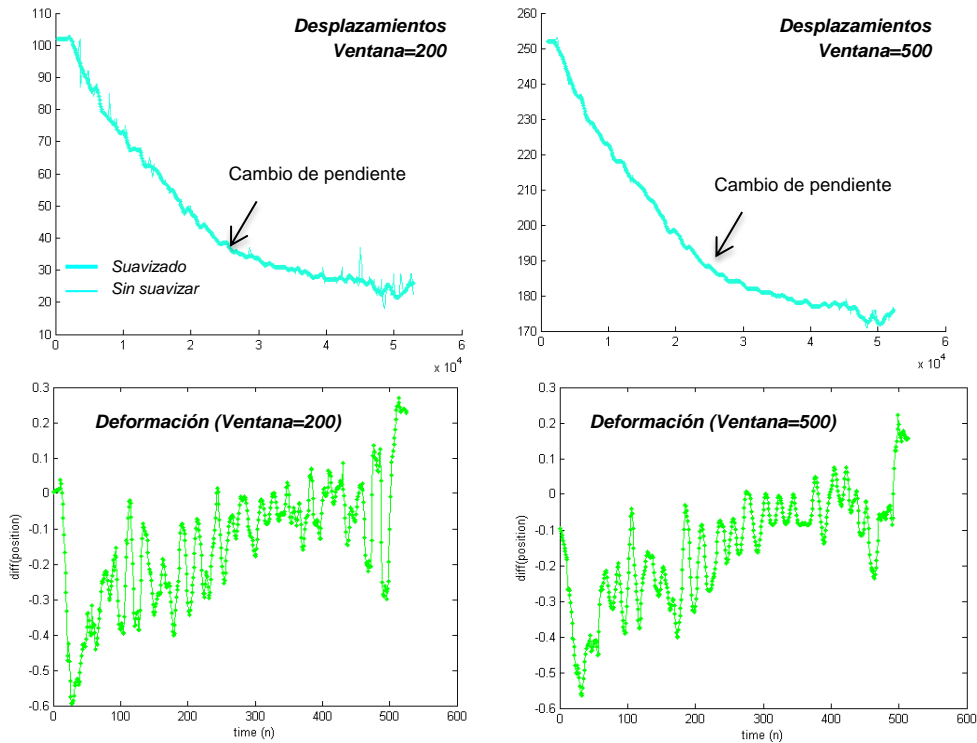


Figura 4.21 Desplazamientos y deformaciones para ventanas de 200 y 500 muestras.

De la comparación de las imágenes anteriores podemos concluir lo que ya se explicó anteriormente. Ventanas de mayor tamaño son menos sensibles al ruido. En la figura 4.21 se puede observar que la curva de desplazamientos queda más definida al emplear ventanas de 500 muestras, y que se eliminan ambigüedades resultado de aplicar la correlación, respecto a la curva sin suavizar previamente.

Sobre los desplazamientos obtenidos para la ventana de 500 muestras, aplicamos los dos métodos descritos para calcular las deformaciones.

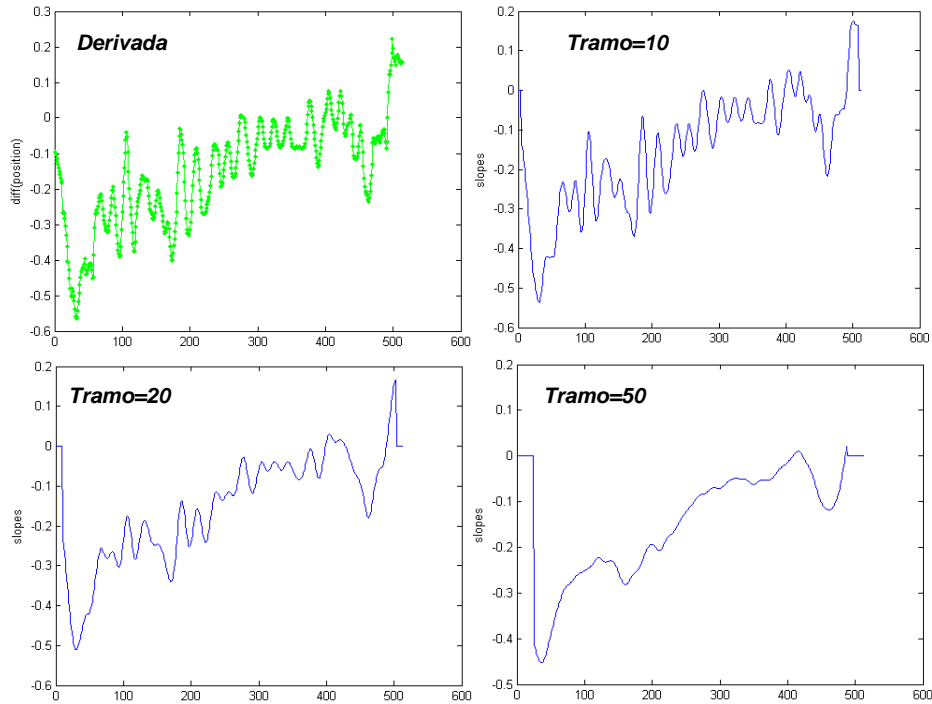


Figura 4.22 Deformación por la derivada, y por tramos de 10, 20 y 50 muestras.

Se puede comprobar que para tramos de pocas muestras el resultado es muy similar a los obtenidos por el primero método.

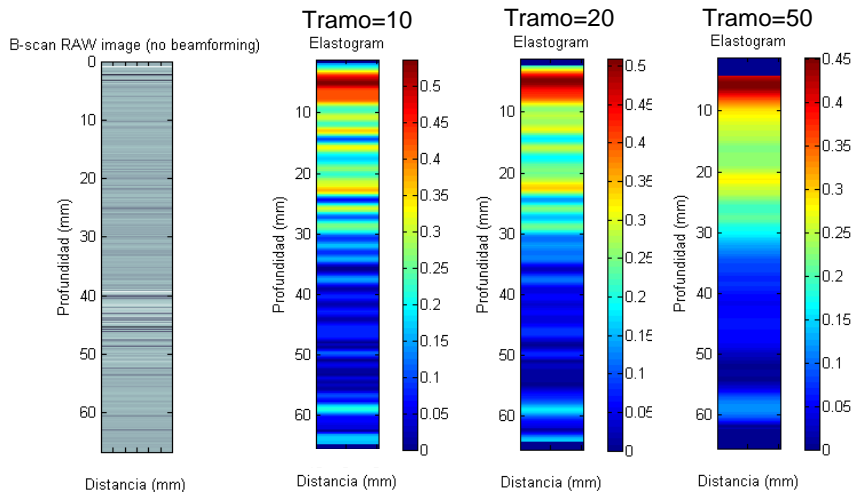


Figura 4.23 Elastogramas para una posición de medida empleando los dos métodos de cálculo de las deformaciones locales.

Tras realizar múltiples medidas de las inclusiones, el phantom fue cortado para ver su composición interna. Tal y como se muestra en la figura 4.23, esta no era completamente uniforme, produciéndose mayores concentraciones de agar según se avanza hacia el fondo del mismo, variando así las propiedades elásticas objetivo. En los elastogramas se distingue una zona en la parte superior, cuya rigidez va aumentando a medida que nos aproximamos a la inclusión. Por este motivo, las curvas de los desplazamientos no muestran un cambio de pendiente más abrupto.

Al representar los elastogramas para todas las posiciones de medida, este cambio en las propiedades elásticas de la muestra con la profundidad, produce que no se aprecie con claridad el contorno de la inclusión.

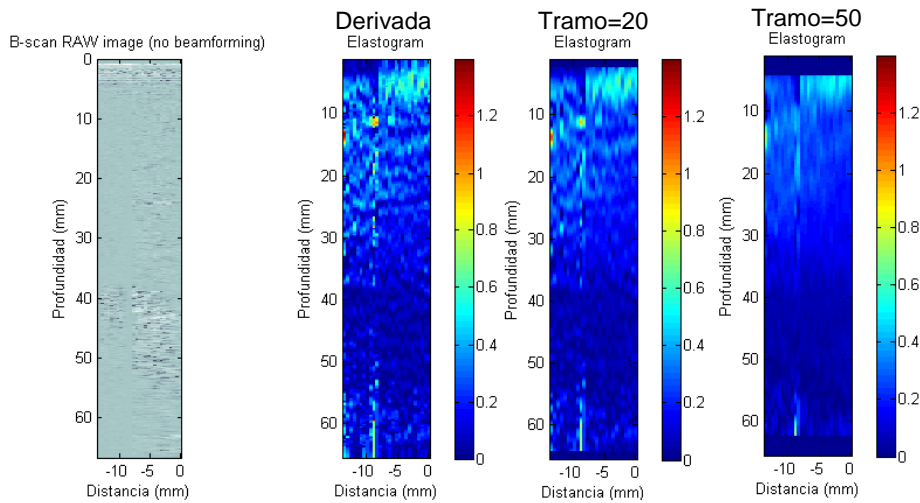


Figura 4.24 Elastogramas para deformaciones mediante la derivada, y por tramos de 20 y 50 muestras.

4.4 QUINTO PHANTOM. INCLUSIÓN DE BOLA RÍGIDA

A continuación se presentan los resultados de una de las múltiples medidas que se realizaron sobre esta inclusión desde diferentes superficies del phantom. En la figura 4.25 se muestran las condiciones de medida. Con el phantom una vez cortado, se tomaron medidas desde uno de los laterales del mismo, con el fin de realizar un barrido en una zona de composición homogénea. Cada barrido de línea dista entre sí 0.5 mm, y se tomaron en 41 posiciones diferentes, con el fin de recorrer la bola por completo y comprobar si es posible representar su contorno en el elastograma.



Figura 4.25 Medidas inclusión bola rígida.

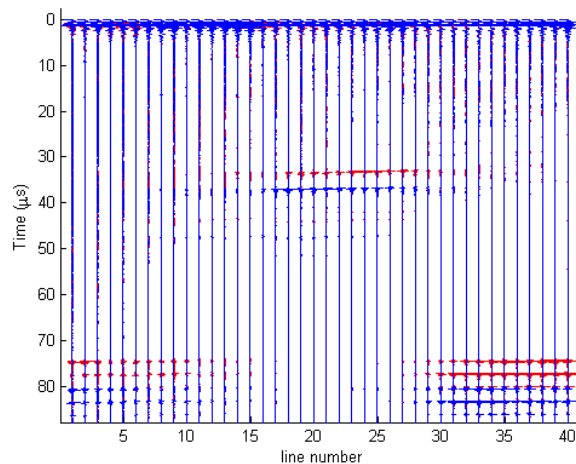


Figura 4.26 Ecos para pre-compresión (azul) y compresión máxima (rojo).

En la figura 4.26 se puede ver que el desplazamiento de los ecos procedentes de la bola rígida después de la compresión es menor que los procedentes del fondo del phantom. En esta ocasión se va a comparar los resultados para posiciones con y sin inclusión. Más adelante se verá como para las zonas sin inclusión, la curva que representa los desplazamientos es una línea con una pendiente constante.

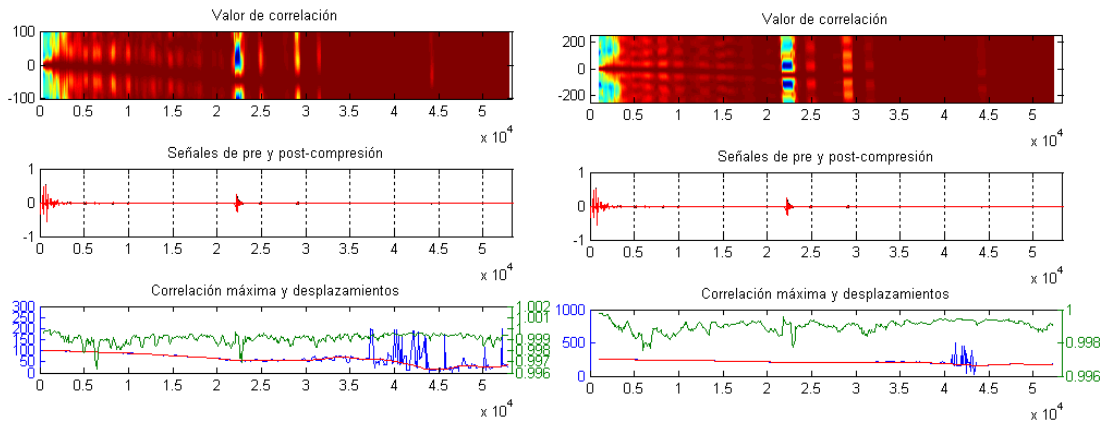


Figura 4.27 Correlación y desplazamientos para ventanas de 200 y 500 muestras.

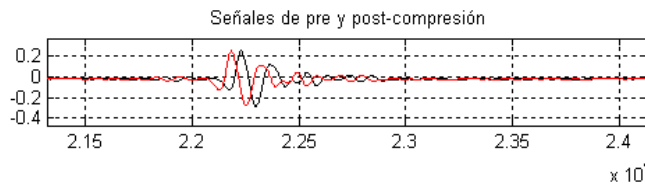


Figura 4.28 Ampliación. Eco pre-compresión (negro) y eco post-compresión (rojo).

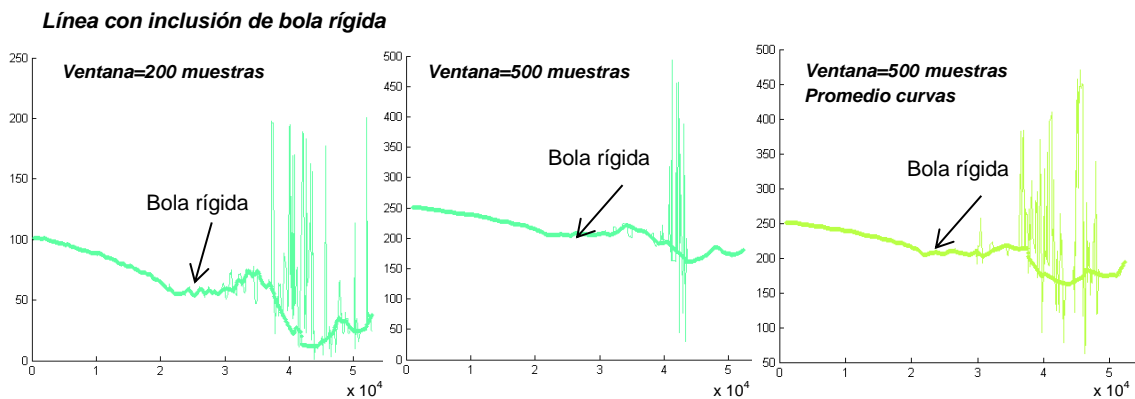


Figura 4.29. Curva de desplazamientos para ventanas de 200 y 500 muestras de una línea con inclusión (posición $x=23$, centro de la bola).

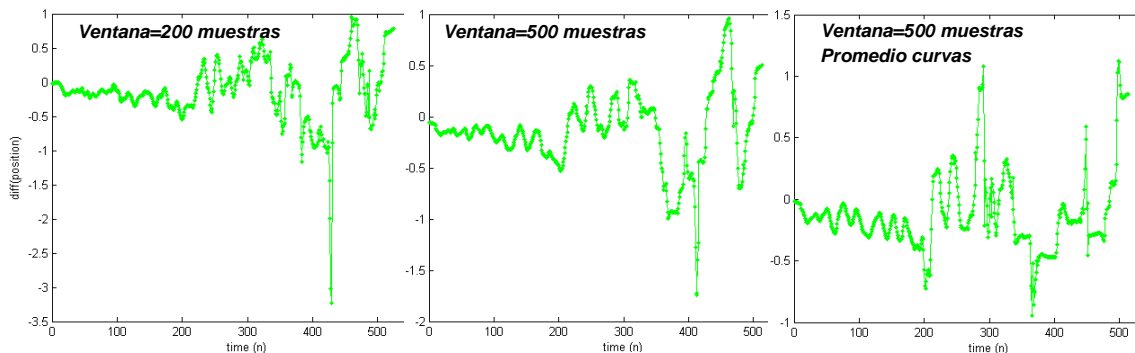


Figura 4.30 Deformaciones mediante la derivada para ventanas de 200 y 500 muestras.

A la curva de desplazamientos anteriores, para ventanas de 500 muestras con y sin promediar varias curvas, se usa el segundo método para calcular las deformaciones:

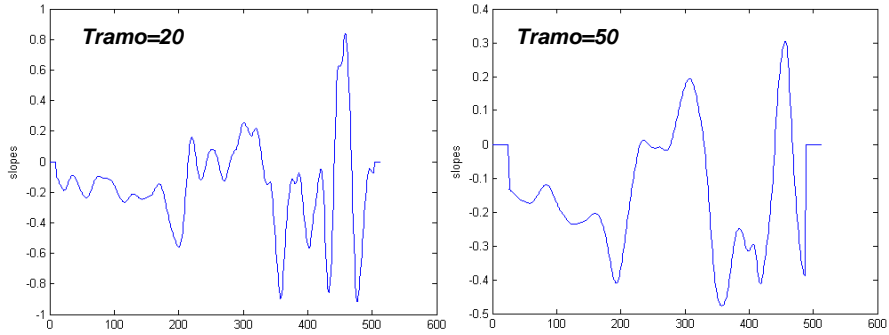


Figura 4.31 Deformaciones por tramos de 20 y 50 muestras, sin promediar desplazamientos.

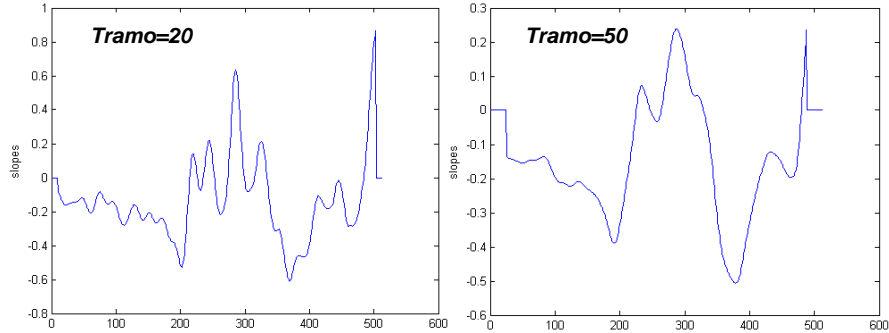


Figura 4.32 Deformaciones por tramos de 20 y 50 muestras, promediando 4 curvas de desplazamientos consecutivas.

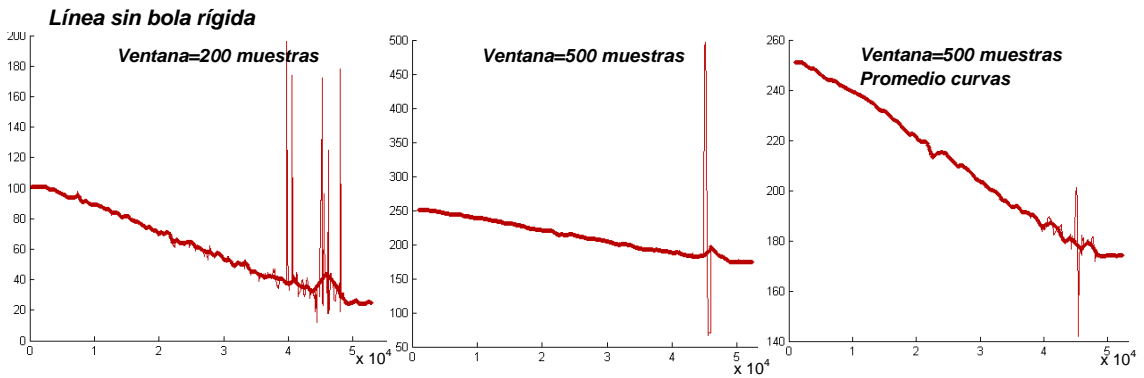


Figura 4.33 Curvas de desplazamiento para una línea sin inclusión (posición $x=41$).

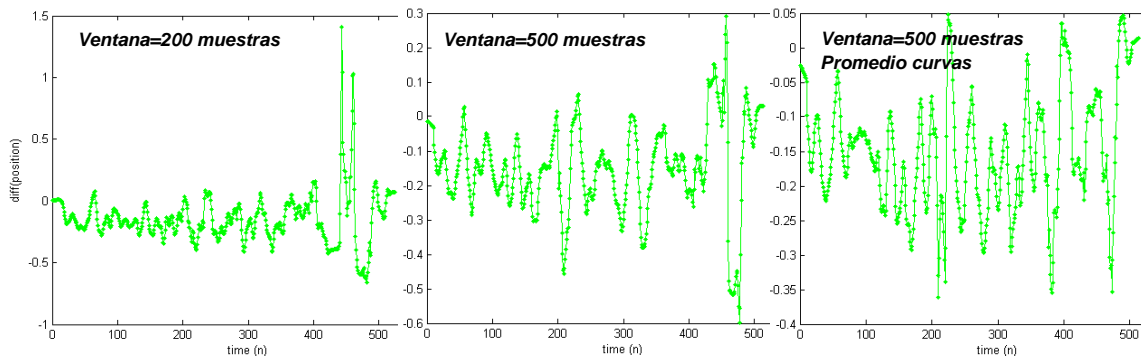


Figura 4.34 Deformaciones mediante la derivada para ventanas de 200 y 500 muestras

Utilizando los desplazamientos obtenidos con ventanas de 500 muestras calculamos las deformaciones con y sin promediar curvas de desplazamiento:

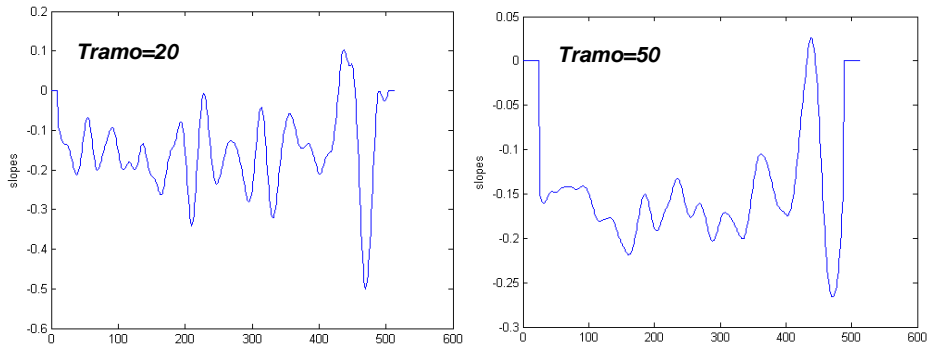


Figura 4.35 Deformaciones calculadas por tramos de 20 y 50 muestras sin promediar.

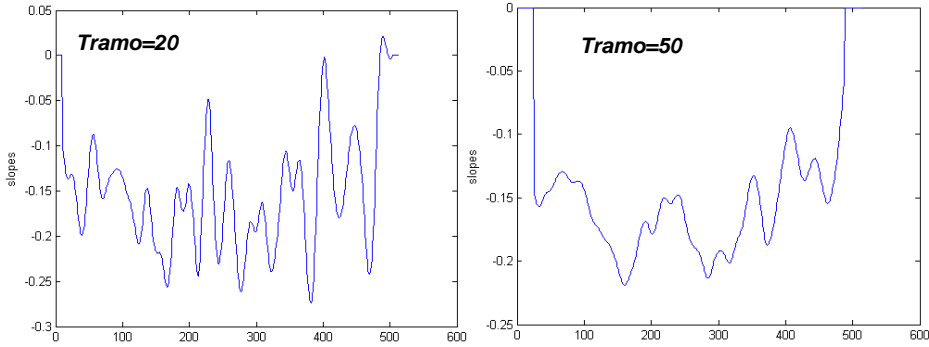


Figura 4.36 Deformaciones por tramos de 20 y 50 muestras promediando 4 curvas de desplazamientos.

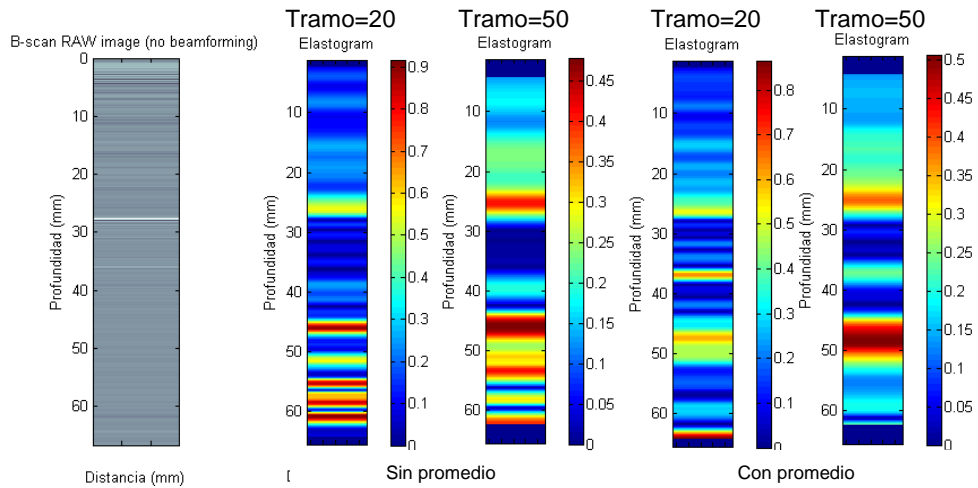


Figura 4.37 Elastogramas para una posición con inclusión de bola rígida.

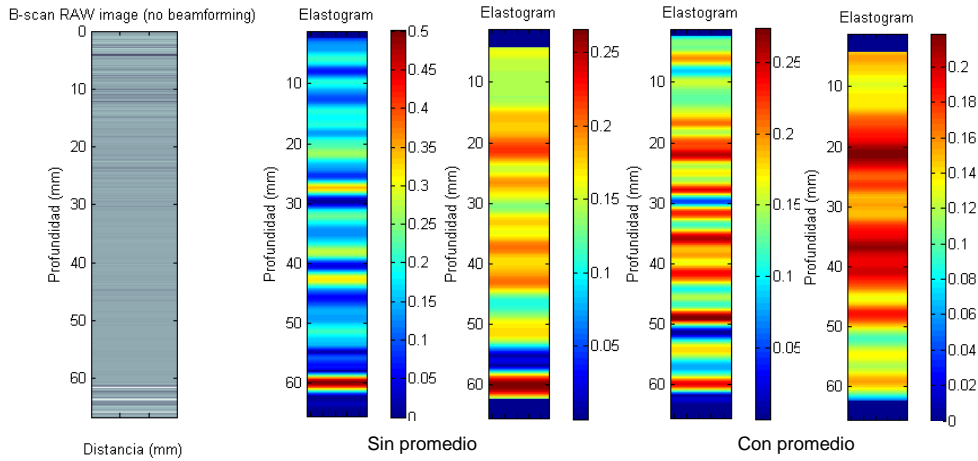


Figura 4.38 Elastogramas para una posición sin inclusión.

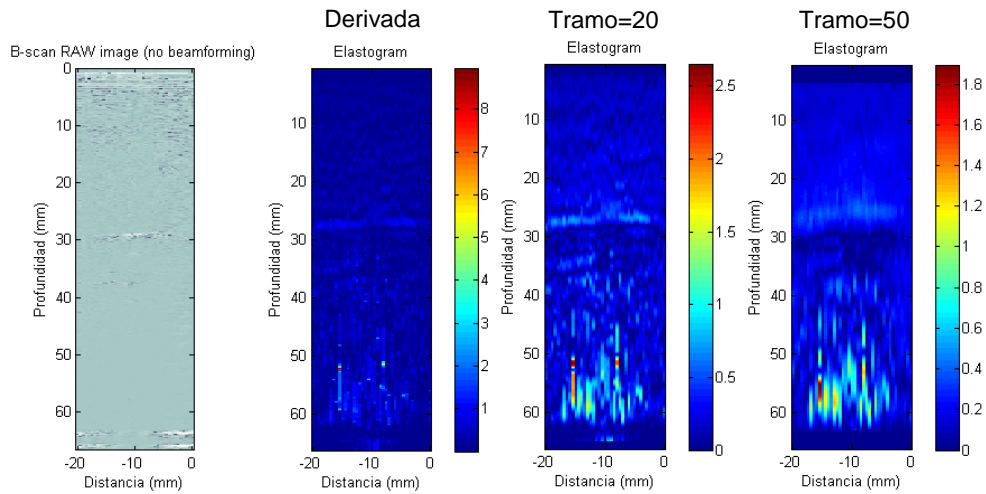


Figura 4.39 Elastogramas calculando la correlación con ventanas de 200 muestras, y deformaciones mediante derivada, tramos de 20 y 50 muestras.

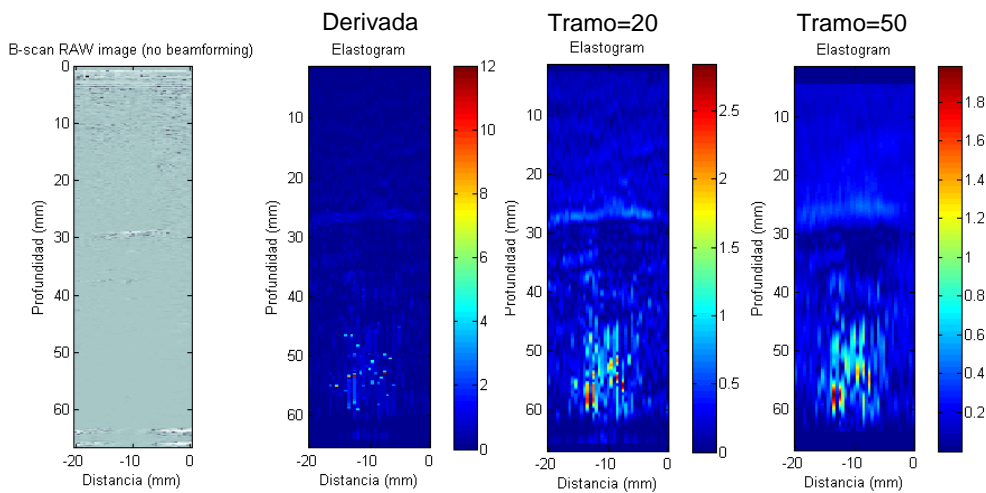


Figura 4.40 Elastogramas calculando la correlación con ventanas de 500 muestras, y deformaciones mediante derivada, tramos de 20 y 50 muestras.

En los elastogramas anteriores puede verse que el borde superior de la inclusión se encuentra a 30 mm de profundidad. Tanto para ventanas de 200 como 500 muestras la inclusión se distingue mejor utilizando tramos de 50 muestras para calcular las deformaciones, aunque existe una pérdida considerable de resolución. Por lo tanto, el valor adecuado para los tramos de búsqueda de las pendientes se encontraría entre 20 y 50 muestras.

5 CONCLUSIONES

Uno de los pasos más importantes para la caracterización de un sistema elastográfico, es partir de una muestra adecuada, que cumpla con las propiedades elásticas y acústicas que nos hemos propuesto en un principio. Por este motivo, se ha dedicado una especial atención en este trabajo a la descripción de su correcta elaboración, así como a detallar las características de cada uno de los phantoms creados y los problemas presentados durante el proceso.

Como se ha podido comprobar al analizar los resultados, que los dispersores no queden distribuidos de manera uniforme produce cambios en las propiedades de la muestra según se va concentrando en las distintas zonas, lo que dificulta enormemente poder distinguir con claridad inclusiones de mayor rigidez.

Para su correcta elaboración es muy importante contar con los medios apropiados. Uno de los mayores problemas que nos hemos encontrado, es no contar con un sistema que permita un enfriamiento instantáneo una vez distribuidos los dispersores e introducidas las inclusiones, evitando las concentraciones que se producen mientras se espera a que solidifique la muestra. No obstante, tras la realización de varios phantoms, se ha conseguido mejorar la técnica con los medios de que se disponía.

A pesar de estos inconvenientes, se ha podido comprobar algunos de los aspectos que influyen en la resolución de un sistema elastográfico. En primer lugar, las características del transductor son de gran importancia. Ya hemos visto que la frecuencia de trabajo del mismo está relacionada con la resolución axial y lateral. Transductores de mayor frecuencia poseen una mayor resolución, permitiendo distinguir entre objetos que se encuentren próximos entre sí, tanto en la dirección paralela como perpendicular al haz. Si éste es focalizado, además tendrá una mayor resolución en el punto focal. El transductor utilizado en este trabajo es de 7.5 MHz, asegurando una buena resolución, sin embargo, su punto focal (7.5 cm) se encuentra a una distancia mayor que la profundidad de las muestras (6.5 cm). También se debe recordar la dependencia de la atenuación con la frecuencia. Lo que nos hace pensar que quizás para esta aplicación sería más adecuado un transductor de menor frecuencia, que proporcione mayor profundidad de penetración y menor atenuación, compensando la pérdida de resolución emitiendo pulsos más estrechos.

Es importante tener en cuenta que, durante el desarrollo de este trabajo, se ha empleado un sistema monoelemento sin conformación de haz. Por lo cual, la resolución calculada en el *apartado 3.4.3* únicamente se dará en el punto focal, que, como se ha comentado anteriormente, se encuentra a una distancia superior a la profundidad del phantom.

El segundo aspecto que afecta a la resolución de la imagen final es el postprocesado aplicado a los datos adquiridos durante las medidas. Los parámetros que influyen en una pérdida de resolución axial son:

- *Utilizar ventanas de mayor tamaño.* Hemos comprobado que tiene ciertas desventajas. Aunque reduce el ruido de la señal, la pérdida de resolución es notable y el tiempo de computación se incrementa considerablemente.

- Utilizar tramos mayores de 20 muestras para el segundo método de cálculo de las deformaciones. Aunque con tramos de 50 muestras las inclusiones se distinguen mejor, la pérdida de resolución es alta. Tramos de muestras menores a 20 ofrecen resultados muy similares al método de la derivada.

A la vista de los elastogramas obtenidos, parece que ventanas de menor tamaño, y empleando el método de búsqueda de las deformaciones por tramos pequeños da mejores resultados. Sin embargo, tramos un poco mayores permiten distinguir mejor las inclusiones, aunque los contornos queden difuminados.

Para llegar a esta conclusión previamente se han hechos pruebas con múltiples tamaños de ventana y valores de solapamiento entre las mismas, aunque solo se han mostrado los resultados de algunas de las pruebas realizadas.

En el *apartado 4.2* se proponía como una de las posibles causas de no quedar bien definidos los límites entre las distintas capas del phantom, la falta de uniformidad en la distribución del agar. Una causa añadida podría ser que la fuerza aplicada no sea constante a lo largo de la profundidad de la muestra. Observando las curvas de desplazamiento obtenidas en todos los casos, se puede ver que estas no son rectas, lo que parece indicar que la fuerza aplicada no es constante, siendo mayor en las proximidades de la placa de compresión.

Por tanto, se puede decir que se han cumplido los objetivos de este trabajo, ya que se ha podido distinguir las inclusiones tal y como nos habíamos propuesto, y se ha comprobado el buen funcionamiento de los algoritmos creados. Sin embargo, para obtener mejores resultados debería contarse con los medios apropiados que permitan realizar phantoms que cumplan más estrictamente con las características requeridas, un sistema de medida que aporte una mayor resolución, además de un sistema de adquisición de imagen ecográfica en modo B-scan, y un sistema mecánico que aplique la misma compresión en toda la superficie de contacto con el phantom.

6 BIBLIOGRAFÍA

- [1] G. Parra, M. Fajardo, F. Vergara, I. Díaz-Yunez y E. de Nubila. *Elastografía: Un nuevo método diagnóstico*. Revista Colombiana de Radiología Vol. 17 no.3, 1982-1985, Septiembre de 2006.
- [2] G. T. Haar. *The Safe Use of Ultrasound in Medical Diagnosis*. The British Institute of Radiology, 3rd edición, 2012.
- [3] J. G. Fernandez. *Medida y caracterización de las propiedades mecánicas tisulares y su aplicación a la medicina guiada por imágenes*. Vector plus: miscelánea científico - cultural, n°. 28, págs. 38-48, 2006.
- [4] N. Bench, C. Negreira. *Elastografía ultrasonora*. 5º congreso Ibersensor, Septiembre 2006.
- [5] F. Guzmán Aroca, D. Abellán Rivera y M. Reus Pintado. *La elastografía: una nueva aplicación de la ecografía. ¿Cuál es su utilidad clínica?* Radiología, Noviembre 2012. Online.
- [6] J. Bercoff. *ShearWave elastography*. White paper, SuperSonic Imagine 2008.
- [7] J.A. Cordova y A. de la Torre. *Procedimientos endoscópicos en gastroenterología*. Editorial médica panamericana, 2ª Edición, 2009.
- [8] E. J. Chen, J. Novakofski, W. K. Jenkins y W. D. O'Brien. *Young's Modulus Measurements of Soft Tissues with Application to Elasticity Imaging*. IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, vol. 43, no.1, Enero 1996.
- [9] J. Ophir, S. K. Alam, B. S. Garra, F. Kallel, E. E. Konofagou y T. Krouskop, et al. *Elastography: Imaging the Elastic Properties of Soft Tissues with Ultrasound*. J Med Ultrasonics Vol.29 Winter, 2002.
- [10] B. S. Garra. *Tissue elasticity imaging using ultrasound*. Applied radiology. Abril 2011.
- [11] P. N. T. Wells y H.-D. Liang. *Medical ultrasound: imaging of soft tissue strain and elasticity*. Journal of the royal society. Mayo 2011.
- [12] J. M. Thijssen. *Ultrasonic tissue characterization*. University Children's Center, the Netherlands.
- [13] J. H. Timothy, B. Mehmet, M. F. Insana, A. Krouskop Thomas. *Phantom materials for elastography*. IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, vol.44, no.6. Noviembre 1997.
- [14] J.O.Montiel, A. Vera, L. Leija, M. Vázquez, I. Bazán. *Caracterización de las propiedades ultrasónicas de phantoms para aplicaciones en hipertermia oncológica*. Conferencia Panamericana Bilingüe de Ingeniería del Cuidado Médico y Taller de Ingeniería Clínica/Hospitalaria. Febrero 2006.
- [15] E. L. Madsen, M. A. Hobson, H. Shi, T. Varghese Y G. R. Frank. *Tissue-mimicking agar/gelatin materials for use in heterogeneous elastography phantoms*. Physics in medicine and biology. Noviembre 2005.

- [16] T. Varghese. *Multiresolution Imaging in Elastography*. IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, vol. 45, no. 1, Enero 1998.
- [17] M. H. Hussein, Y. M. Kadah. *Motion Estimation for Ultrasound Elastography Using Optimized Block Matching with Lateral Continuity Correction*. 30th National Radio Science Conference. Abril 2013.
- [18] D. D. Duncan y S. J. Kirkpatrick. *Processing algorithms for tracking speckle shifts in optical elastography of biological tissues*. Journal of Biomedical Optics 6(4), 418–426. Octubre 2001.
- [19] D. S. Freese. *Obtención de imágenes elastográficas en una dimensión*. PFC, Universidad Politécnica de Valencia. 2010

PÁGINAS WEB:

- [20] National Instruments: <http://spain.ni.com/>
- [21] Olympus: <http://www.olympus-ims.com/es/>
- [22] Ultrasonidos terapéuticos: www.fvet.uba.ar/equinos/junio/ULTRASONIDOS.pdf

ANEXO. CÓDIGO DE POSTPROCESADO

El código desarrollado para el postprocesado de los datos se adjunta en el cd, en la carpeta "Ficheros anexos". Su estructura es la siguiente:

Main: desde este script se obtienen las imágenes B-can y los elastogramas, después de cargar y procesar los datos mediante las siguientes funciones:

- **Carga:** devuelve una matriz de datos 3D, con los valores de amplitud de la señal, en función de la posición en el eje x y del valor de la compresión aplicada.
- **Resampling:** realiza un remuestreo de dos señales de compresiones consecutivas de una misma posición en el eje x.
- **Correlation:** obtiene la correlación cruzada de las dos señales anteriores, y devuelve los valores de correlación máxima y los desplazamientos.
- **Slope:** devuelve el resultado de las deformaciones por el método de la derivada.
- **Slope2:** devuelve las deformaciones obtenidas por el segundo método de ajuste de pendientes por tramos.