



**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA DE
TELECOMUNICACIÓN**

GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**MEDIDA DE LA ABSORCIÓN EN TEJIDOS BIOLÓGICOS A PARTIR
DE IMAGEN ECOGRÁFICA**

Autora: Carla de León Morán

Tutor: Ángel Torrado Carvajal

Tutor externo: Luis Elvira Segura

Curso académico: 2021/2022

*“Si no vives para servir
no sirves para vivir.”*

Robert Baden-Powell (1857-1941)

Agradecimientos

Con este Trabajo de Fin de Grado concluyen cuatro años de carrera, en los cuales he podido descubrir que esto es a lo que me quiero dedicar en un futuro. Quiero dar las gracias a todos los que me han acompañado a lo largo de estos años.

En primer lugar, me gustaría dar las gracias a Luis Elvira Segura, quien ha confiado en mí para formar parte de su proyecto y me ha enseñado diferentes cosas en disciplinas muy diversas. También agradecer a Ángel Torrado Carvajal, por haber hecho más amenos estos años de carrera y por haber puesto tanto empeño en las clases que ha impartido. Ambos me habéis mostrado las aplicaciones reales que tiene todo el conocimiento que he adquirido a lo largo de este tiempo.

En esta línea, también me gustaría agradecer al CSIC la oportunidad de haber podido trabajar con ellos, por confiar en mí para trabajar en este proyecto y por ofrecerme todo el material necesario para poder llevarlo a cabo.

También quiero dar las gracias a mis compañeros por haberme acompañado y apoyado durante estos años. Gracias por haberos convertido en una parte muy importante para mí, por nunca rendiros y por haber completado este camino juntos.

Por último, agradecer el apoyo que mi familia me ha brindado siempre con mis estudios, por confiar en mí y por motivarme siempre que lo he necesitado. Gracias por estar siempre ahí.

Gracias a todos por haber hecho que esta etapa fuera mucho más fácil.

Resumen

En la actualidad, el uso de sondas de ultrasonido y equipos de ecografía está muy extendido como método de diagnóstico y seguimiento en hospitales y centros clínicos, ya que, a diferencia de muchos de los equipos médicos de toma de imágenes, las ecografías utilizan ondas sonoras de alta frecuencia (inaudibles para el ser humano) que no producen ningún efecto adverso sobre los tejidos biológicos, como sí ocurre con el uso continuado de radiación ionizante (rayos X, tomografía computerizada...). Además, son sistemas baratos y que pueden ser utilizados a pie de cama del paciente. Las imágenes producidas por ecografía consisten en una representación bidimensional, formadas por una escala de grises, del rebote de las ondas sonoras al chocar con los diferentes tejidos y partículas.

El objetivo de este Trabajo de Fin de Grado (TFG) es desarrollar algoritmos que permitan obtener información cuantitativa de la absorción en los tejidos biológicos a partir de estas imágenes ecográficas. Esta información es relevante para el diagnóstico de diversas patologías, como es el caso del cáncer, y podría ser añadida a la información que proporciona la detección de interfases por cambio de impedancia (ecografía convencional) como una capa más de información. Esta propuesta está alineada con los avances actuales en tecnologías de imagen multimodal por ultrasonidos.

Para el desarrollo y validación de los algoritmos de cálculo de la absorción, se han realizado una serie de medidas experimentales que permiten evaluar su desempeño. Con este propósito, se elaboraron y caracterizaron mediante ecografía una serie de símiles de tejidos basados en Alcohol de Polivinilo (PVA). Para ello, se realizaron un conjunto de muestras de PVA modificadas mediante la adición de partículas de aluminio (Al) o de alúmina (Al_2O_3) a diferentes concentraciones entre 0% y 8%. Los materiales se moldearon para obtener un perfil escalonado con espesores entre 1 mm y 4 mm de espesor a intervalos de 1mm, teniendo un total de 4 escalones. Estas muestras fueron caracterizadas mediante imagen ultrasónica a partir de un sistema monocanal de barrido basado en un transductor de banda ancha (10-70 MHz).

A partir de estas imágenes, se ha podido correlacionar, de manera satisfactoria, el coeficiente de absorción de los materiales con una mayor pérdida de energía en las altas frecuencias del espectro a través de un algoritmo que cuantifica esta pérdida. Esta información, habitualmente desechada en la ecografía convencional, puede ser utilizada para conocer las características atenuantes de los tejidos biológicos.

Glosario

A continuación, se muestra una lista con los acrónimos y abreviaturas utilizadas a lo largo de este trabajo:

Al Aluminio

Al₂O₃ Alúmina

CSIC Consejo Superior de Investigaciones Científicas

PLA Ácido Poliláctico (*Polylactic Acid*)

PVA Alcohol de Polivinilo (*Polyvinyl Alcohol*)

QUS Ultrasonido Cuantitativo (*Quantitative Ultrasound*)

TF Transformada de Fourier

TFG Trabajo de Fin de Grado

Índice general

Agradecimientos	V
Resumen	VII
Glosario	IX
Índice de figuras	XIII
Índice tablas	XVII
1. Introducción	1
1.1 Motivación	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Estructura de la memoria	3
2. Estado del arte y marco teórico	5
2.1 Estado del arte	5
2.2 Marco teórico	7
2.2.1 Imagen ultrasónica.....	7
2.2.2 Absorción.....	14
3. Materiales y Métodos	19
3.1 Símbolos de tejido.....	19
3.2 Toma de medidas	27
3.2.1 Medidas del fondo del material	32
3.2.2 Medidas del interior del material	33
3.3 Códigos para el procesado de las señales capturadas	35
3.3.1 Código para el cálculo del coeficiente de absorción de los materiales.....	35
3.3.2 Código para el análisis espectral de los ecos internos de los materiales	43
4. Resultados	55
4.1 Cálculo del coeficiente de absorción de los materiales.....	55
4.2 Estimación de la absorción de los materiales a partir de los ecos internos en los mismos	61
4.3 Comparación de resultados	65
5. Conclusiones y líneas futuras	67
5.1 Conclusiones	67
5.2 Líneas futuras	68
Bibliografía	i
Anexo A	v

A.1	Gráficas de los coeficientes de absorción en materiales	v
A.2	Gráficas del coeficiente de pérdidas obtenido de los ecos internos de los materiales	viii
Anexo B	ix
B.1	Resultados de los coeficientes de absorción en los materiales	ix
B.2	Resultados de los coeficientes de pérdidas a partir de los ecos internos de los materiales	xv
Anexo C	xvii
C.1	Código para el cálculo del coeficiente de absorción en los materiales	xvii
C.2	Código para el cálculo del coeficiente de pérdidas a partir de los ecos internos de los materiales	xxvii

Índice de figuras

Figura 2.1. Representación de la propagación de ondas y elementos de las mismas. Adaptado de [13].	8
Figura 2.2. Reflexión de una onda tras alcanzar un objeto.	10
Figura 2.3. Refracción de una onda al propagarse por un medio diferente.	10
Figura 2.5. Backscattering de una onda sonora. Adaptado de [15].	11
Figura 2.4. Difracción de una onda al propagarse por un medio.	11
Figura 2.6. Absorción de una onda tras atravesar un medio. Adaptado de [16].	12
Figura 2.7. Recorrido que realiza un ultrasonido en una muestra escalonada.	15
Figura 3.1. Bote de alúmina al 60%.	23
Figura 3.2. Bote de clorhexidina 1%.	23
Figura 3.3. Molde utilizado para la fabricación de muestras.	25
Figura 3.4. Plano con las medidas del molde utilizado.	26
Figura 3.5. Plano con las medidas de la tapa del molde utilizado.	26
Figura 3.6. Moldes llenos de PVA con partículas de alúmina en una concentración de 4%. ...	27
Figura 3.7. Muestras finales fabricadas.	27
Figura 3.8. Diagrama de equipos y conexiones necesarias para la toma de medidas.	28
Figura 3.9. Sistema de motores con soporte, transductor de ultrasonidos y muestra en recipiente.	29
Figura 3.10. Interfaz del software empleado en la toma de medidas.	31
Figura 3.11. Movimiento del transductor para la toma de medidas del fondo reflector, desde una vista superior.	32
Figura 3.12. Movimiento del transductor para la toma de medidas del interior, desde una vista superior.	33
Figura 3.13. Ultrasonografía del fondo de la muestra (alúmina, 4%, muestra 1, barrido 5). ...	36
Figura 3.14. Visualización de espectros (aluminio, 4%, muestra 3, barrido 3).	36
Figura 3.15. Diagrama de flujo del código para la determinación del coeficiente de absorción.	37
Figura 3.16. Selección de scans a través de 8 semillas.	39
Figura 3.17. Ventana de Tukey.	40
Figura 3.18. Espectros de frecuencia correspondientes a cada uno de los espesores del símil de tejido.	40

Figura 3.19. Gráfica con la curva ajustada al valor obtenido del coeficiente de absorción del material.....	43
Figura 3.20. Ultrasonografía de la parte superior de la muestra, del interior y del fondo del recipiente.	44
Figura 3.21. Ultrasonografía de interior de la muestra.....	44
Figura 3.22. Gráfica de los scans de la ultrasonografía del interior de la muestra.....	45
Figura 3.23. Diagrama de flujo de código para la estimación de las pérdidas a partir de los ecos internos del material.	46
Figura 3.24. Media de las señales de una ultrasonografía con ajuste parabólico en función de la profundidad.	47
Figura 3.25. Gráfica con los vértices de cada parábola y el ajuste lineal.....	48
Figura 3.26. Imagen del interior del material producida a partir de la concatenación de las diversas imágenes capturadas, cada una con su ganancia (a) en comparación con la misma imagen, a la que se le ha aplicado la corrección por ganancia (b).	49
Figura 3.27. Promediado de espectros en cuatro grupos correspondientes a cuatro profundidades del material.	50
Figura 3.28. Croquis de los promediados para la obtención de los 4 espectros finales.	51
Figura 3.29. Ventana de Hanning.	52
Figura 4.1. Coeficiente de absorción en NP/m del PVA cargado con partículas de aluminio para diferentes frecuencias en función de la concentración.	56
Figura 4.2. Coeficiente de absorción en Np/m del PVA cargado con aluminio para las diferentes concentraciones en función de la frecuencia.	56
Figura 4.3. Coeficiente de absorción en Np/m a 20 MHz para el símil de PVA en función de la concentración de partículas de aluminio. Se muestran también las barras de error en la medida para cada concentración.	57
Figura 4.4. Coeficiente de absorción en Np7M del PVA cargado con partículas de alúmina para diferentes frecuencias en función de la concentración.	59
Figura 4.5. Coeficiente de absorción en Np/m del PVA cargado con alúmina para las diferentes concentraciones en función de la frecuencia.	59
Figura 4.6. Valor de atenuación en Np/m a 20 MHz para el símil de PVA en función de la concentración de partículas de alúmina. Se muestran también las barras de error en la medida para cada concentración.	60

Figura 4.7. Comparación de los coeficientes de absorción en Np/m a 20 MHz para los símiles de PVA en función de la concentración de partículas de aluminio y alúmina. Se muestran también las barras de error en la medida para cada concentración.	61
Figura 4.8. Coeficiente de pérdidas en dB/mm para el símil de PVA en función de la concentración de partículas de aluminio. Se muestran también las barras de error en la medida para cada concentración.	62
Figura 4.9. Coeficiente de pérdidas en dB/mm para el símil de PVA en función de la concentración de partículas de alúmina. Se muestran también las barras de error en la medida para cada concentración.	63
Figura 4.10. Coeficiente de pérdidas en Np/m para los símiles de PVA en función de la concentración de partículas de aluminio y alúmina. Se muestran también las barras de error en la medida para cada concentración.....	64
Figura 4.11. Coeficiente de absorción de los materiales en función del coeficiente de pérdidas propuesto en este trabajo.	65
Figura A. 1. Media y desviación típica de α , n, c y atenuación a 20MHz para una concentración del 0%.....	v
Figura A. 2. Media y desviación de α , n, c y atenuación a 20MHz típica para una concentración del 1% de aluminio.....	v
Figura A. 3. Media y desviación típica de α , n, c y atenuación a 20MHz para una concentración del 2% de aluminio.....	vi
Figura A. 4. Media y desviación típica de α , n, c y atenuación a 20MHz para una concentración del 4% de aluminio.....	vi
Figura A. 5. Media y desviación típica de α , n, c y atenuación a 20MHz para una concentración del 6% de aluminio.....	vi
Figura A. 6. Media y desviación típica de α , n, c y atenuación a 20MHz para una concentración del 8% de aluminio.....	vi
Figura A. 7. Media y desviación típica de α , n, c y atenuación a 20MHz para una concentración del 1% de alúmina.	vii
Figura A. 8. Media y desviación típica de α , n, c y atenuación a 20MHz para una concentración del 2% de alúmina.	vii
Figura A. 9. Media y desviación típica de α , n, c y atenuación a 20MHz para una concentración del 4% de alúmina.	vii
Figura A. 10. Media y desviación típica de α , n, c y atenuación a 20MHz para una concentración del 6% de alúmina.	vii

Figura A. 11. Media y desviación típica de α , n, c y atenuación a 20MHz para una concentración del 8% de alúmina.viii

Figura A. 12. Media y desviación estándar de las pérdidas obtenidas para el aluminio y la alúmina en función de la concentración.viii

Índice tablas

Tabla 3.1. Cantidad de partículas de Al y Al ₂ O ₃ y cantidad de solución de PVA al 10% para cada porcentaje de concentración.	25
Tabla 3.2. Valores paso de ganancia para cada concentración.	34
Tabla 4.1. Valores del coeficiente de absorción en Np/m en función de la concentración y la frecuencia para PVA cargado con partículas de aluminio.	55
Tabla 4.2. Coeficiente de absorción en Np/m en función de la concentración y la frecuencia para PVA cargado con partículas de alúmina.	58
Tabla 4.3. Valores medios y desviaciones típicas obtenidas con el código de estimación de las pérdidas del material a partir de los ecos internos.	62
Tabla B. 1. Parámetros para el cálculo del coeficiente de absorción para una concentración de 0%.	x
Tabla B. 2. Parámetros para el cálculo del coeficiente de absorción para una concentración de 1%.	xi
Tabla B. 3. Parámetros para el cálculo del coeficiente de absorción para una concentración de 2%.	xii
Tabla B. 4. Parámetros para el cálculo del coeficiente de absorción para una concentración de 4%.	xiii
Tabla B. 5. Parámetros para el cálculo del coeficiente de absorción para una concentración de 6%.	xiv
Tabla B. 6. Parámetros para el cálculo del coeficiente de absorción para una concentración de 8%.	xv
Tabla B. 7. Coeficientes de pérdidas en dB/mm obtenidos a partir de los ecos internos del material para los distintos materiales analizados.	xvi

Capítulo 1

Introducción

En este primer capítulo de la memoria del TFG se expone una breve introducción en la que se explica cuál fue la motivación que ha impulsado la realización de este proyecto, además de los objetivos iniciales que se fijaron para llevar a cabo el desarrollo del mismo. Por último, se hace un breve resumen de la estructura que posee este trabajo.

1.1 Motivación

En la actualidad, la realización de ecografías para el diagnóstico médico de enfermedades permite a los sanitarios obtener resultados en tiempo real, y de una manera muy sencilla. La ecografía convencional consiste en un procedimiento de diagnóstico que utiliza un transductor que no emplea radiación ionizante sobre los pacientes, sino que funciona a través de la generación de ondas mecánicas de alta frecuencia, inaudibles para el ser humano, que son capaces de atravesar los tejidos blandos del cuerpo. Estas ondas rebotan y vuelven a un transductor, el mismo que produce la emisión de ondas u otro diferente, permitiendo la formación de imágenes. Estas imágenes, por su parte, consisten en una representación bidimensional del plano en el que se coloca el transductor de ultrasonido, formándose por una escala de grises a través del rebote de las ondas sonoras tras chocar con los diferentes tejidos y partículas del medio y del cuerpo humano. Sin embargo, el procesamiento convencional de las señales no permite obtener valores cuantitativos y el diagnóstico se basa en las diferencias cualitativas por el cambio de valores de gris en la imagen formada. Es por ello, que lo que motiva este trabajo es intentar mejorar la sensibilidad y la capacidad de diagnóstico de los sistemas actualmente utilizados para la obtención de imágenes al emplear ondas de ultrasonido, a través de la realización de nuevas metodologías de procesamiento de las imágenes médicas.

Para poder lograr lo mencionado, es necesario poder determinar parámetros que puedan cuantificarse y relacionarse con el estado de la salud del paciente, de manera que se facilite a los sanitarios información más objetiva y cuantitativa con la que puedan trabajar para la toma de sus decisiones. Por otro lado, esto se fundamenta en que los cambios en un mismo tipo de tejido y entre diferentes tejidos dan lugar a distintas propiedades físicas y biológicas, las cuales pueden llegar a modificar la capacidad de las ondas de propagarse, ya sea por la diferencia de reflexión, absorción o transmisión de las mismas a través de ese medio. Estas metodologías se

conocen como Ultrasonidos Cuantitativos o *Quantitative Ultrasound* (QUS). A día de hoy, y a excepción de las técnicas Doppler y elastográficas, muchos de los algoritmos QUS son aún muy novedosos y no se han implementado en la instrumentación médica comercial, ya que se encuentran en una etapa temprana de investigación. Sin embargo, los avances realizados en la instrumentación, con aumentos significativos en la frecuencia central de los espectros de las señales y mayores ancho de banda, favorecen la mejora de la sensibilidad en los métodos espectrales basados en QUS.

En cuanto a este proyecto, lo que se busca es desarrollar un algoritmo con el que poder llegar a cuantificar valores tales como la atenuación o la pérdida de las ondas de ultrasonografía al atravesar los tejidos biológicos. Para ello, se ha trabajado con símiles de estos tejidos fabricados específicamente para este trabajo. A partir de medidas experimentales realizadas en estos símiles se ha determinado el coeficiente de absorción de los mismos, y se ha evaluado el desempeño de un algoritmo que permite obtener valores numéricos de las pérdidas a partir de la imagen del interior del tejido. Dicho algoritmo, en un futuro, podría ser aplicado para proporcionar una capa extra de información sobre las imágenes de ecografía convencional.

1.2 Objetivos

Dado que, en la actualidad, la ecografía convencional es una herramienta muy extendida en los hospitales, sería de gran utilidad para los sanitarios poder contar con una información adicional que les permita diferenciar las estructuras de las imágenes de manera más sencilla u obtener rasgos diferenciales entre tejidos con un tono de gris similar. Es por ello por lo que el principal objetivo que se marca para la realización de este proyecto es poder diferenciar tejidos, que aun dando lugar a tonos de grises similares (por presentar una impedancia acústica similar) seamos capaces de detectar una atenuación diferencial. Para ello se propone obtener los valores de atenuación de distintos símiles de tejido, con diferentes porcentajes de concentración de partículas, analizando tanto la imagen de ultrasonido con el foco del transductor situado en el fondo de la muestra (método preciso, aplicable al laboratorio: sirve para caracterizar el material), como con el foco situado a lo largo del interior del material (método más complejo, pero trasladable a la ecografía *in vivo*). De esta manera, al obtener los valores para la pérdida de ondas al atravesar el material, se podría añadir una capa de información a las imágenes obtenidas por ecografía, facilitando la labor de los clínicos a la hora de detectar daños o ayudando a diferenciar los tejidos sanos de los tumorales.

Una vez explicado el objetivo principal del proyecto, se procede al desglose de los objetivos específicos del TFG, que permitirán alcanzar este objetivo inicial mencionado:

- Crear símiles de tejido a base de alcohol polivinílico (PVA) con adición de partículas de aluminio o alúmina a diferentes porcentajes de concentración, lo cual da lugar a materiales con diferentes atenuaciones. Los símiles se han van a realizar con un perfil escalonado, para poder caracterizar de forma absoluta la atenuación de cada material elaborado.
- Obtener el valor de atenuación para cada uno de los materiales evaluados. Para ello:
 - Se realiza la toma de medidas de los símiles de tejido colocando el foco del transductor en el fondo de las muestras para poder obtener una imagen ultrasónica de dicho fondo, después de que la señal atraviese los distintos espesores del material correspondiente a los escalones de su perfil.
 - Se genera un código en Python que permita obtener los espectros de los escalones a partir de la ultrasonografía tomada, así como la atenuación del material a partir de dichos espectros.
- Encontrar un parámetro que permita relacionar los valores de atenuación, obtenidos en el objetivo anterior, con las imágenes obtenidas en el interior del material, ya que esta última es la información que puede obtenerse en una ecografía *in vivo*. Para ello:
 - Se efectúa la toma de medidas de los símiles de tejido colocando el foco del transductor en el interior de las muestras, y obteniendo imágenes a distintas profundidades, de manera que se pueda recrear una imagen del interior de la misma. Para ello se utilizaron las mismas muestras que en el objetivo anterior, pero sólo en la zona de mayor espesor (escalón más alto).
 - Se programa otro código en Python que obtener la imagen completa del interior del material a partir de la las diferentes tomas obtenidas.
 - Se calcula, a continuación, el valor de las pérdidas a distintas frecuencias de las ondas ultrasónicas, al atravesar el material, a partir de los espectros obtenidos a diferentes profundidades.
 - Se compara el valor de estas pérdidas con los valores absolutos de la atenuación de los materiales.

1.3 Estructura de la memoria

La estructura de la memoria del proyecto es la siguiente:

- **Capítulo 1. Introducción.** Se expone la motivación por la cual se lleva a cabo este proyecto, así como los objetivos que se pretenden obtener y estructura del mismo.
- **Capítulo 2. Estado del arte y marco teórico.** Se lleva a cabo una explicación del marco teórico, incluyendo aspectos físicos útiles para el seguimiento de esta memoria, además de una breve descripción del estado del arte en relación con este tema.
- **Capítulo 3. Métodos.** Se desarrollan las metodologías empleadas para realizar el TFG, incluyendo la creación de símiles de tejido, la toma de medidas sobre estos y el procesamiento de las imágenes ultrasónicas adquiridas para la obtención de los valores de atenuación.
- **Capítulo 4. Resultados.** Se muestran los diferentes resultados, tanto de los valores de atenuación de los materiales, como de las pérdidas espectrales en el interior de los mismos, obtenidos tras la aplicación a las ultrasonografías de los algoritmos desarrollados.
- **Capítulo 5. Conclusiones y líneas futuras.** Se extraen las conclusiones a través de la discusión de los resultados obtenidos con anterioridad y se exponen las líneas futuras de trabajo.

Capítulo 2

Estado del arte y marco teórico

Este segundo capítulo de la memoria del proyecto recoge el estado del arte y los conocimientos básicos necesarios para facilitar la lectura y el entendimiento de los capítulos que siguen a continuación. En él, aparecen descritos los diferentes conceptos relacionados con los ultrasonidos, las imágenes obtenidas tras la toma de medidas con un sistema de ecografía y las definiciones de atenuación local y atenuación total. Además, se expone el estado del arte del proyecto, mencionando aquellos avances que han sido desarrollados hasta la fecha actual.

2.1 Estado del arte

En la actualidad, el uso de ultrasonidos cuantitativos basados en análisis espectrales se encuentra en una fase de desarrollo e investigación, por lo que, a nivel comercial, aún no existen dispositivos que implementen estas técnicas que permitan cuantificar las características de las ultrasonografías. Sin embargo, hay técnicas de QUS basadas en otros principios, en lugar de en los espectros, que ya se encuentran en funcionamiento. Estas técnicas que emplean ultrasonidos cuantitativos son la ecografía Doppler y la elastografía.

Ecografía Doppler

La ecografía Doppler añade a la ecografía tradicional basada en ultrasonidos el concepto del efecto Doppler, el cual permite cuantificar la velocidad de los flujos que recorren el cuerpo humano, así como la dirección de los mismos (si se dirige al transductor o si se aleja del mismo) [1]. Esto se puede conseguir gracias al cálculo de la variación que se produce en la frecuencia de un volumen estudiado. Además, la ecografía Doppler presenta diferentes tipos, los cuales se exponen a continuación:

- Doppler color: se incorpora al sistema de ultrasonido la parte computacional. Esto permite asignar valores de una escala de color a la imagen, dependiendo de la velocidad y dirección que muestre el fluido. Normalmente, se utiliza el color rojo para un flujo que se dirige a la sonda y el color azul para indicar que el líquido se aleja.
- Doppler pulsado: permite medir el flujo en el centro y en la periferia de los canales. La transmisión y emisión de ondas se lleva a cabo a través de una serie de pulsos,

recibiendo las ondas antes de enviar el siguiente pulso. Además, permiten obtener información acerca de la distancia a la que se encuentra un objeto.

- Doppler continuo: la transmisión de la onda sonora se realiza de manera continua, de manera que la emisión y recepción de los ultrasonidos se lleva a cabo de forma simultánea. Este tipo de Doppler presenta un mayor número de limitaciones, tales como no ser capaz de determinar la profundidad en la que se está llevando a cabo el movimiento del flujo.

Estos sistemas explicados sirven de inspiración para lograr implementar sistemas de color y mapas numéricos a las imágenes de ultrasonido [2], una vez se haya resuelto el problema de la obtención de ultrasonidos de manera cuantitativa.

Elastografía

La elastografía es una técnica de diagnóstico por imágenes que emplea las propiedades elásticas de los tejidos blandos, así como su rigidez [3]. El fundamento de esta técnica es obtener información en base a si un tejido es duro o blando, pudiendo diferenciar entre tejido sano y tejido enfermo o canceroso.

Esta modalidad ya implementada en la actualidad, sobre todo en detección de tumores en el hígado, abre puertas para los ultrasonidos cuantitativos, ya que se puede aplicar un algoritmo basado en esta técnica que permita diferenciar los tejidos por dureza y estos puedan ser separados en regiones [4]. Esto permitiría a los sanitarios poder obtener información de cada uno de los órganos y tejidos casi en tiempo real, además de poder mostrar información acerca de si un tejido se encuentra sano o si tiene los valores de elasticidad acordes al órgano que corresponde.

Ambos métodos ya se encuentran implementados en ecógrafos comerciales, pero técnicas similares de QUS aún se encuentran en desarrollo y no están disponibles en los sistemas de ultrasonidos clínicos actuales [5]. Esto se debe, principalmente, a los problemas para conseguir implementar en la práctica los procedimientos para calibración de los equipos y la capacidad para contabilizar las pérdidas de atenuación y transmisión de ondas *in vivo*, siendo esto último lo que se busca conseguir con el presente proyecto. Aun así, varios grupos de investigación han centrado su estudio de ultrasonidos cuantitativos en el metabolismo óseo [6], donde se han logrado avances estadísticamente significativos para encontrar una relación entre parámetros de ultrasonido y de densimetría. En esta línea de trabajo, se han empleado los QUS para establecer factores de riesgo en varones bajos a través del estudio del calcáneo [7], la

prevalencia de la osteoporosis y la osteopenia también a través del estudio del calcáneo [8], para la comparación de masa ósea en el medio rural y en el medio urbano [9] y otras investigaciones basadas en ultrasonidos de calcáneo para establecer relaciones con la densimetría de los huesos [10]. Todas estas investigaciones mencionadas arrojaron conclusiones similares a la comentada anteriormente. Además, llama la atención que apenas aparece bibliografía sobre los ultrasonidos cuantitativos aplicados a tejidos blandos, por lo que una vez más, queda reflejado que este campo de estudio es muy novedoso y queda mucho por desarrollar.

2.2 Marco teórico

En este apartado se recogen los conceptos previos que deben ser conocidos para poder comprender el resto de capítulos de este TFG. Se exponen características de los ultrasonidos y más concretamente sobre el fenómeno de la absorción de las ondas al atravesar materiales, el cual da lugar a la atenuación de los ultrasonidos.

2.2.1 Imagen ultrasónica

Los ultrasonidos consisten en una sucesión de ondas mecánicas, en su mayoría longitudinales, las cuales se transmiten a una frecuencia inaudible para el ser humano (por encima de los 20 kHz en adultos sanos) [11]. Estas ondas mecánicas se originan por la vibración de un cristal piezoeléctrico, se transmiten a través de un medio material como puede ser a través de los órganos del cuerpo humano y finalmente regresan a otro elemento que recoge y procesa las ondas. Por su parte, los dispositivos encargados de la transmisión y recepción de las ondas sonoras son los transductores o sondas de ultrasonido, los cuales contienen elementos emisores y receptores con propiedades piezoeléctricas, lo cual hace que tras la aplicación de una corriente eléctrica estos elementos sufran un cambio en su forma en un corto período de tiempo. Estos cambios tan rápidos son los que producen las ondas de ultrasonido. En cuanto a la recepción de las ondas emitidas, esta puede llevarse a cabo a través de un transductor diferente al de emisión o con la misma sonda. Estos dispositivos son los empleados en ecografía convencional dentro de los hospitales y centros clínicos en la actualidad [12].

Las ondas de ultrasonido, una vez emitidas, atraviesan el medio y producen pequeños movimientos sinusoidales en las partículas del medio (*Figura 2.1*). La propagación viene caracterizada por la longitud de onda (λ) que es la distancia entre dos máximos o dos mínimos de presión de la onda en un instante dado, el periodo (T) que es el tiempo que transcurre entre dos mínimos o dos máximos de presión en un punto dado del espacio, la frecuencia (f) que es el inverso del periodo y la amplitud de la onda que es la diferencia entre la presión máxima de la onda y la presión de equilibrio.

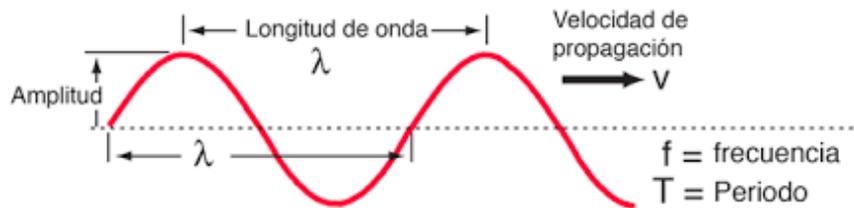


Figura 2.1. Representación de la propagación de ondas y elementos de las mismas.

Adaptado de [13].

Además, cabe destacar, que en el caso de que las ondas tengan que atravesar materiales más densos, cuyos enlaces atómicos aparecen en mayor número, se produce una deceleración en la velocidad de la propagación de la onda. Es por ello por lo que la velocidad acústica de un medio se relaciona con la densidad del mismo, tal y como refleja la siguiente fórmula:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\kappa\rho}} \quad (2.1)$$

siendo c la velocidad en un medio, κ la compresibilidad y ρ la densidad de este material o medio.

Todo lo anterior se relaciona con el concepto de impedancia acústica (Z) la cual relaciona la presión que ejerce la onda con la velocidad de movimiento de las partículas del medio a su paso [14]. La impedancia acústica es una característica del material y se define como el producto de la densidad por la velocidad de la onda en el medio:

$$Z = \rho \cdot c \quad (2.2)$$

La propagación de las ondas mecánicas a través de un medio viene descrita por la ecuación de ondas:

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = c^2 \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} \quad (2.3)$$

$$u(x, t) = A \cdot e^{j(\omega t - kx)} \quad (2.4)$$

siendo u el desplazamiento que lleva a cabo la onda, c la velocidad de la propagación de la onda, x el espacio que recorre, t el tiempo transcurrido y A la amplitud de la onda.

Además, la constante de onda (k) se define como $k = \frac{c}{w}$.

Tras esto, se puede sacar en claro que la propagación de las ondas en los medios biológicos va a depender de sus propiedades, tanto de su densidad como de su compresibilidad, así como de la homogeneidad o heterogeneidad de los materiales presentes. Por ejemplo, se conoce que el agua y la grasa en los tejidos dan lugar a una disminución de la velocidad del sonido, mientras que, el colágeno produce un aumento de esta velocidad de propagación.

Cuando las ondas se propagan a través de un medio, estas sufren una serie de fenómenos físicos (reflexión, difracción y absorción) que dan lugar a cambios en la amplitud de dichas ondas. A continuación, se explican en profundidad conceptos.

En primer lugar, se debe conocer que la transmisión de ondas se produce única y exclusivamente a través de medios materiales, ya que en el vacío no aparecen partículas que puedan desplazarse y puedan continuar con la transmisión de estas ondas. Por lo tanto, la transmisión de ondas consiste en la propagación de las mismas a través del medio material en el tiempo, tras su emisión de un transductor de ultrasonidos.

En segunda instancia, la reflexión ocurre cuando una onda sonora se está propagando y alcanza o choca contra un objeto u obstáculo, haciendo que la trayectoria que llevaba la onda cambie tanto de dirección como de sentido, tal y como se muestra en la *Figura 2.2*. En cuanto al obstáculo, este puede ser tanto una partícula como un cambio de medio de propagación, lo que, en definitiva, correspondería con una diferencia de impedancia acústica en la frontera de ambos materiales debido a un cambio en la densidad y/o velocidad de propagación del material en el cual se transmitían las ondas. En esta línea, cabe destacar que debido a estas características es por lo que en ecografía convencional se aplica un gel en el transductor de ultrasonido y sobre la piel del paciente, ya que cuando las ondas sonoras alcanzan una bolsa de aire, esta refleja completamente por su bajísima impedancia. Por lo mencionado en este párrafo es por lo que es complicado poder realizar ultrasonografías tras los pulmones, los huesos y los gases que se encuentran en el intestino, ya que el aire que se encuentra en pulmones e intestinos imposibilita la transmisión de las ondas, que se ven reflejadas. Por otro lado, los huesos tienen una impedancia mucho mayor que los tejidos blandos, produciendo igualmente la reflexión de las

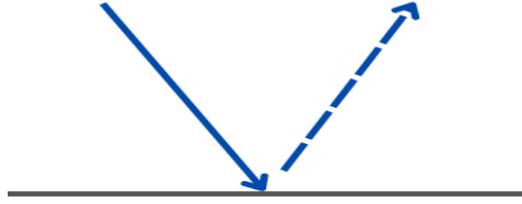


Figura 2.2. Reflexión de una onda tras alcanzar un objeto.

ondas e impidiendo que estas penetren en ellos y los atraviesen. Cabe destacar que la reflexión parcial de las ondas es lo que permite ver cómo se comporta una onda al atravesar diferentes materiales. En general, cuando una onda que llega a una interfase entre dos medios de diferente impedancia, en parte es reflejada y en parte es transmitida, de manera que la energía transmitida será menor que la de la onda incidente.

Por otro lado, la refracción de una onda (*Figura 2.3*) es un fenómeno que se lleva a cabo cuando una onda pasa de un medio a otro con diferente velocidad de propagación, de manera que las ondas sufren una desviación en su dirección. A diferencia de la reflexión, en este caso la dirección varía dependiendo de la velocidad de propagación del nuevo medio, sin embargo, el sentido sigue siendo el mismo y hacia el interior del medio.

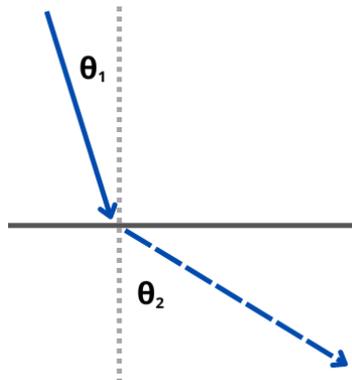


Figura 2.3. Refracción de una onda al propagarse por un medio diferente.

Para medir este cambio físico se tienen en cuenta el ángulo con el que incide la onda antes y después del cambio del medio, de manera que se sigue la siguiente fórmula:

$$\frac{\text{sen}(\theta_1)}{\text{sen}(\theta_2)} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.5)$$

siendo θ_1 el ángulo de la onda en el primer medio y θ_2 el ángulo de incisión de la onda tras atravesar el nuevo material.

Además, gracias a esta fórmula se puede conocer que si $c_1 > c_2$ la trayectoria de la onda se desvía hacia el valor de la normal. Por el contrario, si $c_1 < c_2$ se puede dar lugar a una reflexión total a partir de cierto ángulo de incidencia.

Ligado a este concepto se encontraría la difracción de las ondas (*Figura 2.4*), que se refiere a los cambios de geometría y amplitud sufridos por el frente de una onda que se propaga. Un ejemplo de esto se produce cuando una serie de refracciones dan lugar a varias ondas que se propagan en diferentes direcciones. En añadido, esta difracción también puede darse cuando la onda inicial emitida encuentra un objeto o partícula, el cual rodea y hace que esta onda se convierta en un nuevo foco emisor de la onda. Este fenómeno es dependiente de la relación entre las dimensiones de la partícula y la longitud de la onda, lo cual se conoce comúnmente como *scattering*.

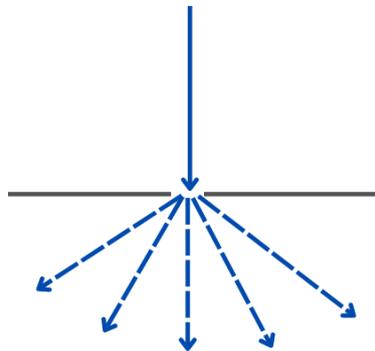


Figura 2.5. Difracción de una onda al propagarse por un medio.

Debido a esto, parte de la energía de la onda sale reflejada en varias direcciones y, por lo tanto, se dispersa. Cabe destacar que la energía dispersada va a depender del tipo de tejido y medio en el que se produzca, el tipo y naturaleza de la partícula y la frecuencia de la onda emitida.

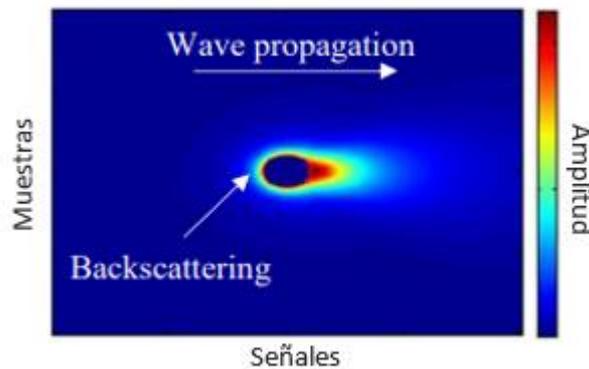


Figura 2.4. Backscattering de una onda sonora. Adaptado de [15].

Además, la parte de la onda dispersada recibe el nombre de retrodispersión o *backscattering* y visualmente en una ultrasonografía se vería tal y como muestra la *Figura 2.5*.

Finalmente, la absorción es un fenómeno por el cual la energía acústica de las ondas se transforma en calor, dando lugar a que la intensidad de la misma disminuya al atravesar el medio. Este fenómeno, en los tejidos, es el que produce la mayor parte de la pérdida de la energía de las ondas sonoras. Además, la absorción va a depender de factores como la frecuencia de emisión, la viscosidad del medio por el que se propaga la onda y el tiempo que tarda un medio en relajarse una vez ha pasado una serie de ondas sonoras. De manera gráfica, la absorción de una onda se representa tal y como aparece en la *Figura 2.6*.

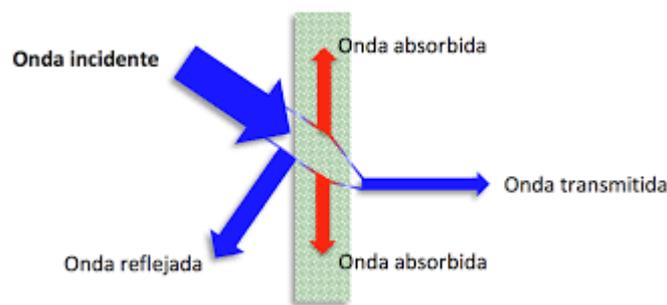


Figura 2.6. Absorción de una onda tras atravesar un medio. Adaptado de [16].

Como ya se mencionó anteriormente, la amplitud de la onda es la variación entre el pico máximo de la onda y el punto medio de la misma, siendo una medida de la variación de desplazamiento o presión que se da en una onda a lo largo de un periodo de tiempo. Este concepto es de gran importancia a la hora de emitir ultrasonidos, ya que si se tiene una amplitud muy alta se pueden dañar los tejidos que atraviesan las ondas y, por el contrario, si esta amplitud es muy pequeña, no se logra atravesar dichos tejidos. Además, la amplitud de los ultrasonidos va a depender de tres factores principalmente: los cambios de impedancia acústica, la difracción y la absorción de la onda. En el primero de ellos, un cambio en la impedancia entre un tejido o material y otro da lugar a reflexiones de onda, por lo que la amplitud de la onda que atraviesa esa interfase ya no es la misma que había inicialmente, ya que una parte se ha transmitido y otra parte se ha reflejado. En cuanto a la difracción, como ya se ha mencionado, al encontrar un objeto la onda se refleja siguiendo varias direcciones, por lo que la amplitud de la onda disminuye si aumenta el frente de onda o crece si el frente decrece. Esto último ocurre cuando un haz se focaliza. Por último, la absorción de la onda afecta a la amplitud de tal manera que, al perderse energía mecánica tras disiparse en forma de calor, la amplitud de la onda se ve obligada a disminuir para cumplir con la Ley de Conservación de la Energía. La amplitud de la

onda, a medida que una onda plana se va absorbiendo en un material, sufre un decaimiento exponencial que depende de la distancia recorrida y del coeficiente de absorción del material, que es característico del mismo. De esta manera, la amplitud de una onda que ha recorrido una distancia x en un material y que, inicialmente tenía una amplitud A_0 será:

$$A(x) = A_0 e^{-\alpha x} \quad (2.6)$$

donde α es el coeficiente de absorción del material.

A la disminución de la amplitud de la onda se la conoce como atenuación [17] y, en conclusión, la combinación de todos los fenómenos explicados anteriormente da lugar a la atenuación de las ondas.

Por otro lado, se puede diferenciar entre la atenuación local y global. La primera se refiere a la que produce el tejido de una región de interés en concreto, mientras que, en el caso de la atenuación global, esta referencia a la pérdida de amplitud producida desde la fuente tras atravesar diferentes capas de tejido [18].

Una vez expuestos todos estos conceptos a cerca de la transmisión de ondas de ultrasonido, es importante conocer cómo se forman las imágenes ultrasónicas tras la recepción de las ondas sonoras. Para llevarlo a cabo, aparecen dos modos de hacerlo: mediante arrays y mediante sistemas de barrido monocanal. En el primero de los métodos, los arrays consisten en elementos cuadrados o rectangulares encargados de la emisión y, habitualmente, de la recepción de las ondas sonoras. La excitación independiente de estos elementos en distintos instantes de tiempo permite controlar la direccionalidad y el enfoque de los ecos transmitidos para aumentar la resolución lateral del foco. Por lo tanto, la ultrasonografía es el resultado de la recepción de las ondas emitidas por todos los elementos del array y que son reflejadas en los obstáculos e interfases que se encuentran tras haber atravesado una serie de capas de un material o tejido. Por otro lado, este tipo de sistemas produce una redundancia espacial, lo cual obliga a tener un sistema de control de tiempo tanto en la emisión como en la recepción de la onda, teniendo que tener una sincronización entre los elementos involucrados. Actualmente hay varios tipos de sistemas de arrays:

- Array de anillos: solo presentan un grado de libertad. Se divide el transductor en anillos concéntricos que se controlan de manera independiente.
- Arrays lineales o unidimensionales: presentan dos grados de libertad. Permite modelar el haz resultante.

- Arrays matriciales o bidimensionales: presentan tres grados de libertad. Permiten obtener imágenes en 3D, aunque resultan mucho más complejos y caros de fabricar.

Por su parte, la formación de imágenes basada en sistemas de barrido monocanal, solo presentan un array o canal, por lo que ese mismo transductor emite una serie de ondas en distintos instantes y posiciones, a medida que se desplaza. De esta forma, el movimiento del transductor reproduce en cierta manera las distintas posiciones que presentan los diferentes elementos de un array, aunque la riqueza de sincronismo entre las emisiones de señal para cada punto es mucho más limitada que en el caso de la formación de imágenes mediante arrays.

2.2.2 Absorción

Como se ha visto hasta el momento, la absorción de una onda acústica implica una pérdida de energía de la misma al atravesar un medio, produciendo como producto energía en forma de calor. Este concepto se trabajará a lo largo del proyecto, ya que lo que se busca es la obtención de la atenuación (pérdida de amplitud de onda) que se da en un material o símil de tejido a través de la obtención del valor de absorción de las ondas en el medio. Sin embargo, la pérdida de amplitud de onda no solo se produce por la absorción, sino que puede venir dada por 3 fenómenos como ya se mencionó en la sección anterior. El primero de ellos vendría dado por la expansión de la onda, de manera que la longitud en el espacio aumenta, haciendo que la energía tenga que repartirse sobre una superficie mayor a la inicial, perdiéndose amplitud en la onda por el cambio de frente. Este suceso iría ligado a la difracción de las ondas y es un proceso similar al que ocurre cuando se tira una piedra a un lago, produciéndose esa serie de ondas que aumentan de tamaño a la par que disminuye su energía. El segundo fenómeno por el cual se pierde energía es el que va ligado a la reflexión de las ondas en interfase, de manera que al emitir una onda sonora una parte de se va a transmitir a través del medio y otra parte se va a ver reflejada. La onda que se ha transmitido va a tener menor energía, y por lo tanto menor amplitud de onda, que la emitida en un inicio, ya que parte de la misma no ha logrado atravesar el material y se ha visto reflejada. Por último, el tercer fenómeno es el relacionado con la pérdida de amplitud por absorción. Esto se debe a que, una vez la onda ha atravesado el medio, parte de la energía se va perdiendo por los cambios de viscosidad del material y por factores térmicos. Todos estos impedimentos van generando pérdida de la energía mecánica de la onda que se relaciona con la atenuación.

Cálculo del coeficiente de absorción en los materiales

En este proyecto se ha trabajado con muestras que presentan un perfil escalonado, que permiten obtener el coeficiente de absorción de los materiales a partir de los cambios de amplitud de las ondas recibidas. Se describe a continuación cómo se calcula este coeficiente de absorción utilizando este tipo de muestras. Tal y como se muestra en la *Figura 2.7*, la muestra se encuentra dentro de un recipiente con agua y sobre un elemento reflectante, que permite que las ondas regresen de nuevo al transductor.

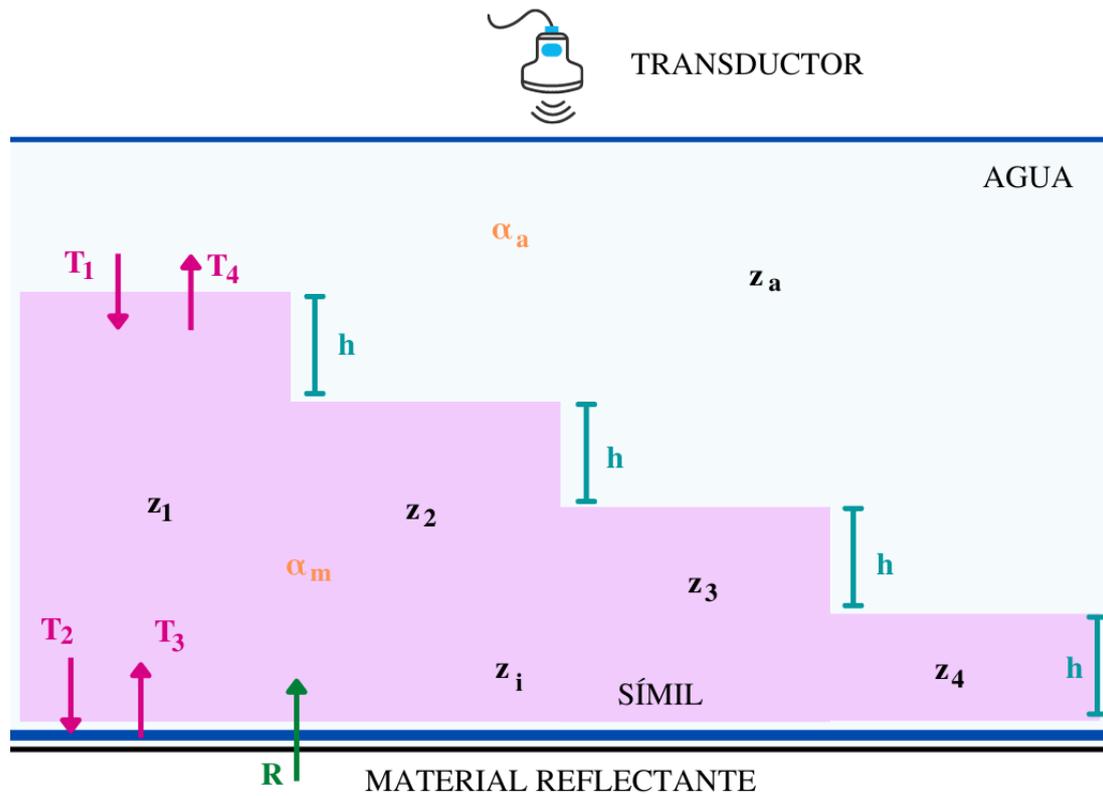


Figura 2.7. Recorrido que realiza un ultrasonido en una muestra escalonada.

Para una mejor comprensión de este diagrama, a continuación, se presenta una lista con las variables que corresponden a cada una de las abreviaturas de la imagen:

- T_1 : traspaso de la onda del agua al material en la emisión.
- T_2 : traspaso de la onda del material al agua en la emisión.
- T_3 : traspaso de la onda del agua al material en el regreso.
- T_4 : traspaso de la onda del material al agua en el regreso.
- R : coeficiente de reflexión del reflector en el fondo del recipiente.
- h : altura del escalón (corresponde con 1 mm).

- z_a : espesor del agua.
- z_i : espesor del material para cada uno de los escalones de la muestra.
- α_a : coeficiente de absorción del agua.
- α_m : coeficiente de absorción del material.

Por otra parte, la amplitud de la onda que termina regresando al transductor depende de las transmisiones en cada interfase, denominadas como T . La figura muestra cómo la onda atraviesa el espesor del agua hasta llegar al material, atraviesa el espesor del material (diferente dependiendo el escalón sobre el que se encuentre el transductor) y llega hasta una ligera capa de agua que se forma entre la muestra y el material reflectante. Tras esto, la onda realiza el trayecto inverso, pasando de la pequeña capa de agua al material y de este a la capa de agua situada antes de llegar al transductor de ultrasonido. Cabe destacar que la velocidad de las ondas sonoras en el material es superior a la que se da en el agua. Es por ello por lo que los ultrasonidos en el escalón de mayor espesor tardarán menos tiempo en llegar de regreso al transductor que los que deben atravesar el escalón con menor altura. Se asume que la onda no sufre difracción apreciable a lo largo de la distancia recorrida y, en todo caso, sería muy similar a la sufrida en cada uno de los escalones. Por tanto, todos los cambios de amplitud serían debidos a la absorción en el medio, así como a los efectos de reflexión/transmisión en cada interfase entre dos materiales diferentes.

Para poder llegar a obtener el valor del coeficiente de absorción del material, es necesario formular una serie de ecuaciones en base al esquema que se visualiza en la figura. Estas ecuaciones serían las que se presentan a continuación:

$$S_1(f) = S_0(f) \cdot e^{-\alpha_a z_a} \cdot T_1 \cdot e^{-\alpha_m z_m} \cdot T_2 R T_3 \cdot e^{-\alpha_m z_m} \cdot T_4 \cdot e^{-\alpha_a z_a} \quad (2.7)$$

$$K = T_1 T_2 R T_3 T_4 \quad (2.8)$$

donde $S_1(f)$ es la señal recibida en el dominio de la frecuencia tras atravesar el escalón 1, siendo $S_0(f)$ la señal que se emitió y que, a priori, es desconocida.

Tras una simplificación y realizado el cambio de variable, las fórmulas para cada escalón serían las siguientes:

$$\begin{aligned} S_1(f) &= S_0(f) \cdot K \cdot e^{-2\alpha_a z_a} \cdot e^{-2\alpha_m z_m} \\ S_2(f) &= S_0(f) \cdot K \cdot e^{-2\alpha_a z_a} \cdot e^{-2\alpha_a h} \cdot e^{-2\alpha_m(z_m-h)} \\ S_3(f) &= S_0(f) \cdot K \cdot e^{-2\alpha_a z_a} \cdot e^{-2\alpha_a 2h} \cdot e^{-2\alpha_m(z_m-2h)} \\ S_4(f) &= S_0(f) \cdot K \cdot e^{-2\alpha_a z_a} \cdot e^{-2\alpha_a 3h} \cdot e^{-2\alpha_m(z_m-3h)} \end{aligned} \quad (2.9)$$

De manera que esto pueda ser aplicado a cualquier muestra independientemente del número de escalones, la ecuación general sería la que aparece a continuación:

$$S_i(f) = S_0(f) \cdot K \cdot e^{-2\alpha_a z_a} \cdot e^{-2\alpha_a(i-1)h} \cdot e^{-2\alpha_m(z_m - (i-1)h)} \quad (2.10)$$

Se procede a despejar y agrupar los diferentes valores:

$$\begin{aligned} \ln S_i(f) &= \ln [S_0(f) \cdot K] - 2\alpha_a z_a - 2\alpha_a(i-1)h - 2\alpha_m(z_m - (i-1)h) \\ \ln S_i(f) &= \ln [S_0(f) \cdot K] - 2\alpha_a z_a - 2\alpha_m z_m - 2(i-1)h \cdot [\alpha_a - \alpha_m] \\ \ln S_i(f) &= \ln S_1 - 2(i-1)h \cdot [\alpha_a(f) - \alpha_m(f)] \\ \frac{1}{2h} \ln \frac{|S_i(f)|}{|S_1(f)|} &= (i-1) \cdot [\alpha_a(f) - \alpha_m(f)] \end{aligned} \quad (2.11)$$

Por tanto, conocida la absorción del agua, la altura de los escalones y las distintas señales $S_i(f)$ a través de medidas experimentales, se puede obtener el valor del coeficiente de absorción del material α_m .

Por simplicidad, se realiza el siguiente cambio de variables:

$$y_i = \frac{1}{2h} \ln \frac{|S_i(f)|}{|S_1(f)|} \quad (2.12)$$

$$x_i = (i-1) \quad (2.13)$$

$$A(f) = \cdot [\alpha_a(f) - \alpha_m(f)] \quad (2.14)$$

De esta manera, la ecuación final sería la siguiente:

$$y_i = x_i \cdot A(f) \quad (2.15)$$

Además, despejando de la Ecuación 2.14:

$$\alpha_m(f) = \alpha_a(f) + A(f) \quad (2.16)$$

Por lo que finalmente, la operación a resolver sería la que aparece a continuación:

$$\alpha_m(f) = \frac{y_i}{x_i} + \alpha_a(f) \quad (2.17)$$

En conclusión, para poder obtener el valor de la absorción de un determinado material, será necesario obtener el valor de $\frac{y_i}{x_i}$ a partir de las medidas, a lo cual se le sumará el valor del coeficiente de absorción en agua.

Estimación de las pérdidas en los materiales a partir de los ecos internos

Como se podrá observar en apartados posteriores, al obtener los espectros de los ecos del interior del material, estos aparecen con muchos máximos y mínimos como resultado de la interferencia entre los múltiples ecos que se producen en el material. Para poder resolver este inconveniente y poder realizar un correcto análisis espectral, se propone realizar un filtrado de los espectros, obteniendo una relación entre la integral de la amplitud a lo largo del espectro (energía) después y antes del filtrado, comparando dicha relación antes y después de haber atravesado la onda un determinado espesor del material. La hipótesis de este trabajo es que esta relación, que puede ser obtenida a partir de las medidas experimentales de los ecos del interior del material, está correlacionada con el coeficiente de absorción del material.

Para el filtrado de los espectros se recurre a una ventana de Hanning, la cual permite realizar un suavizado de los mismos. Además, para poder centrar el análisis en la banda donde se encuentra la mayor variación de energía de la onda al atravesar el material, se centró la frecuencia de la ventana en 40 MHz (en este proyecto), tras un análisis de varias frecuencias, correspondiendo un ancho de banda de 15 MHz.

En el apartado 3.3.2 se explica con más detalle el tratamiento de señal realizado para estimar las pérdidas que experimenta la señal al atravesar el material según la relación propuesta.

Capítulo 3

Materiales y Métodos

En este tercer capítulo del TFG se exponen los diferentes métodos que se han desarrollado y utilizado para poder llegar a los resultados deseados. En un primer lugar, se describen los procesos llevados a cabo para la creación de los símiles de tejidos para cada uno de los tipos de materiales (adición de partículas de Al y Al_2O_3) y para cada uno de los porcentajes de concentración de estas partículas (del 0% al 8%). Por otro lado, se desarrolla el proceso de toma de medidas sobre estos símiles de tejido, con la consecuente descripción de los diferentes instrumentos empleados y los parámetros de configuración para obtener las imágenes de ultrasonografía de las muestras creadas. Por último, se exponen los diferentes algoritmos de cálculo de la atenuación, tanto el diseñado para la obtención de la atenuación al comparar los diferentes escalones de los símiles, como el creado para obtener la pérdida de las ondas a través del ancho del material.

3.1 Símiles de tejido

En este apartado se pretende explicar el desarrollo de fabricación de los símiles de tejido, los cuales consisten en la recreación de los tejidos humanos a partir de materiales sintéticos o naturales. La imitación de los tejidos humanos o animales es muy útil poder realizar estudios de diseño sobre los equipos o sistemas de diagnóstico y tratamiento en seres humanos.

Para este proyecto, la realización de símiles de tejidos se llevó a cabo con materiales basados en PVA. Este material es un polímero sintético capaz de disolverse en agua. Es incoloro e inoloro y, además, presenta interesantes propiedades para su uso biomédico como una alta biocompatibilidad, baja tendencia a la adhesión de proteínas y una baja toxicidad y citotoxicidad. Entre sus aplicaciones biomédicas más destacadas se encuentran los reemplazos de cartílago, la fabricación de lentes de contacto y gotas para los ojos. También encuentra utilidad en otras aplicaciones como son la fabricación de papel, encolado dentro del sector textil, como espesante o como estabilizador en algunas formulaciones de adhesivos [19]. En el caso de este trabajo, al alcohol de polivinilo utilizado fue el de 130,000, 99+% (Sigma Aldrich) hidrolizado.

En cuanto al proceso de fabricación de estos símiles, encontramos dos partes diferenciadas. Una primera sería la fabricación de la disolución de PVA en agua y, una segunda, la adición de las diferentes partículas en unas concentraciones u otras. A continuación, se lleva a cabo la descripción de los pasos seguidos para la obtención de los símiles de tejidos realizados.

En primer lugar, debemos destacar que pretendemos obtener una disolución de PVA al 10% en agua destilada (agua sin impurezas). Por ello, el primer paso a seguir es preparar 40gr de mezcla, de los cuales 4gr corresponden a PVA y 36gr son de H₂O destilada.

$$40 \text{ gr} * 10\% = 4 \text{ gr PVA} \quad (3.1)$$

$$40 \text{ gr} - 4 \text{ gr} = 36 \text{ gr H}_2\text{O destilada} \quad (3.2)$$

Para preparar esta mezcla, hay que coger un vaso de precipitado (vaso de vidrio), colocarlo en una balanza que se encuentre calibrada y tarar para que el peso se vuelva de 0gr. Con ayuda de una cuchara pequeña se echan los 4 gramos de alcohol de polivinilo y se vierte agua destilada hasta que el peso llegue a 40gr. Para evitar pasar la cantidad deseada, los últimos gramos de agua se vierten con ayuda de una pipeta de 1ml de capacidad. Tras esto, se mezcla con ayuda de la cuchara, se introduce un pequeño imán en el vaso de precipitado y se tapa con un trozo de papel de aluminio. Este compuesto se lleva a un mezclador magnético para que lleguen a disolverse los agregados. El mezclador o agitador magnético es un equipo que permite mezclar automáticamente solventes y solutos, evitando la adición de aire al medio líquido, al hacer girar el imán introducido en la mezcla gracias a la generación de un campo magnético. Una vez que el PVA se encuentre suelto o flotando ligeramente sobre el agua destilada, se quita el vaso de precipitado del mezclador. El resultado de esta primera mezcla es aún una suspensión heterogénea en la que el PVA se ha ido hidratando, pero no se ha disuelto del todo y permanece en el fondo. A continuación, se debe preparar el autoclave para introducir el vaso de precipitado con la mezcla. El autoclave es un recipiente de presión metálico que permite trabajar a altas presiones (2 bares) gracias a un cierre hermético [20]. Para prepararlo, se deben cerrar las dos válvulas que presenta, correspondiendo una con la válvula de expulsión de agua y otra con la válvula de salida del vapor; además debe ser rellenado de agua caliente para favorecer las reacciones y reducir el tiempo que el autoclave tarda en alcanzar la temperatura y la presión de trabajo. Tras esta preparación, se introduce el vaso con PVA en el interior, sin que este toque las paredes del autoclave, se cierra la tapa hermética y se procede a establecer los diferentes parámetros, que, en el caso de este proyecto, fueron una temperatura de 121°C y un tiempo de 30 minutos aproximadamente. A continuación, se enciende el autoclave. Una vez pasado el tiempo establecido, se apaga el autoclave y se abren ambas válvulas (agua y vapor), se abre la

tapa y se saca el vaso de precipitado con un guante aislante o térmico. A la salida del autoclave el PVA sólido ya se ha disuelto, dando lugar a una solución viscosa y transparente. Aun así, dicha solución no es del todo homogénea, ya que queda separada en dos fases de diferente densidad. Por ello, se pone el vaso con el PVA sobre el agitador, de nuevo, y cada cierto tiempo se mueve ligeramente de lugar para que el imán no siempre mezcle la misma parte. El PVA deberá permanecer en el mezclador hasta que el compuesto se encuentre a temperatura ambiente y sea completamente homogéneo. Esto es necesario ya que si se deja a alta temperatura y sin agitar parte del agua destilada puede evaporarse y ya no se tendría un compuesto de PVA al 10% en agua.

En el caso en el que la solución de PVA fabricada no se utilizara de manera inmediata, esta debe ser tapada con un papel Parafilm y un trozo de papel de aluminio, además de ser marcada con un rotulador indeleble para localizar la muestra fácilmente, poniendo el nombre de la composición y la fecha de fabricación. De manera aclaratoria, el papel Parafilm consiste en una película moldeable, termoplástica, transparente y flexible que permite actuar como una barrera, protegiendo el envase sobre el que se pone frente a la humedad o partículas externas [21].

A las suspensiones realizadas se le agregarán partículas por dos motivos. En primer lugar, proporcionan “textura” al material y posibilitan que las ecografías realizadas al mismo tengan una granulosis comparable a la obtenida de tejidos biológicos reales. El segundo motivo es que las partículas incrementan la atenuación del material, que es el parámetro que pretendemos caracterizar a partir de las imágenes de ultrasonido.

Por otra parte, para adicionar las partículas a la mezcla es necesario llevar a cabo una preparación previa de las mismas. En referencia a las partículas de aluminio, dicha preparación parte de una dilución en agua destilada a un 60%. Es importante destacar que, el aluminio, al unirse con el agua destilada produce, con el tiempo, una reacción que emite una serie de gases, por lo que esta mezcla debe prepararse justamente antes de ser usada y no puede ser almacenada en tarros o botes. En cuanto a la preparación de la disolución al 60% deben seguirse los siguientes pasos. En primer lugar, se debe calcular la cantidad de aluminio y agua destilada para una mezcla de 15 gramos en total, por lo que 6 de estos gramos corresponden con el agua destilada y 9gr de los mismos sería la cantidad de Al a diluir.

$$15 \text{ gr} * 60\% = 9 \text{ gr Al} \quad (3.3)$$

$$15 \text{ gr} - 9 \text{ gr} = 6 \text{ gr H}_2\text{O destilada} \quad (3.4)$$

En esta ocasión, se debe colocar un vaso de plástico en la báscula en lugar de un vaso de precipitado de vidrio. Se echan los gramos de aluminio correspondientes y, tras ello, se llena el vaso con agua destilada hasta conseguir los 15gr de disolución total. Para que la mezcla se integre más fácilmente, se debe agitar con una cucharilla o varilla hasta que la disolución adquiera una forma homogénea. Para que la integración de ambos elementos sea total, se debe sonicar. El sonicador es un equipo que convierte la energía eléctrica en mecánica, de manera que genera ondas de ultrasonido de alta intensidad a través de la oscilación de diferentes elementos piezoeléctricos [22]. Se introduce este dispositivo en el vaso de plástico con nuestra mezcla (si el vaso fuera de vidrio estallaría debido a las vibraciones que se producen) y se sonica alrededor de 2 minutos o en torno a 120-140 pulsaciones. La configuración del equipo debe ser de 0,5 ciclos a una amplitud del 50%. Mientras se sonica la disolución, el vaso debe ser girado, ya que con las vibraciones se calienta y puede llegar a derretirse o quemar al usuario. Una vez se ha integrado la disolución y es homogénea en su totalidad, debe girarse un poco el vaso para eliminar todas las burbujas de aire que hayan podido quedar en el compuesto.

En otro orden de cosas, relacionado con la preparación de las partículas de alúmina y como se hizo con las partículas de aluminio, estas igualmente se diluyen en agua destilada al 60%. Para la preparación de estas partículas, primero se debe echar una cantidad de Al_2O_3 sobre un mortero, ya que el paso inicial es machacarlo durante unos 5 minutos aproximadamente. Esto se realiza con el fin de obtener partículas más finas con las que sea más fácil trabajar a posteriori. Tras haber molido las partículas de alúmina, se vierte el contenido del mortero sobre un vaso de plástico colocado sobre la balanza y estando esta última tarada, en 0gr. Una vez pesada la cantidad de alúmina que ha sido machacada se procede a calcular cual es la cantidad total de mezcla que se debería tener para que esta se encuentre al 60% de disolución. Para ello, se efectúa el cálculo que aparece a continuación:

$$\frac{X \text{ gr } Al_2O_3}{60\%} = \text{gr disolución} \quad (3.5)$$

siendo X la cantidad de gramos de alúmina pesada. Imaginando que el valor de alúmina obtenido ha sido de 6,597 gr, el cálculo quedaría de la siguiente manera:

$$\frac{6,597 \text{ gr } Al_2O_3}{60\%} = 10,995 \text{ gr disolución} \quad (3.6)$$

Conociendo estos valores, se vierte la cantidad de agua destilada necesaria en el vaso para lograr obtener los gramos de disolución resultantes del cálculo y se mezcla con ayuda de una cucharilla o varilla. En esta ocasión, a diferencia del aluminio, la alúmina sí puede ser

guardada para ser usada más adelante. Por lo que, en tal caso, se guarda la disolución en un bote, con ayuda de una pipeta, se cierra y se sella la tapa con dos capas de papel de Parafilm para evitar que se escape el agua por evaporación. Es recomendable que el bote se marque con un rotulador indeleble, poniendo el nombre y fecha de preparación para localizarlo de manera sencilla, además de realizar una pequeña marca a la altura de la superficie de la disolución, de manera que si hay fugas o se evapora parte del agua se pueda detectar de manera visual y rápida. Por último, cabe destacar que antes de volver a usar esta disolución de alúmina (*Figura 3.1*), es recomendable agitar el bote en el que se encuentra guardada y rascar con una pequeña espátula el fondo del mismo para que, en caso de que el Al_2O_3 haya sedimentado, pueda quedar todo en suspensión de nuevo.



Figura 3.1. Bote de alúmina al 60%.



Figura 3.2. Bote de clorhexidina 1%.

Una vez conocidos los procedimientos de preparación del PVA, Al y Al_2O_3 , se deben conocer los pasos para fabricar los símiles de tejido. Para este proyecto, se realizaron mezclas de PVA, clorhexidina y el porcentaje de partículas correspondiente hasta conseguir un total de 35gr de compuesto. Se destaca que la clorhexidina 1% (*Figura 3.2*) es un antiséptico de color rosa fuerte, inoloro, que se utiliza principalmente como prevención química para evitar la formación de placa microbiana, inhibiendo y suprimiendo la multiplicación de las bacterias y levaduras [23].

Continuando con la fabricación de los símiles, para realizar la mezcla anteriormente mencionada, se coge un vaso de precipitado de cristal y se van añadiendo los diferentes componentes en las cantidades respectivas de cada material. La clorhexidina se encuentra en una cantidad final de 0,05% en todos los símiles elaborados, por lo que su cantidad no ha variado a lo largo del proyecto. Esta ha sido calculada de la siguiente manera:

$$35 \text{ gr} * 5\% = 1,75 \text{ gr de suspensión al } 1\% \text{ de clorhexidina} \quad (3.7)$$

En cuanto a la cantidad de partículas de aluminio o alúmina, esta depende del porcentaje de concentración. Para este TFG se crearon once muestras diferentes, siendo una de 0% (sin partículas) y cinco de cada material de partículas a concentraciones de 1%, 2%, 4%, 6% y 8%, cada uno. Debido a esta diferencia de concentraciones, la cantidades de PVA y partículas son diferentes dependiendo de la muestra, aunque todas se fabricaron siguiendo las fórmulas que a parecen a continuación:

$$35 \text{ gr} * X \% = Y \text{ gr partículas} \quad (3.8)$$

siendo X el porcentaje de concentración e Y la masa de partículas para esa concentración en concreto.

Además, dado que el aluminio y la alúmina se encuentran en una disolución al 60% en H₂O destilada, el valor obtenido con la fórmula anterior no estaría dando un valor real de concentración, por lo que se debe realizar el siguiente cálculo para obtener el peso total de disolución de partículas para conseguir la concentración deseada de cada símil de tejido:

$$\frac{Y \text{ gr partículas}}{60\%} = Z \text{ gr partículas} \quad (3.9)$$

siendo Z la masa total de partículas de aluminio o alúmina para cada porcentaje.

Una vez obtenido este valor, se puede calcular la cantidad de solución de PVA al 10% necesaria para cada muestra, siguiendo la siguiente fórmula:

$$35 \text{ gr} - 1,75 \text{ gr Clorhexidina } 1\% - Z \text{ gr partículas} = \text{gr solución de PVA} \quad (3.10)$$

Siguiendo estos cálculos, los valores obtenidos para cada porcentaje de concentración corresponderían con los recogidos en la *Tabla 3.1*:

Concentración (%)	Partículas al 60% (gr)	Partículas (gr)	Solución de PVA al 10% (gr)
0%	-	-	33,25
1%	0,35	0,58	32,67

2%	0,7	1,17	32,08
4%	1,4	2,33	30,92
6%	2,1	3,5	29,75
8%	2,8	4,67	28,58

Tabla 3.1. Cantidad de partículas de Al y Al₂O₃ y cantidad de solución de PVA al 10% para cada porcentaje de concentración.

Una vez conocidas las cantidades de cada componente para cada una de las concentraciones, la fabricación de símiles de tejido sigue los pasos que se explican a continuación. Primero, se coge un vaso de precipitado de vidrio, se coloca sobre la báscula y se tara. Tras esto, se echa la cantidad de PVA correspondiente al porcentaje que se esté preparando. Con ayuda de una pipeta se añaden los 1,75gr de clorhexidina 1% al vaso de precipitado y con una nueva pipeta se terminan de echar los gramos necesarios de disolución de Al o Al₂O₃. En última instancia, con ayuda de una pequeña espátula, el compuesto final debe ser agitado lentamente, con movimientos amplios y sin sacar la espátula de la concentración, de manera que no se genere ningún tipo de bolsa o burbuja de aire.



Figura 3.3. Molde utilizado para la fabricación de muestras.

Posteriormente, una vez preparada la mezcla para un porcentaje concreto, se procede a rellenar los moldes (*Figura 3.3*) para obtener cuatro muestras escalonadas para cada concentración. Estos moldes se realizaron a través de impresión 3D de Ácido Poliláctico (PLA), un polímero o bioplástico que es utilizado principalmente para la fabricación de envases. Además, el PLA puede ser biodegradable si se cumplen unas ciertas condiciones de temperatura [24]. Por otra parte, estos moldes están compuestos por cuatro escalones a intervalos de un milímetro, teniendo el escalón de menor espesor una altura de 1mm y, el de mayor, una altura de 4mm (*Figura 3.4*). También, estos cuentan con una tapa que permite obtener una base plana,

que tiene 4 pequeños agujeros que permiten que el volumen sobrante de la mezcla introducida en el molde pueda salir en caso de que sea demasiada cantidad (*Figura 3.5*).

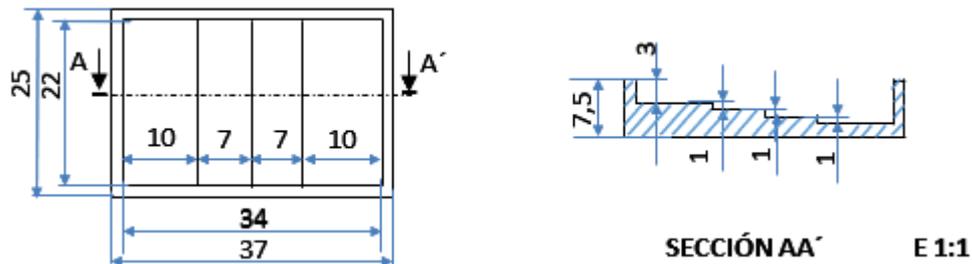


Figura 3.4. Plano con las medidas del molde utilizado.

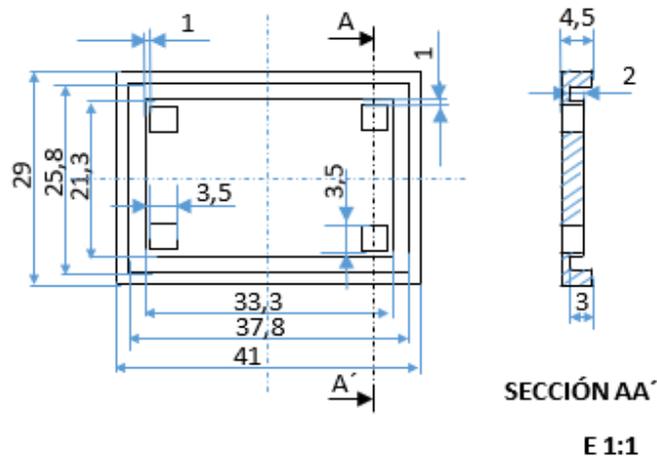


Figura 3.5. Plano con las medidas de la tapa del molde utilizado.

En otro orden de cosas, para realizar el llenado de los moldes, estos deben ser colocados sobre la balanza y se debe tarar. Cada uno de los moldes se llena con la mezcla fabricada hasta un valor estipulado, de forma que todas las muestras tengan unas características similares. Para este proyecto, la masa de la mezcla introducida en los moldes alcanzaba un valor de aproximadamente 2,5 gr de compuesto, ligeramente mayor que aquellas que presentan mayor concentración de partículas, aunque no fue relevante realizar esta corrección. Una vez rellenos los moldes (*Figura 3.6*), se quitan las burbujas arrastrándolas hacia los bordes laterales del molde y se extraen del mismo. Es importante eliminar la mayor parte del aire ya que este refleja completamente las ondas de ultrasonido que inciden en las burbujas e impiden obtener imágenes fiables y de buena calidad. Una vez eliminadas las burbujas se procede a poner la tapa de los moldes, se sellan con papel de Parafilm para evitar pérdidas por evaporación de agua y

se introduce en un congelador alrededor de 24 horas. Transcurrido este tiempo, se deja descongelar las muestras alrededor de 2 horas, se extraen las piezas del molde, que tras el proceso de congelación-descongelación han pasado de ser líquidas a conformar un material sólido elástico, y se limpian cortando los bordes y demás impurezas. Por último, se introducen en una bolsa con algo de agua con clorhexidina, para evitar que se deshidraten y contaminen, y se depositan en un lugar fresco hasta la toma de medidas, la cual se realiza otras 24 horas después tras su descongelación para asegurar que la muestra se encuentra en perfectas condiciones.

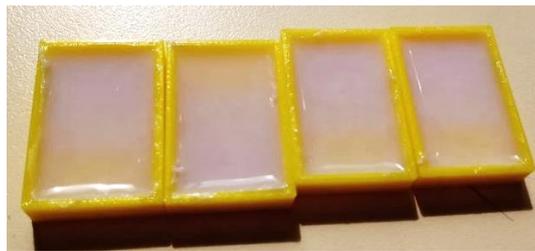


Figura 3.6. Moldes llenos de PVA con partículas de alúmina en una concentración de

En conclusión, se han creado un total de 44 símiles de tejido (*Figura 3.7*), 4 para cada concentración de partículas, siendo estas partículas de aluminio y alúmina, en porcentajes de 0%, 1%, 2%, 4%, 6% y 8%.



Figura 3.7. Muestras finales fabricadas.

3.2 Toma de medidas

En este apartado se describen los instrumentos y aparatos utilizados durante la toma de medidas, así como los diferentes parámetros y valores de configuración que se establecieron para obtener las diferentes ultrasonografías.

En primer lugar, tal y como se puede observar en el diagrama de la *Figura 3.8* los elementos que se han utilizado para poder realizar la toma de medidas son un osciloscopio, un

transductor, un motor con sus respectivos drivers, un sincronismo entre uno de los motores y la toma de medidas, un pulser y, finalmente, un ordenador portátil.

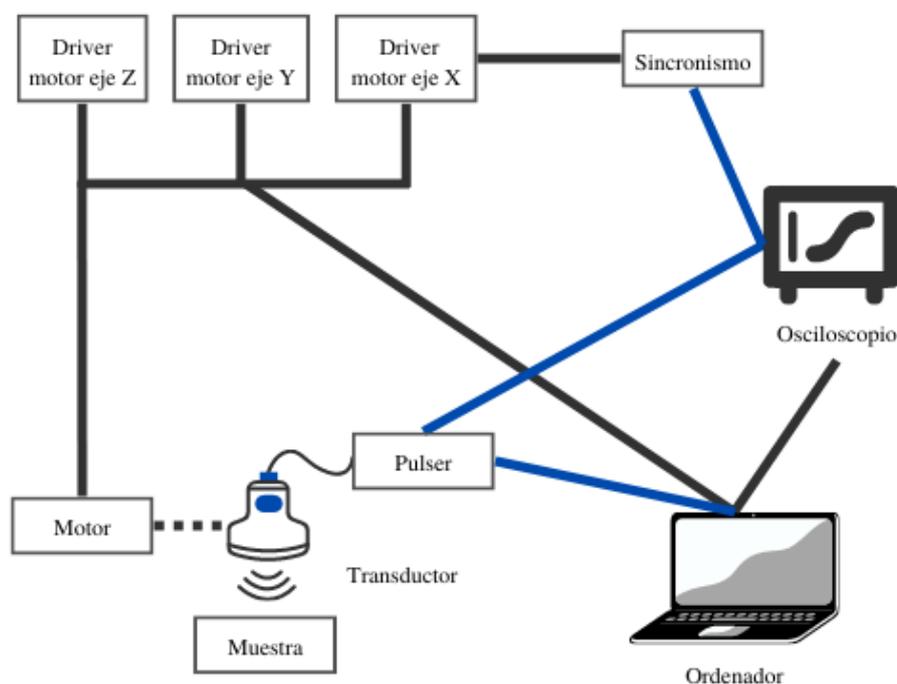


Figura 3.8. Diagrama de equipos y conexiones necesarias para la toma de medidas.

En este diagrama se pueden observar las interconexiones que conectan los diferentes sistemas utilizados. El ordenador controla todo el proceso de adquisición de señales a través de las comunicaciones con los motores, pulser y osciloscopio. Estas interconexiones aparecen señalizadas con líneas continuas, tanto negras como azules. Por el contrario, la línea discontinua representa el soporte que permite la sujeción del transductor de ultrasonidos al motor para realizar los barridos de la muestra de manera más sencilla.

En cuanto al resto de elementos del esquema, a continuación, se realiza una descripción detallada del funcionamiento de cada uno de ellos, así como las conexiones necesarias para poder llevar a cabo la sincronización que se comentaba anteriormente.

Motor, drivers de motor y sincronismo

Para la realización de la toma de medidas se ha utilizado un sistema de movimiento compuesto por tres pequeños motores dispuestos de forma perpendicular entre sí, cada uno de los cuales se mueve en una de las direcciones del espacio. Este motor, además, tiene un pequeño soporte en el que se coloca el transductor (*Figura 3.9*), ya que, para este trabajo, es el

transductor el que se mueve y la muestra permanece fija en un recipiente. Cada uno de los pequeños motores está dirigido por un *driver*, los cuales permiten controlar el sentido y amplitud del movimiento a través de las configuraciones establecidas en un software, del cual se hablará más adelante, implantado en un ordenador portátil.

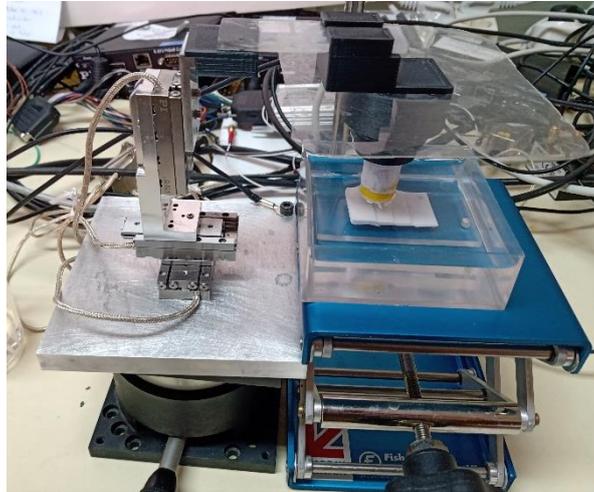


Figura 3.9. Sistema de motores con soporte, transductor de ultrasonidos y muestra en

Por otro lado, uno de los drivers de motor debe estar conectado a un sincronismo, el cual permite informar al osciloscopio y al software la posición exacta del motor en cada momento mientras se está realizando la toma de señales, de manera que se pueda calcular el momento en el que deben ser enviados los pulsos de ultrasonidos para la adquisición de las imágenes. Este sincronismo se efectúa a través de una conexión en forma de *Y*, la cual se une al driver de uno de los motores (en este caso el que realiza el movimiento en el Eje X), al pulser que realiza la emisión de señal y al osciloscopio que adquiere y digitaliza las señales recibidas.

Por último, en relación a las conexiones de estos aparatos explicados, y tal y como se puede apreciar en el diagrama, cada motor únicamente se une a su driver correspondiente, los cuales a su vez se conectan al ordenador portátil, el cual permite introducir los parámetros acerca del movimiento de los motores.

Transductor de ultrasonidos y pulser de banda ancha

Un transductor de ultrasonidos es un instrumento capaz de producir ondas de ultrasonido, inaudible para el ser humano, que atraviesan tanto tejidos humanos como símiles de tejidos, y recibe los ecos de ultrasonido capaces de conformar imágenes. Para la emisión de señal es necesario otro instrumento denominado pulser, el cual se encarga de mandar pulsos eléctricos al transductor el cual los transforma en pulsos mecánicos. Por lo tanto, un pulser, en

este caso de banda ancha, crea bajadas y subidas eléctricas de tensión variable, en función de la energía con la que se configure. Además, dado que es de banda ancha en frecuencia (hasta 100 MHz), los pulsos tienen una duración muy corta en el tiempo, del orden de unos pocos ns. El pulser utilizado para este proyecto, de la marca JSR Control, tiene dos opciones de funcionamiento: una primera opción sería el modo *Echo*, el cual permite emitir y recibir pulsos con un mismo transductor ultrasónico (opción utilizada para este trabajo); y un segundo modo de *Echo + Through* en el que emisión y recepción de señales se realiza con diferentes transductores. Cabe destacar que ambos elementos explicados en este apartado solo trabajan en función analógica, por lo que no son capaces de digitalizar las señales. Debido a esto será necesaria su conexión a un osciloscopio y al ordenador portátil, tal y como se representa en el diagrama superior.

Osciloscopio

Dado que el pulser no es capaz de digitalizar las ondas recibidas por el transductor, es necesaria la utilización de un osciloscopio. Este dispositivo permite la visualización y representación gráfica de diferentes señales eléctricas, las cuales pueden variar en función del tiempo [25]. Para el caso de este proyecto, el osciloscopio utilizado fue un PicoScope, modelo 6400D, el cual se conecta con el pulser y con el sincronismo para saber cuándo debe capturarse la señal recibida en el transductor y cuando se está produciendo el movimiento de cada uno de los motores. En cuanto a las conexiones del osciloscopio, además de las ya mencionadas con el pulser y con el sincronismo de motor, destaca su conexión con el ordenador portátil, la cual interviene tanto en la función de configurar el propio osciloscopio como para enviar señales digitalizadas al ordenador para la formación de las ultrasonografías por pantalla.

Ordenador: software

Para la realización de la toma de medidas se cuenta con un software creado y desarrollado en Matlab por el equipo investigador del CSIC, el cual permite ajustar los parámetros a los deseados según la toma de medidas a realizar. Este algoritmo, tal y como puede apreciarse en la *Figura 3.10*, permite al usuario visualizar por pantalla la imagen que está adquiriendo el transductor tras cada barrido, tras el cálculo de las envolventes de las señales recibidas.

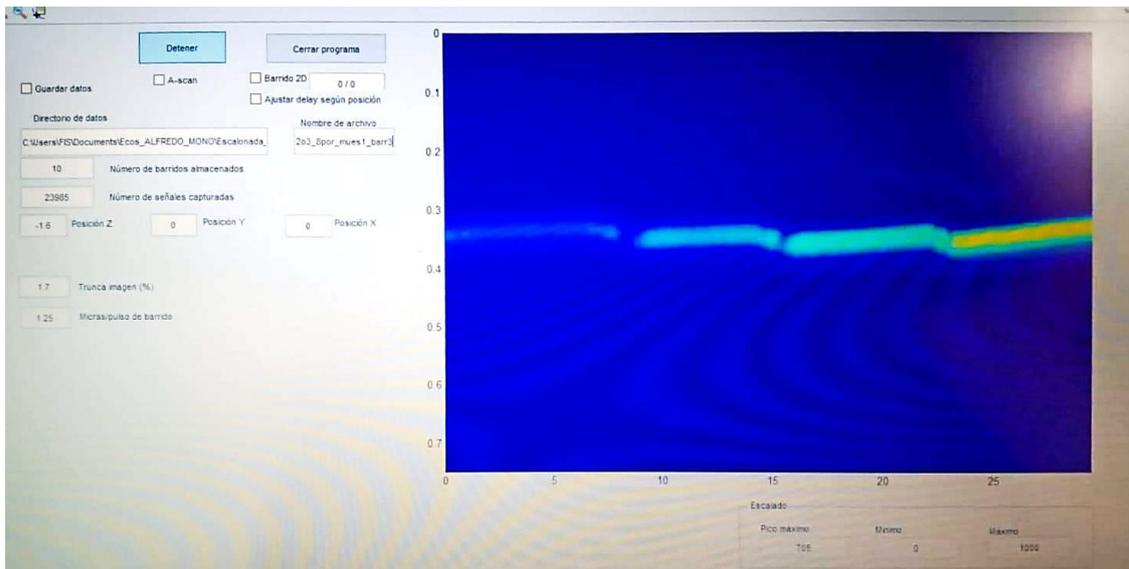


Figura 3.10. Interfaz del software empleado en la toma de medidas.

En el lado izquierdo de la interfaz se observan algunas variables útiles para el almacenamiento de las imágenes como el directorio y el nombre del archivo a guardar, así como un botón para indicar cuando se quieren guardar los datos, almacenándose un número de barridos establecidos en otra de las variables. Además, se destacan los parámetros de las posiciones de cada uno de los motores, los cuales permiten colocar el transductor en el lugar correcto para obtener la imagen que se busca en cada ocasión. Otro botón utilizado para este proyecto ha sido el de barrido 2D, el cual permite obtener imágenes en el Eje X y en el Eje Z de manera simultánea, colocando el foco a diferentes profundidades en el interior del material. Por otro lado, en la parte inferior de la imagen, se puede observar el valor máximo de la amplitud que se está obteniendo para esa imagen a la que se le ha aplicado la envolvente, además de poder establecerse los valores máximos y mínimos de la escala de valores para la imagen resultante.

Otras funciones muy útiles implementadas son la de detener el envío de pulsos y la de adquisición de imagen. Estas funciones vienen implementadas en un mismo botón, de manera que no se puedan llevar a cabo ambas funciones de manera simultánea. En añadido, una vez se detiene el programa, aparece un botón de configuración, el cual permite establecer una serie de parámetros para configurar la toma de medidas. Entre estos parámetros destacan: el tiempo de adquisición (μs), el inicio de la ventana temporal (V), velocidad del motor (mm/s), longitud de barrido en X (mm), longitud de barrido en Z (mm), paso de barrido en X (μm), paso de barrido en Z (μm), inicio de barrido en X (mm), inicio de barrido en Z (mm), ganancia del transductor (dB) y la caída de la ganancia (dB).

Durante los siguientes apartados se describe la manera en la que se tomaron las medidas sobre las muestras que se fabricaron, así como los valores de los parámetros que se configuraron para cada uno de los métodos de ensayo llevados a cabo.

3.2.1 Medidas del fondo del material

En este apartado se expone la manera en la que se tomaron las medidas de las señales tras reflejarse en el fondo del recipiente que contenía al material. Las ultrasonografía resultantes de esta toma de medidas son las que se introducen en el código para el cálculo de la atenuación absoluta en los materiales, según se explica en la sección 2.2.2.

En primer lugar, la muestra se coloca dentro de un recipiente con agua sobre una placa de metacrilato, que permite reflejar las ondas del transductor. La toma de medidas se realiza a lo largo de los cuatro escalones de la muestra (*Figura 3.11*), obteniendo una ultrasonografía con cuatro líneas diferenciadas según la amplitud de la onda recibida tras atravesar en ida y vuelta cada escalón del material, habiéndose reflejado en el fondo de la muestra y, por tanto, en la placa de metacrilato. Para ello, el transductor, sujeto al sistema de movimiento, se desplaza de derecha a izquierda pasando por todos los escalones.

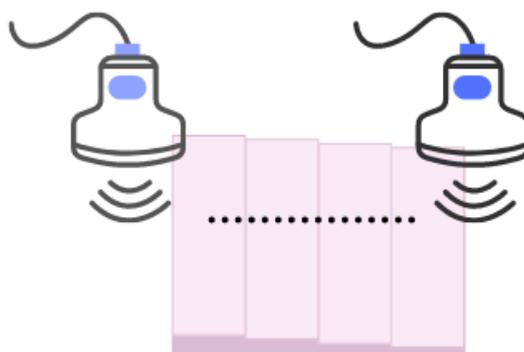


Figura 3.11. Movimiento del transductor para la toma de medidas del fondo reflector, desde una vista superior.

En relación a la configuración del software, en un primer lugar se debe buscar el fondo de la muestra desplazando el transductor en sentido vertical (Eje Z), lo que permite centrar la ultrasonografía del fondo y encontrar el máximo valor de intensidad que puede hallarse bajo esos parámetros. Tras ello, se ajustan los valores de tiempo de adquisición e inicio de ventana, estableciéndose entre $11 \mu\text{s}$ y $12,5 \mu\text{s}$ y en 1 V, respectivamente. Otros parámetros que se establecen para la toma de medidas son el barrido en el Eje X, que es de 30 mm, con el inicio del barrido a -15mm para obtener 15 mm hacia la derecha y 15 hacia la izquierda del valor

central; la velocidad de barrido, siendo esta de 5 mm/s y con un paso de barrido en el Eje X de 20 μm . Por último, se establece el valor de la ganancia, estando este entre 20 dB y 23 dB dependiendo de la concentración de partículas de alúmina y aluminio que hubiera en la muestra.

Por último, para obtener las medidas necesarias, se espera a que el sistema entre 10 y 12 barridos en una misma posición y, tras ello, se procede a guardar los datos, teniendo en cuenta que el software está configurado para guardar 10 barridos. Además, para cada muestra, se realizan adquisiciones en 5 zonas en diferentes, de manera que se tengan más datos con los que trabajar. Esto se realiza para cada una de las 4 muestras de cada uno de los porcentajes de concentración, dando lugar a 220 archivos en total, conteniendo cada uno de ellos 10 ultrasonografías.

3.2.2 Medidas del interior del material

En este segundo apartado se explica la manera en la que se realizó la toma de medidas del interior del material, desde la parte superior de la muestra hasta la parte en contacto con el fondo del recipiente. Estas imágenes ultrasónicas fueron las utilizadas en el algoritmo de análisis espectral de los ecos internos de los materiales.

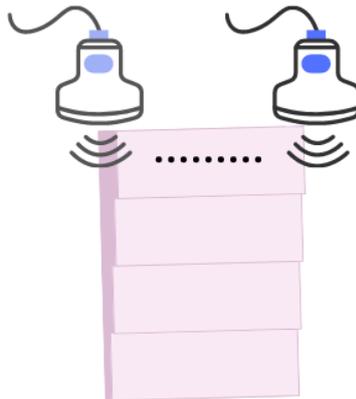


Figura 3.12. Movimiento del transductor para la toma de medidas del interior, desde una vista superior.

Para esta toma de medidas, la muestra se coloca dentro de un recipiente con agua sobre una placa de metacrilato, al igual que en el apartado anterior. La diferencia es que, en este caso, la toma de medidas solo se realiza sobre el escalón de mayor espesor (*Figura 3.12*), obteniéndose varias imágenes ultrasónicas del interior del material, así como alguna de la superficie y alguna del fondo. En este caso, el transductor también se desplaza de derecha a izquierda, con una longitud de barrido menor a la del caso anterior, y de arriba hacia abajo,

desde la parte más externa de la muestra hasta la parte inferior que entra en contacto con el fondo del recipiente.

En relación a la configuración del software utilizada para la toma de medidas, en una primera instancia se localiza la parte superior de la muestra, se realizan varias tomas y se establece el valor de la ganancia. Se realiza el mismo procedimiento con el fondo de la muestra, obteniendo otro valor de ganancia diferente al de la superficie (mayor, puesto que es necesario compensar la atenuación que habrá sufrido la onda al atravesar el material). Al igual que en el caso anterior, tras esto, se varían los valores de tiempo de adquisición e inicio de ventana, estableciéndose entre $11 \mu\text{s}$ y $12,5 \mu\text{s}$ y en 2 V , respectivamente. En cuanto al resto de parámetros, la velocidad de barrido sigue establecida en 5 mm/s , la longitud de barrido en el Eje X pasa a ser de 10 mm , estableciendo el inicio del barrido en -5 mm y con un paso de barrido de $5 \mu\text{m}$ en este eje; la longitud del Eje Z se establece en $4,5 \text{ mm}$, con un paso de barrido de $100 \mu\text{m}$ y con un inicio de barrido en el Eje Z de $-4,8$. En cuanto al valor de la ganancia, esta va variando según la profundidad a la que se encuentre el foco, por lo que el paso de ganancia también varía en función de los valores establecidos. Cabe destacar que, dado que el foco se desplaza desde la parte superior hasta el fondo, el valor de ganancia que se pone al inicio es el correspondiente a la ganancia en la zona superior de la muestra. Por otro lado, en el caso del paso de ganancia, la manera de obtener los diferentes valores es la siguiente:

$$\text{paso de ganancia} = \frac{(\text{ganancia fondo} - \text{ganancia zona superior})}{\text{longitud Eje Z}} \quad (3.11)$$

Dada esta fórmula, en el caso de este proyecto, los valores que se obtuvieron fueron los que se recogen en la *Tabla 3.2*.

Concentración (%)	Partículas	Ganancia fondo (dB)	Ganancia zona superior (dB)	Paso ganancia (dB/mm)
0%	-	50	45	1,1
1%	Ambas	46	35	2,4
2%	Ambas	47	34	2,9
4%	Ambas	48	34	3,1
6%	Ambas	49	36	2,9
8%	Al	50	38	2,7
	Al ₂ O ₃	50	36	3,1

Tabla 3.2. Valores paso de ganancia para cada concentración.

Para finalizar, a diferencia del apartado anterior, en este caso el software calcula el número de barridos que debe realizar para cumplir con los parámetros seleccionados, siendo en casi todos los casos de 46. Para ello, se marca la casilla que indica que se realiza el barrido en 2D, guardándose cada uno de los archivos automáticamente al finalizar cada barrido. Además, esta toma de medidas solo se realiza una vez por cada una de las 4 muestras de cada uno de los porcentajes de concentración, obteniendo un total de 44 carpetas con unas 46 imágenes cada una.

3.3 Códigos para el procesamiento de las señales capturadas

Tras haber obtenido las diferentes imágenes de ultrasonografía, se procede al desarrollo de dos algoritmos que permiten caracterizar la absorción del material. De ambos códigos se espera obtener unos valores comparables, que, posteriormente, permitan relacionar las diferentes atenuaciones, independientemente de si se han tomado las medidas con el foco en el fondo o si este se encontraba en el interior del material. A continuación, se explican los algoritmos desarrollados para llevar a cabo este TFG.

3.3.1 Código para el cálculo del coeficiente de absorción de los materiales

En este apartado se aborda la realización del código centrado en la obtención de la atenuación cuando el foco se sitúa en el fondo del recipiente que contiene la muestra. Antes de comenzar, se deben tener presentes varias cuestiones. En primer lugar, como se menciona en apartados anteriores, tenemos un total de 11 porcentajes de concentración diferente formados por PVA con partículas de aluminio, partículas de alúmina o sin partículas. De cada uno de estos porcentajes se fabricaron 4 símiles de tejido, teniendo un total de 44 muestras. Además, para cada una de ellas, se tomaron medidas a través de 5 barridos diferentes, cada uno de los cuales está formado por 10 imágenes consecutivas. Es por ello por lo que, en total, se obtuvieron 220 archivos diferentes con 10 imágenes cada uno de ellos. Por otro lado, si observamos la ultrasonografía del fondo, cada una de las imágenes está compuesta 1500 scans o señales (ubicadas en el Eje X), y cada scan tiene, a su vez, 313 muestras (valor en el Eje Y) obtenidas con una frecuencia de muestreo en el osciloscopio de 313MHz, tal y como se muestra en la *Figura 3.13*.

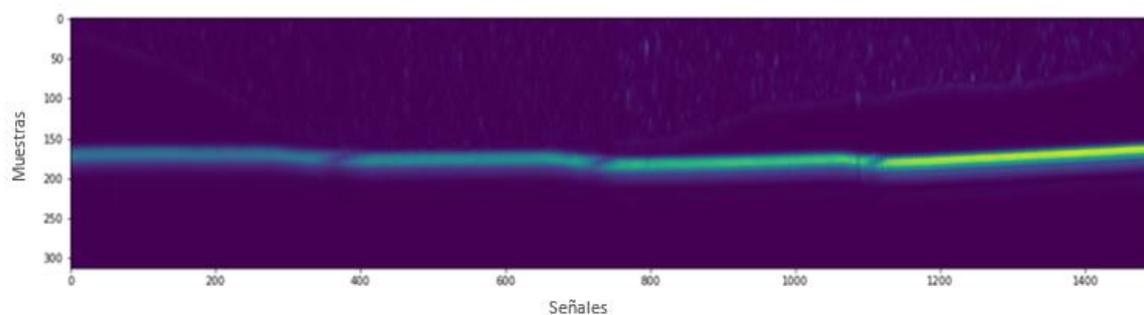


Figura 3.13. Ultrasonografía del fondo de la muestra (alúmina, 4%, muestra 1, barrido 5).

En la imagen de los espectros de los diferentes scans (Figura 3.14), se representan en el Eje X el espacio de frecuencias, mientras que en el Eje Y se encuentran los valores de amplitud que toman cada uno de los scans para cada frecuencia.

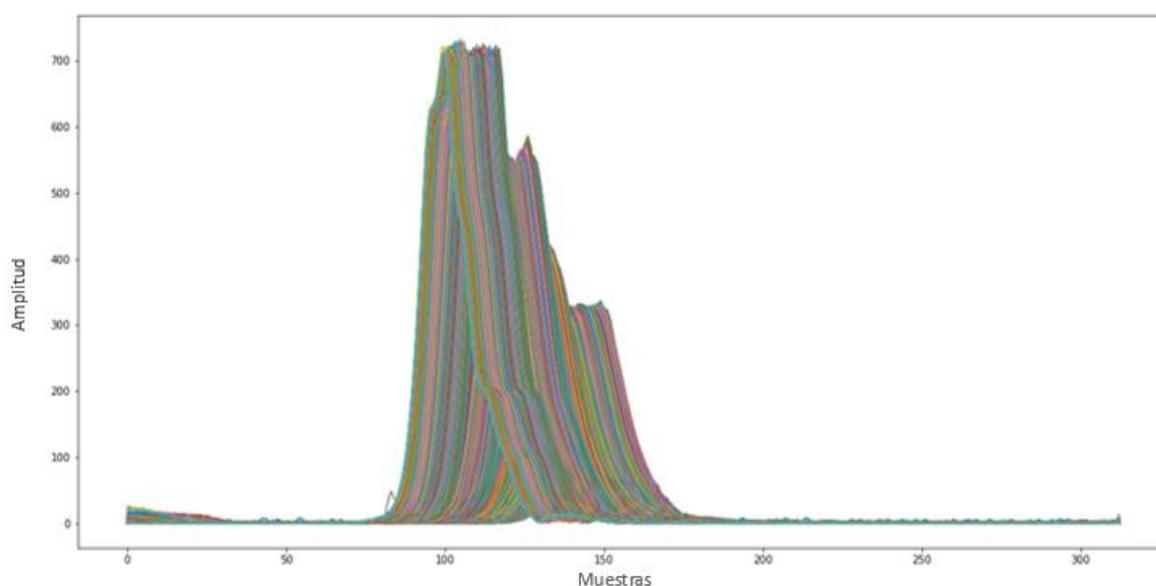


Figura 3.14. Visualización de espectros (aluminio, 4%, muestra 3, barrido 3).

Una vez aclarados estos conceptos, en el siguiente diagrama de flujo (Figura 3.15) aparecen resumidos los procedimientos seguidos para la obtención del coeficiente de absorción, para cada uno de los 220 archivos almacenados, con su correspondiente explicación.

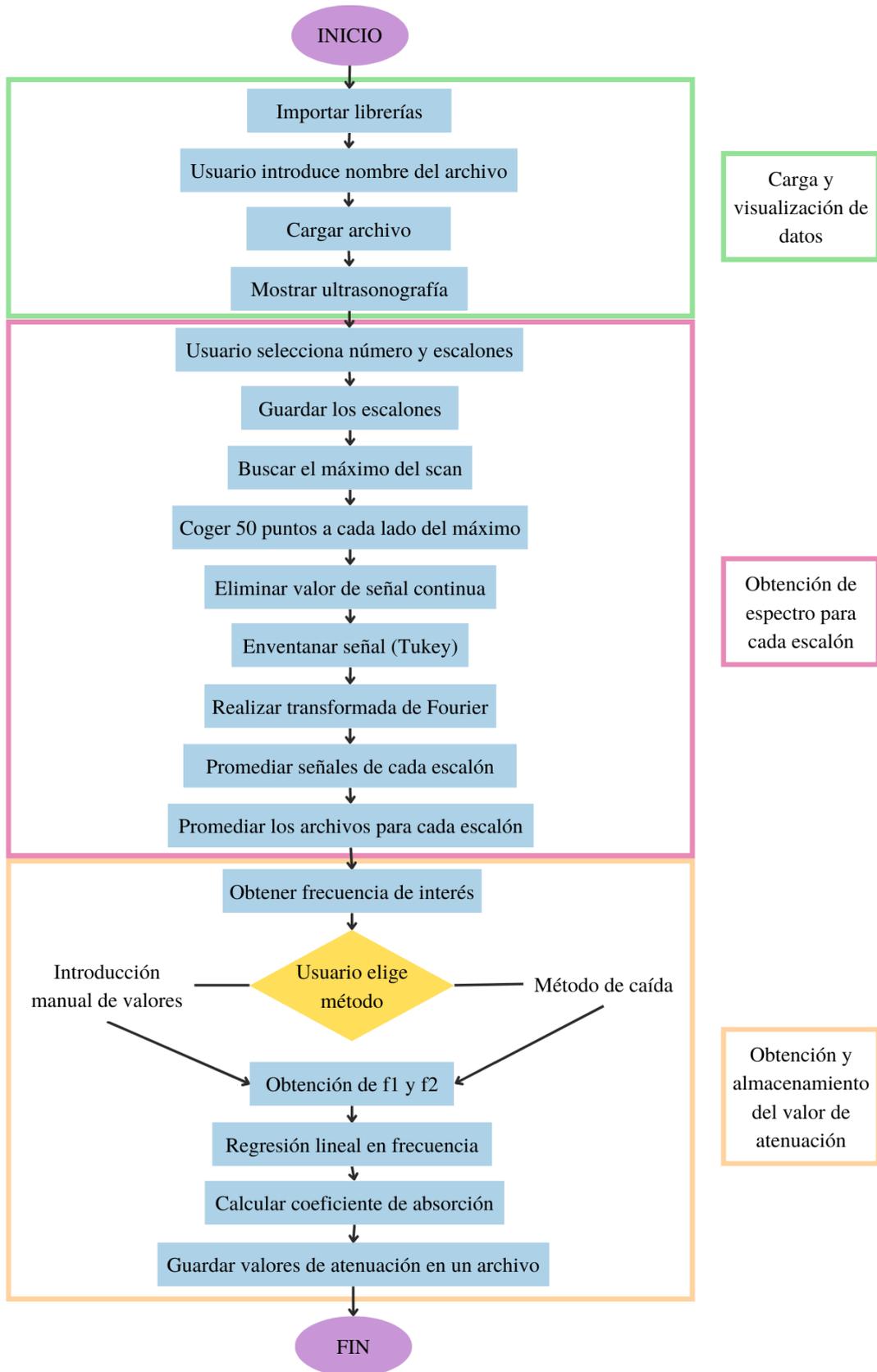


Figura 3.15. Diagrama de flujo del código para la determinación del coeficiente de absorción.

En primera instancia aparece un bloque en el que se procede a la carga del archivo introducido por el usuario, así como a la visualización de los datos contenidos en el documento. Por lo tanto, siguiendo el diagrama de este bloque, al inicio del código se encuentran varias líneas en las que se importan las diferentes librerías que se usan a lo largo del resto del código y que permiten graficar, guardar archivos o realizar cálculos en frecuencia, entre otras funciones. A continuación, se crea una lista en la que se irán almacenando los espectros para cada escalón de las 10 imágenes de cada archivo. Tras esto, se procede a mostrar un mensaje por la terminal en la que se solicita al usuario que introduzca el nombre del archivo, en el cual no hay que incluir el nombre de la extensión ya que el programa lo coge por defecto. Una vez obtenido el nombre del archivo, se llama a una función creada que permite abrir el archivo y guardar los datos necesarios en variables o listas, siendo estos las imágenes y la frecuencia de muestreo a la que fueron tomadas las mismas. Cabe destacar que hay dos tipos de datos, unos en los que están almacenadas las envolventes de las ultrasonografías y otros en los que los datos se encuentran en radiofrecuencia, tal y como se adquieren. Esto favorece los cálculos iniciales, ya que hasta que no se selecciona el rango de los scans, no se usan los datos en radiofrecuencia y se usan las envolventes, que visualmente permiten seleccionar los escalones más fácilmente. Continuando con la explicación del diagrama, tras la carga de datos se procede a mostrar la imagen de ultrasonido en la que se ve el fondo de los 4 escalones, de manera que el usuario pueda visualizar la imagen y realizar el análisis necesario.

A partir de este punto se entra en el segundo bloque del diagrama de flujo, en el cual se procede a la obtención del espectro para cada uno de los escalones de cada una de las 10 repeticiones contenidas en el archivo seleccionado. Tras la visualización de la imagen, el usuario elige el número de espesores que quiere seleccionar. Esto lo hace a través de la terminal, insertando el valor numérico deseado, para las muestras de este proyecto el valor siempre será cuatro. A partir de este punto, el código ejecuta un bucle en el que irá cogiendo cada una de las 10 repeticiones de cada archivo para obtener los espectros de los ecos mencionados anteriormente. Una vez dentro del bucle, para facilitar la tarea al usuario, y dado que las 10 repeticiones son imágenes muy similares, solo se pide seleccionar los ecos en la primera de estas repeticiones. Para esta selección, el usuario debe colocar dos semillas por espesor de material (*Figura 23*). La primera de estas semillas indicaría el primer scan seleccionado para el análisis y, la segunda, el último. Al realizar esta selección de manera gráfica, el usuario puede escoger qué trozos de ecos se consideren, en función de la imagen que visualice, ya que en algunos casos aparecen señales de interferencia por el ruido o aparecen burbujas de aire que

cortan parte del eco. Además, cabe destacar que, tal y como se anuncia al usuario a través de la terminal, los ecos se deben seleccionar desde aquel con mayor intensidad hasta el de menor, siguiendo el orden. El eco con mayor intensidad corresponde a las señales que atraviesan el material en la zona con menor espesor, ya que se produce una menor pérdida de energía a través del mismo, haciendo que el reflejo del fondo presente un color más brillante. Para el caso de este proyecto, los símiles de tejido contruidos tenían cuatro escalones, por lo que el usuario debe colocar 8 semillas, quedando estas como las de la imagen que se observa en la *Figura 3.16*.

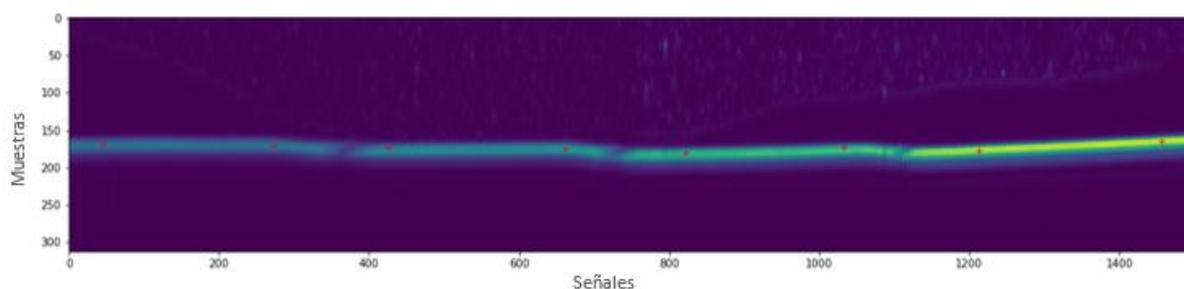


Figura 3.16. Selección de scans a través de 8 semillas.

Tras esta selección, el código llama a otra función creada y se procede a guardar las señales de cada escalón en una lista. Una vez obtenidas estas variables, se busca tanto el valor de mayor intensidad como su índice para cada uno de los scans pertenecientes a cada uno de los escalones de la lista. Con el valor de este índice, se selecciona la longitud del scan que se va a analizar, siendo esta en el caso de este trabajo de cien muestras en total, 50 valores por encima del índice del máximo y 50 valores por debajo del mismo. Con ello, se reducen los datos a cuatro escalones compuestos por scans que solo tienen puntos, principalmente, en los valores en los que hay mayor intensidad, evitándose así interferencias en el análisis que procedan de otros ecos (del interior del símil de tejido, por ejemplo). A partir de este punto, se comienza a trabajar con los valores en radiofrecuencia, de manera que sea posible realizar un estudio en frecuencia de las señales. En este punto del bucle se limpian los datos que se van a transformar a espectros de frecuencia para cada uno de los escalones. Para esta limpieza, es necesario eliminar la señal de continua que se integra en las señales como ruido y producen un sesgo en los datos que se tienen. Para ello, a cada una de las señales se les resta su media, de manera que todas las señales tengan un valor medio de cero. A continuación, se enventana cada una de las señales con una ventana de Tukey [26]. Se destaca que, una ventana de Tukey (*Figura 3.17*) tiene forma de

meseta, donde pueden ser modificados sus valores de caída. Para este caso, el valor del parámetro de forma se estableció en 0,2.

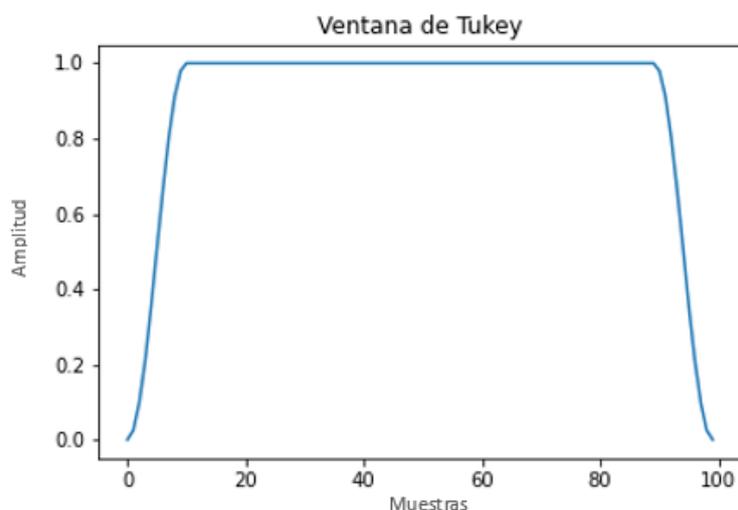


Figura 3.17. Ventana de Tukey.

Tras eventanar la señal, se procede a realizar la transformada de Fourier (TF) de la misma, para obtener los espectros. En cuanto a los últimos pasos de este bloque del diagrama de flujo, se realizan las medias de las señales en frecuencia de cada uno de los espesores, además del promedio de cada uno de los espesores de todas las repeticiones de los archivos. Con todo esto se obtendrían cuatro espectros en frecuencia, como los observables en la *Figura 3.18*, cada uno correspondiente a un espesor del material atravesado por la señal.

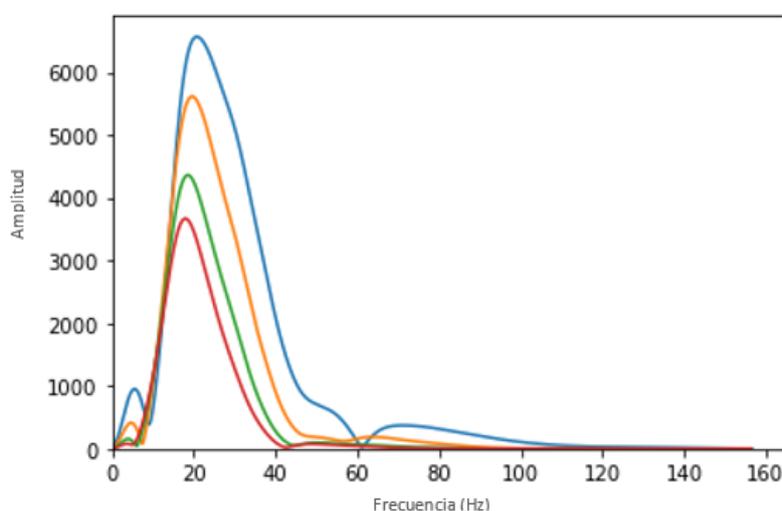


Figura 3.18. Espectros de frecuencia correspondientes a cada uno de los espesores del símil de tejido.

Del análisis de la figura, podemos deducir que el espectro más alto es el correspondiente al espesor más bajo, ya que es en el que menos pérdida de señal por atenuación hay y, por lo tanto, es el que poseía mayor intensidad, y viceversa.

Tras la obtención de los cuatro espectros de los escalones, se procede al paso del último bloque del diagrama de flujo de este código, en el cual se explica la obtención y almacenamiento de los valores obtenidos para el coeficiente de absorción del material. En primer lugar, se definen los valores de frecuencia f_1 y f_2 entre los que se encontraría la banda de análisis de interés. Para ello, se pregunta por pantalla al usuario que método prefiere utilizar, si introduciendo un valor de caída de amplitud a partir del máximo del pico o introduciendo a mano los valores de frecuencia deseados. En el primero de los métodos, el algoritmo coge el valor de caída que el usuario ha introducido y recorre los puntos del espectro desde el máximo hasta la mitad de su amplitud entre el valor de caída introducido. A ambos lados del máximo, se busca el índice del valor que se encontraba justo por encima de este valor de amplitud entre la caída. Con esto, f_1 pasaría a ser el valor en frecuencia del índice seleccionado al lado izquierdo del máximo (parte ascendente del espectro) y f_2 el valor seleccionado al lado derecho del máximo (parte descendente del espectro). En cuanto al segundo de los métodos, los valores introducidos por el usuario, al observar la gráfica en la que aparecen cada uno de los espectros para cada uno de los escalones, serían los valores de f_1 y f_2 que serán usados más tarde. Se implementaron ambas opciones para ver con cuál de ellas se obtenían mejores resultados. Para este trabajo, finalmente, se terminó usando la primera opción, ya que este método permitía obtener un mejor ajuste de los datos al comportamiento esperado del coeficiente de absorción con la frecuencia. El parámetro de caída aplicado en el estudio ha sido de 1,5 para todos los archivos. Por otro lado, una vez obtenidos estos valores de frecuencia, el algoritmo realiza la comparación de los espectros de los escalones para poder trazar una regresión lineal que, al realizar un ajuste, permita obtener los valores de absorción. Para la comparación de los espectros se recurre a la *Ecuación 2.11*, según se explicó en la sección 2.2.2:

$$\frac{1}{2h} \ln \left(\frac{|S_i(f)|}{|S_4(f)|} \right) = (i - 1)[\alpha_m(f) - \alpha_a(f)] \quad (2.11)$$

siendo $h = 1$ mm, correspondiente con la altura diferencial entre escalones, S_i el escalón a comparar, siendo i en número de escalón, S_4 el escalón de mayor anchura, α_m el coeficiente de absorción del material y α_a el coeficiente de absorción del agua.

Además, esta fórmula quedaba simplificada de la siguiente manera:

$$y_i = \frac{1}{2h} \ln \frac{|S_i(f)|}{|S_1(f)|} \quad (3.12)$$

$$x_i = (i - 1) \quad (2.13)$$

$$A(f) = [\alpha_a(f) - \alpha_m(f)] \quad (2.14)$$

$$y_i = x_i \cdot A(f) \quad (3.15)$$

Tras aplicar estas fórmulas, se obtiene un vector y_i , formado por tres elementos, y un vector x_i formado por tres números. A continuación, se despeja el valor de A como la división de las otras dos variables y se promedian los tres valores obtenidos en este vector. Según la ecuación anterior, para despejar la absorción del material, a este nuevo vector A, se le suma el valor del coeficiente de absorción del agua, de manera que se obtiene la *Ecuación 2.16*.

$$\alpha_m(f) = A + \alpha_a(f) \quad (3.16)$$

Con $\alpha_a(f) = 2,15 \cdot 10^{-2} \cdot f^2$ MHz [27]. Dado que el valor obtenido para el coeficiente de absorción del material viene dado en función de la frecuencia del tipo [28].

$$\alpha_m(f) \approx \alpha_{0m} \cdot f^n \quad (3.12)$$

se realiza un ajuste lineal gracias a una función denominada *powerlaw*, que ajusta el valor obtenido de $\alpha_m(f)$ a la siguiente ecuación:

$$\alpha_m(f) \approx \alpha_{0m} \cdot f^n + c \quad (3.13)$$

Tras el ajuste a la ecuación, se obtienen los valores de n, c y α_0 , los cuales permiten obtener el valor del coeficiente de absorción del material estudiado para un valor de frecuencia que el usuario desee introducir. En condiciones ideales, el valor de c ha de ser nulo, aunque desviaciones causadas por errores experimentales provocan que esto no siempre sea así. En todo caso, la atenuación del material se obtendrá tan solo de la consideración de los coeficientes α_0 y n. En el algoritmo realizado para este proyecto, la frecuencia que se utiliza para obtener un valor numérico de la atenuación concreto por pantalla corresponde a 20 MHz, aunque basta variar el valor de la frecuencia para obtener la atenuación a la frecuencia deseada en función de los coeficientes obtenidos. Además, tras mostrar todos los valores de las variables obtenidas tras el ajuste en la terminal, el algoritmo genera una imagen en la que se grafica la curva obtenida con la ecuación en la que se sumaba A con $\alpha_a(f)$ y el ajuste realizado a la misma (*Figura 3.19*).

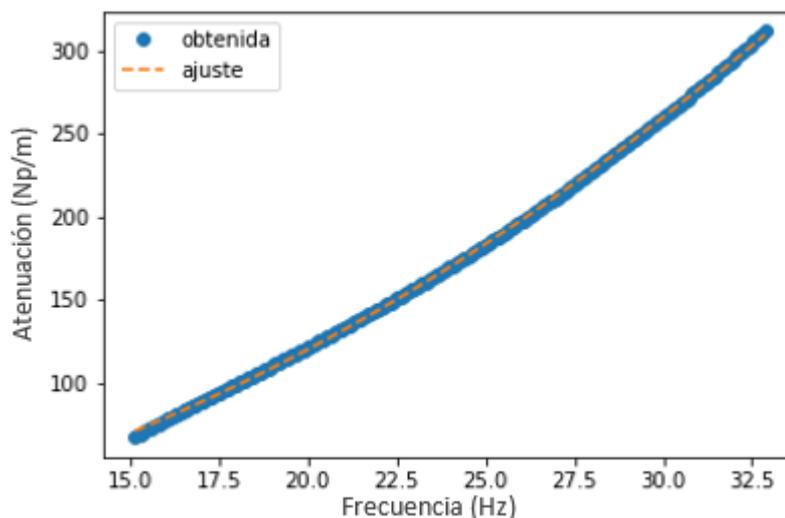


Figura 3.19. Gráfica con la curva ajustada al valor obtenido del coeficiente de absorción del material.

Para finalizar, como indica el último elemento del diagrama de flujo, todos los valores obtenidos tras el ajuste son guardados en un archivo de Matlab, con extensión .mat, conteniendo el valor de las variables n , c y α_0 , así como el valor de la absorción calculado a 20 MHz de frecuencia, como se comentaba más arriba en el texto.

Por último, remarcar que este código se ejecutó para cada uno de los 220 archivos, obteniendo otros 220 archivos con las variables mencionadas anteriormente. Posteriormente, estos archivos fueron utilizados para obtener distintas gráficas y para poder realizar un análisis de datos para la obtención real de los valores de atenuación. Todo esto se explicará más adelante en el apartado de resultados.

3.3.2 Código para el análisis espectral de los ecos internos de los materiales

En esta sección se aborda la realización del código para la estimación de la absorción cuando el foco se sitúa dentro del símil de tejido, para lo que se usó la zona de mayor espesor (escalón más alto de la muestra). Antes de comenzar, al igual que en el apartado anterior, se deben tener presentes varias cuestiones. En primer lugar, como se viene comentando, se realizaron un total de 44 muestras a 11 concentraciones y tipos de partículas diferentes. Por ello, en este caso, se dispone de una carpeta para cada una de las muestras en la que aparecen contenidos entre 44 y 46 archivos, cada uno de los cuales corresponde a un tramo del interior del material diferente, ya que, como se ha visto con anterioridad, el foco recorre desde la parte más alta de la muestra hasta la parte en contacto con el fondo del recipiente. Esto que se acaba

de comentar se puede apreciar de manera gráfica en la *Figura 3.20*, en la que se muestra la imagen obtenida con el foco situado a 3 profundidades diferentes (zona superior de la muestra, zona media y zona inferior). En esta imagen se puede observar la textura que proporciona al material la presencia de partículas.

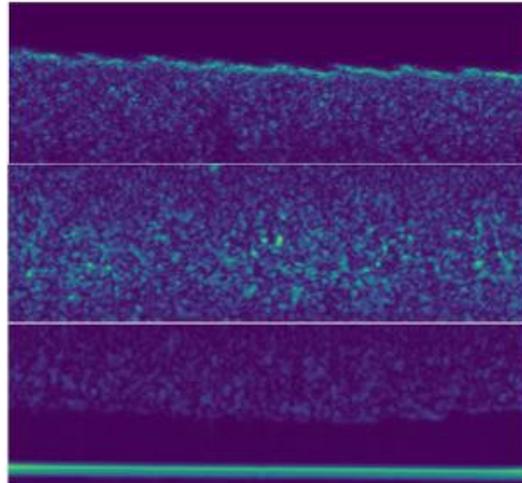


Figura 3.20. Ultrasonografía de la parte superior de la muestra, del interior y del fondo del recipiente.

Además, cada una de estas imágenes está compuesta 1997 scans o señales (ubicadas en el Eje X), y cada scan tiene, a su vez, 625 muestras (valor en el Eje Y) obtenidas con una frecuencia de muestreo en el osciloscopio de 313MHz, tal y como se muestra en la *Figura 3.21*.

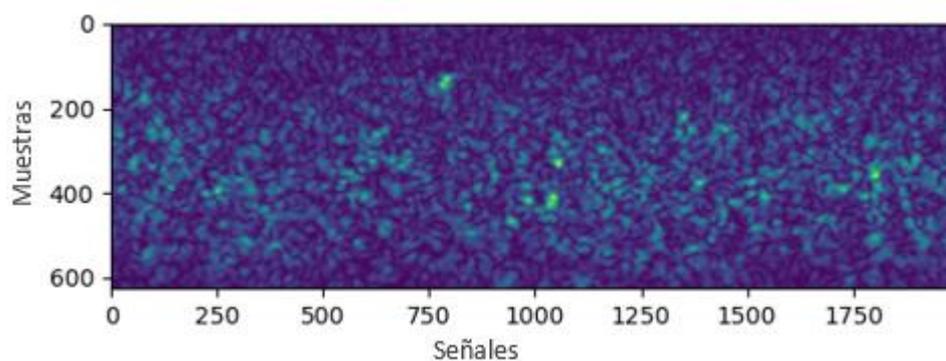


Figura 3.21. Ultrasonografía de interior de la muestra.

Como vimos en una sección anterior, cuando se analizan los espectros de los diferentes scans (*Figura 3.22*), el Eje X corresponde al espacio de frecuencias, mientras que en el Eje Y se encuentran los valores de amplitud que toman cada uno de los scans.

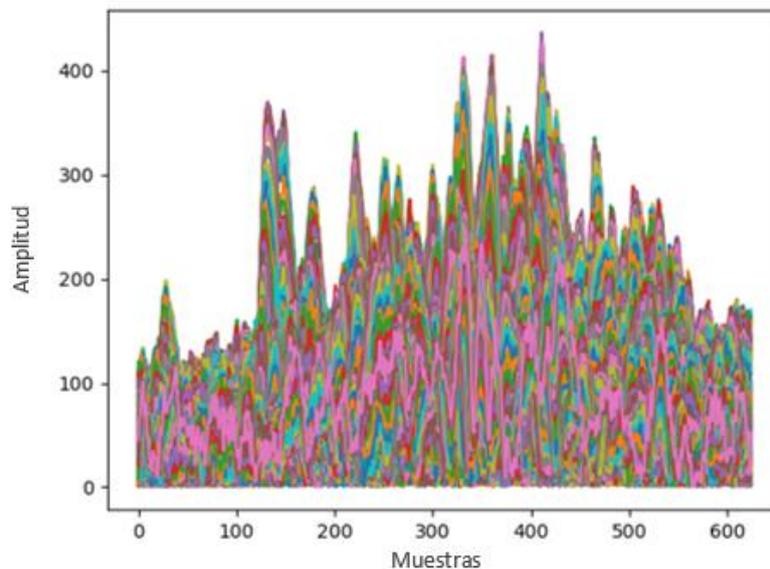


Figura 3.22. Gráfica de los scans de la ultrasonografía del interior de la muestra.

Una vez aclarados estos conceptos, en el siguiente diagrama de flujo (*Figura 3.23*) aparecen resumidos los procedimientos seguidos para la obtención de las pérdidas de las ondas que atraviesan el material, para cada uno de los 44 archivos conseguidos, con su consiguiente explicación.

En primer lugar, se observa un bloque en el que se realiza la carga y visualización de los datos. Para ello, se procede a importar las diferentes librerías que van a ser de utilidad a lo largo del resto del código y que van a permitir la creación de gráficas, el almacenamiento de archivos o la concatenación de imágenes, entre otras funciones. A continuación, por la terminal, el usuario recibe un mensaje en el que debe introducir el nombre del archivo con el que quiere trabajar, correspondiendo este al nombre de la carpeta en la que se contienen las diferentes imágenes del interior. Tras esto, se muestra por pantalla el número de archivos que hay dentro de esta carpeta, de manera que el usuario sepa en todo momento el número de elementos con los que está trabajando. Tras esto, el algoritmo procede a llamar a una función creada en la que se almacenan los diferentes datos en variables, las cuales serán utilizadas más adelante. Entre estas variables se pueden encontrar los datos en radiofrecuencia, las envolventes de los datos anteriores, los valores de ganancia a los que fueron tomadas las ultrasonografías, la frecuencia de muestreo o la profundidad a la que se encontraba el foco en el momento de la toma de imagen.

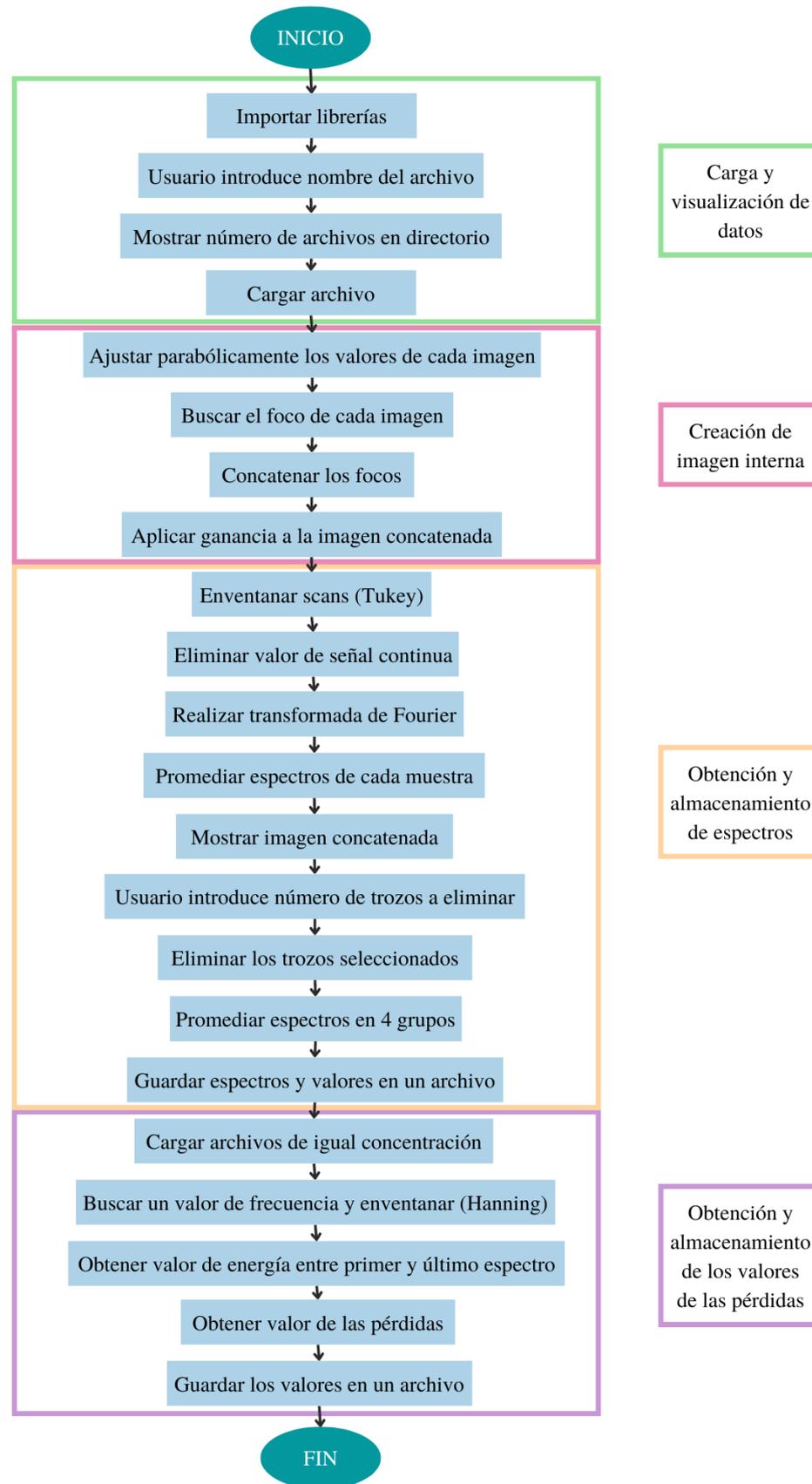


Figura 3.23. Diagrama de flujo de código para la estimación de las pérdidas a partir de los ecos internos del material.

Una vez realizada la carga de datos, se entra en un segundo bloque encargado de la reconstrucción de la ultrasonografía. Para ello, es necesario quedarse con los fragmentos de cada uno de los archivos correspondientes a la zona focal y concatenarlos para crear una imagen completa en la que se aprecie el interior del material. Para poder seleccionar el foco es necesario saber la posición en la que se encuentra para cada una de las imágenes, por lo que se realiza la media de todos los scans para cada imagen, obteniendo una gráfica similar a la de una parábola, cuyo vértice indicaría el lugar en el que se encuentra el foco (máxima amplitud de los ecos recibidos). Para poder obtener el foco de manera más concreta, se realiza un ajuste parabólico de los datos, tal y como puede apreciarse en la *Figura 3.24*.

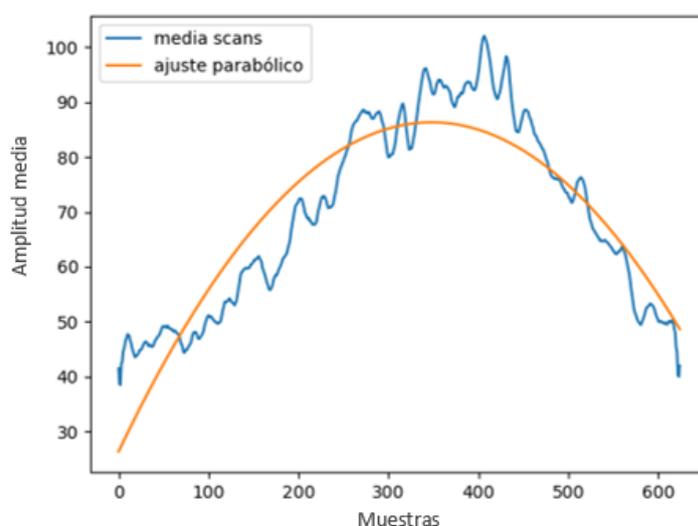


Figura 3.24. Media de las señales de una ultrasonografía con ajuste parabólico en función de la profundidad.

Tras el ajuste parabólico, se guarda el índice del vértice de la parábola de cada uno de los archivos que se encuentran en la carpeta de interés. Con esto se puede apreciar que, en las imágenes que únicamente tienen información del interior de la muestra, el foco cada vez se encuentra más adelantado en el tiempo cuando el foco se sitúa a mayor profundidad. El foco se adelanta ya que las ondas van más rápido al atravesar más material. Además, con la información de la posición de los focos del interior del material se puede realizar un ajuste lineal que permita conocer el lugar en el que se encuentra el foco en cada uno de los archivos que se están tratando, independientemente de si es una imagen de la superficie en la que aparece borde o del fondo de la muestra en la que aparece el fondo del recipiente, lugares en los que hay problemas para localizar este foco. Por lo tanto, se selecciona la zona central de la gráfica de los vértices de la parábola a partir de 20 archivos, 10 a cada lado del valor medio del número de archivos del

directorio, y se procede a realizar el ajuste lineal, el cual puede ser apreciado en la gráfica de la *Figura 3.25*.

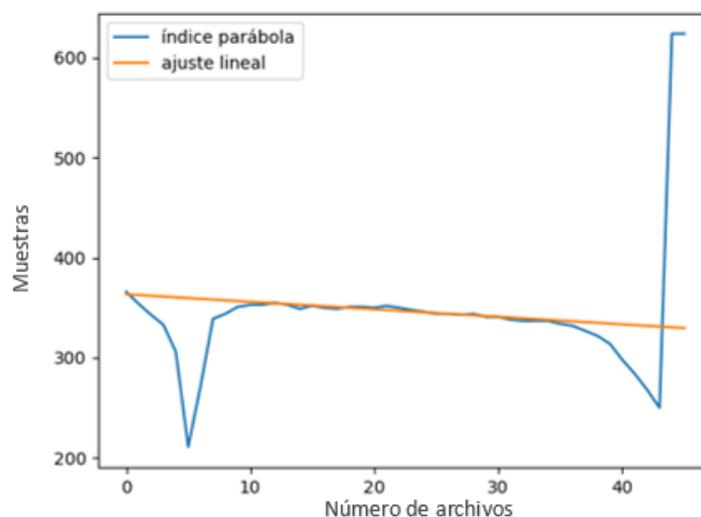


Figura 3.25. Gráfica con los vértices de cada parábola y el ajuste lineal.

Gracias a este ajuste lineal, se puede conocer la posición del foco en cada una de las imágenes del directorio, y con ella, el centro del fragmento de cada imagen que vamos a seleccionar, por lo que solo quedaría saber el tamaño de ese fragmento. Este tamaño se hace coincidir con la diferencia entre la profundidad de un archivo y su siguiente que es lo que se llama paso, mientras que la diferencia entre un valor de z y su posterior dentro del mismo archivo es lo que se denomina Δz o incremento de z . Por lo tanto, el número de puntos del fragmento que se debe seleccionar sería el obtenido de dividir:

$$n^{\circ} \text{ puntos} = \frac{\text{paso}}{\Delta z} \quad (3.14)$$

Para trabajar con un margen de error, en este proyecto el valor de número de puntos obtenido fue 41 aproximadamente, pero se cogieron 43 puntos para evitar errores por decimales. Una vez obtenidos estos valores, se procedió a limitar cada imagen a su zona focal correspondiente, siendo el centro del mismo el obtenido con el ajuste lineal anterior y cogiendo 22 puntos a cada lado del mismo. Tras esto, con los fragmentos obtenidos para cada archivo, se creó una imagen a través de la concatenación de todos ellos. El resultado se muestra en la *Figura 3.26a*. Además, para visualizar la imagen de manera más fiel a la realidad, se le aplicó la corrección por ganancia que tenía el transductor en el momento de la toma de cada una de las imágenes, la cual se iba variando para compensar la atenuación del material. Para poder aplicar esta ganancia, se procedió a aplicar la siguiente operación:

$$\frac{\text{valores de la imagen concatenada}}{10^{\frac{\text{ganancia}}{20}}} \quad (3.15)$$

Por lo tanto, la imagen quedaría como la que se muestra a continuación (*Figura 3.26b*), con unas dimensiones de 1997 scans (valor en el Eje X) para un total de 1978 muestras (valor en el Eje Y). se aprecia en esta imagen la disminución de la amplitud de los ecos como consecuencia de la absorción al adentrarnos en el material.

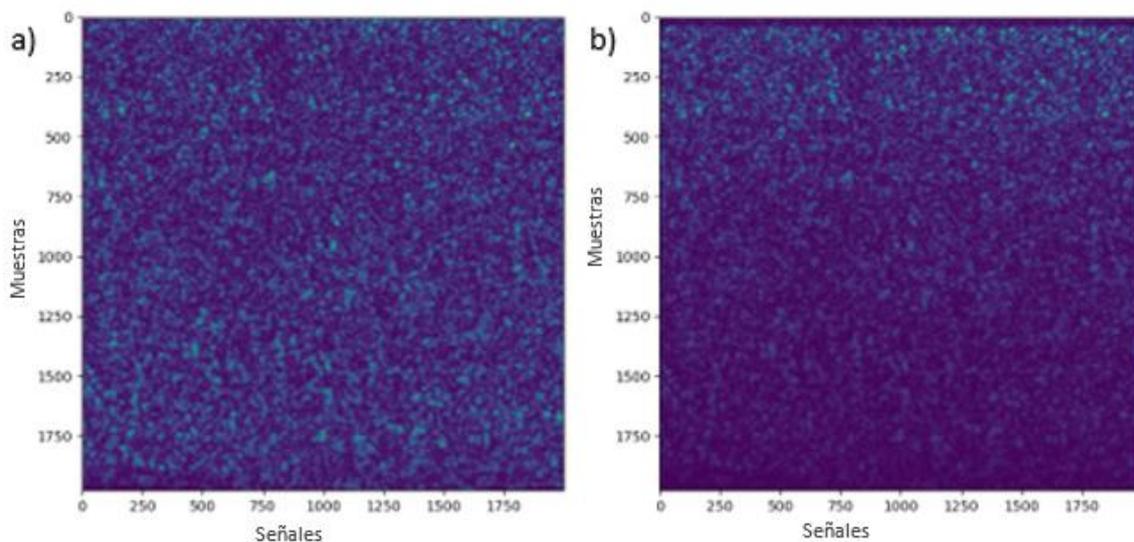


Figura 3.26. Imagen del interior del material producida a partir de la concatenación de las diversas imágenes capturadas, cada una con su ganancia (a) en comparación con la misma imagen, a la que se le ha aplicado la corrección por ganancia (b).

Cabe destacar que la textura del grano que aparecen al fondo es más gruesa que en la superficie ya que a mayor profundidad las frecuencias más altas se atenúan más, lo cual da lugar a un aumento de la longitud de onda.

Volviendo al diagrama de flujo de la *Figura 3.23*, en un tercer bloque se procede a la obtención de espectros del interior del material y almacenamiento de los mismos. Para ello, en primer lugar, se realiza el eventanado de cada uno de los scans. Esto se realiza usando una ventana de Tukey (*Figura 3.17*) de 43 puntos, con un desplazamiento del mismo valor, lo cual permite saltar las uniones de imágenes, que darían lugar a problemas numéricos por discontinuidad de los datos. Tras el eventanado, se procede a quitar el valor de la señal continua, mediante la resta de cada uno de los valores de los scans menos la media de cada uno, como se hizo en el algoritmo anterior. A continuación, se realiza la TF a las señales para obtener sus valores en función de la frecuencia y se guarda en una variable de lista. Además, se realiza un

promedio de todos los espectros para una ventana, por lo que se obtiene una única señal media para cada una de las ventanas que se realizan, consiguiendo finalmente tantos scans medios como número de archivos había inicialmente en el directorio. Acto seguido, se muestra por pantalla la imagen concatenada a la que se le ha aplicado la ganancia (*Figura 3.26b*) para que el usuario pueda analizarla y decida otra porción de datos a eliminar coincidiendo con la parte superior de la imagen, ya que en algunos casos las primeras imágenes están situadas fuera de la muestra. A continuación, el usuario introduce por pantalla el fragmento a eliminar, correspondiendo este número a un valor entero de las imágenes adquiridas, y el algoritmo procede a eliminar el valor que se le ha indicado. Tras esto, se realiza la media de los espectros a distintas profundidades de manera que solo se obtengan 4 de ellos, tal y como puede apreciarse en la *Figura 3.27*. Para ello, se seleccionan y promedian entre 9 y 10 espectros contiguos, dependiendo del número de espectros eliminados y el número de archivos que había en el directorio.

De manera aclaratoria, lo realizado anteriormente puede resumirse en el esquema de la *Figura 3.28*. En él, se muestra el proceso por el cual se obtienen los 4 espectros mostrados en la *Figura 3.27* a partir del total de muestras que componían la imagen.

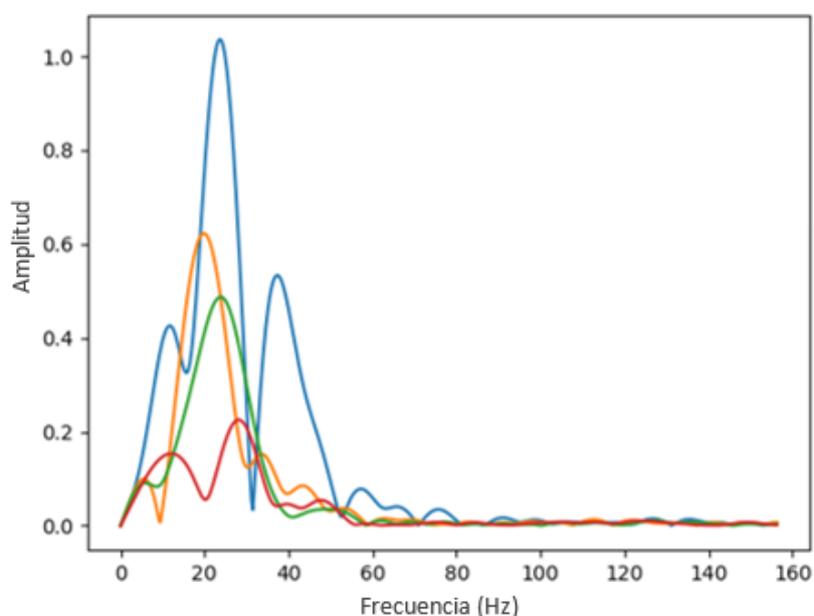


Figura 3.27. Promediado de espectros en cuatro grupos correspondientes a cuatro profundidades del material.

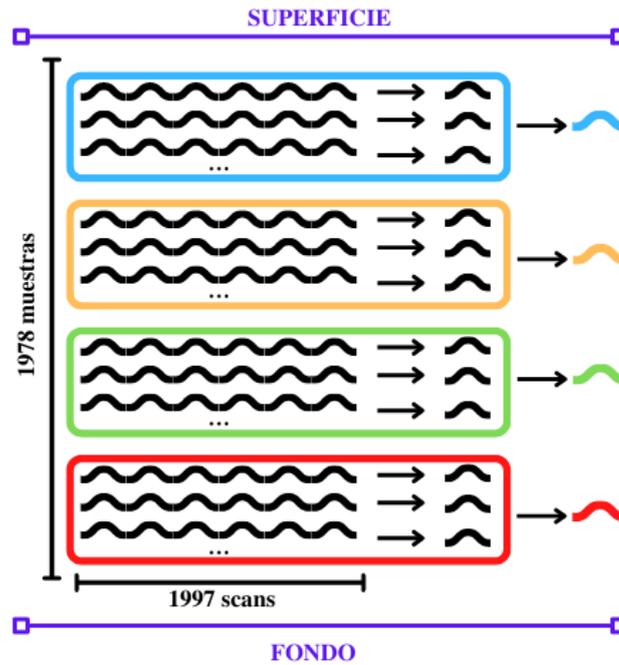


Figura 3.28. Croquis de los promediados para la obtención de los 4 espectros finales.

Finalmente, como se indica en el último elemento de este bloque en el diagrama de flujo, se guardan los cuatro espectros obtenidos junto con la altura que dista entre ellos, en un archivo de Matlab con extensión .mat.

Por último, se encuentra un bloque en el que se obtienen y guardan los valores de la pérdida de las ondas al atravesar cada uno de los materiales fabricados. Cabe destacar que esto se realiza en un código nuevo para poder analizar en el mismo los resultados correspondientes a las cuatro muestras realizadas con cada concentración y tipología de partículas. Para ello, en primer lugar, se procede a la carga de los archivos que tienen el mismo valor de porcentaje de concentración y el mismo tipo de partículas, de manera que el código únicamente se ejecuta 11 veces, uno por cada tipo de material que se ha creado para la práctica. De esta manera, al usuario se le muestra un mensaje por pantalla en el que se le pide que introduzca el nombre del archivo, simplemente incluyendo hasta el tipo de partícula y concentración de las mismas y se genera un bucle que coge los 4 archivos para cada tipo de material. A continuación, se busca el índice de frecuencia que más que aproxime a la frecuencia central de filtrado (f_a) establecida, siendo esta f_a 40 MHz para el caso de este trabajo, tal y como se expone en el apartado del marco teórico. Otras variables que se establecen en el código son:

$$\text{banda} = \frac{f_a}{1}; fs = 313; freq = 512 \quad (3.16)$$

$$\text{índice de banda} = \text{round}\left(\frac{\text{banda}}{f_s} \cdot \text{freq}\right) \quad (3.17)$$

Tras esto, se define una ventana de Hanning (*Figura 3.29*) centrada en el índice de frecuencia de fa y con un ancho de banda cercano a 15 MHz, la cual permite filtrar la señal [29].

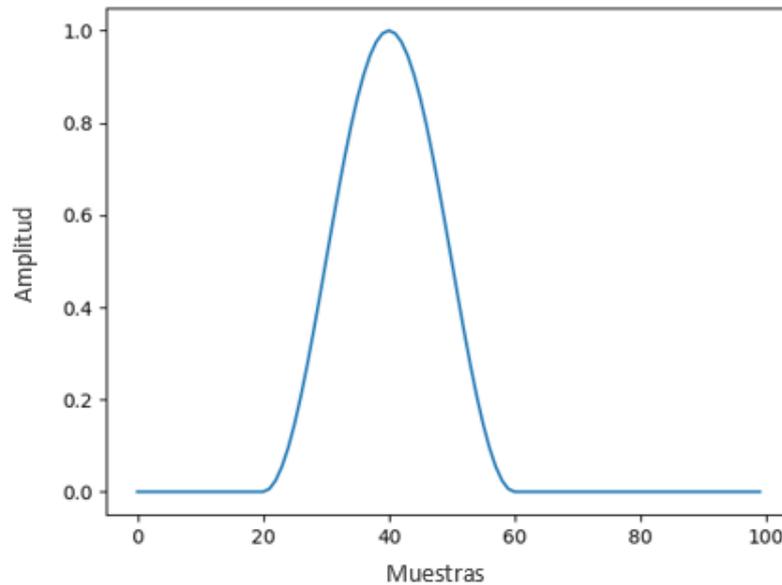


Figura 3.29. Ventana de Hanning.

A continuación, se escogen para el análisis únicamente el primer y último espectro de cada archivo que se ha cargado, que corresponden a la zona más superficial y más profunda de la muestra, respectivamente. Para estas zonas se procede a calcular el valor de la energía que tiene el espectro antes y después de aplicar el filtrado a partir de las siguientes fórmulas:

$$\text{energía total} = \sum |\text{espectro sin enventanar}|^2 \quad (3.18)$$

$$\text{energía ventana} = \sum |\text{espectro enventanado}|^2 \quad (3.19)$$

Posteriormente, para obtener el valor de las pérdidas en el material en dB por cada mm atravesado por la señal, el algoritmo realiza el siguiente cálculo:

$$\frac{\text{pérdidas (dB)}}{\text{mm}} = \frac{10 \cdot \log_{10}\left(\frac{\left(\frac{\text{energía ventana 1}}{\text{energía total 1}}\right)}{\left(\frac{\text{energía ventana 4}}{\text{energía total 4}}\right)}\right)}{2 * (4 - 1)} \quad (3.20)$$

siendo la *energía ventana 1* y la *energía total 1* los valores obtenidos para el primer espectro y la *energía ventana 4* y la *energía total 4* los obtenidos para el último espectro.

A continuación, se realiza la media y la desviación típica de los cuatro valores obtenidos para las pérdidas. Por último, se guardan los valores de las medias y desviaciones de las 11 ejecuciones en un único archivo de Matlab, con extensión .mat, que se descarga en el directorio de trabajo, llegando, con esto, al final del diagrama de flujo.

Capítulo 4

Resultados

En este cuarto capítulo de la memoria del trabajo se exponen los resultados obtenidos de atenuación en los materiales, tras la aplicación de los códigos, descritos en el capítulo anterior. Además, se muestran tanto los valores numéricos como las gráficas que se han trazado para facilitar la visualización de estos datos. Por último, se realiza una comparación de los valores obtenidos a través de cada uno de los métodos y se establece su relación.

4.1 Cálculo del coeficiente de absorción de los materiales

En este apartado aparecen recogidos los resultados obtenidos tras la aplicación del código para el cálculo del coeficiente de absorción en los materiales a través de los escalones de las muestras fabricadas. A continuación, se muestran los valores calculados para el material con partículas de aluminio y de alúmina y se comparan entre sí.

PVA con partículas de aluminio

En la *Tabla 4.1* se muestran los valores de atenuación que se han obtenido tras la aplicación del código para diferentes valores de frecuencia, los cuales van de 15 MHz a 40 MHz a intervalos de 5 unidades, y para los diferentes valores de concentración de este tipo de partículas, incluyendo los valores de la muestra que no contenía partículas (0%).

f (MHz)	Muestra	0%	1%	2%	4%	6%	8%
15		32,9	50,5	82,0	98,6	127,7	154,9
20		55,4	90,5	136,9	167,9	215,3	269,3
25		83,2	142,4	204,0	253,8	323,2	414,9
30		116,3	206,4	282,7	356,1	450,9	591,7
35		154,5	282,5	372,8	474,4	597,7	799,8
40		197,9	370,9	473,9	608,5	763,3	1039,6

Tabla 4.1. Valores del coeficiente de absorción en Np/m en función de la concentración y la frecuencia para PVA cargado con partículas de aluminio.

Para la visualización de estos datos de manera más gráfica, a continuación, se presentan dos imágenes en las que se muestran los valores del coeficiente de absorción de la tabla anterior

en función de la concentración (Eje X) para cada una de las frecuencias, como en el caso de la *Figura 4.1*, y la atenuación obtenida en función de los diferentes valores de frecuencia (Eje X) para cada uno de los valores de concentración de partículas, tal y como se indica en la *Figura 4.2*.

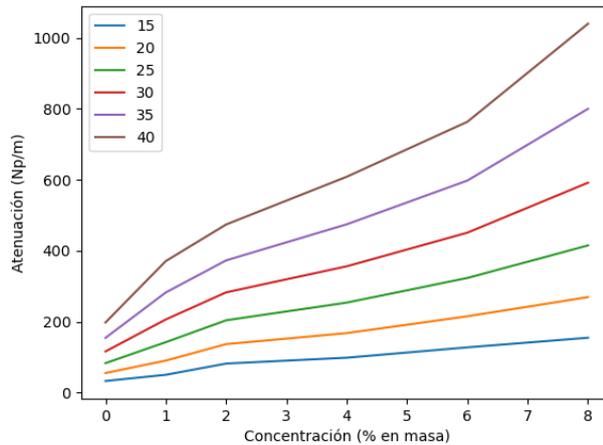


Figura 4.1. Coeficiente de absorción en Np/m del PVA cargado con partículas de aluminio para diferentes frecuencias en función de la concentración.

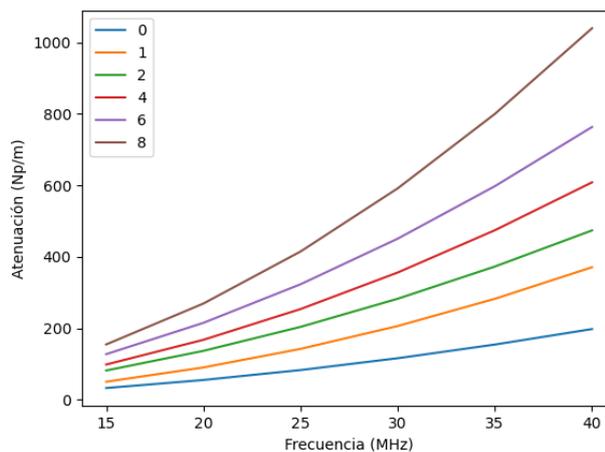


Figura 4.2. Coeficiente de absorción en Np/m del PVA cargado con aluminio para las diferentes concentraciones en función de la frecuencia.

Una vez observadas estas gráficas se pueden sacar en claro varios aspectos. En primer lugar, se puede apreciar que el aumento de la concentración de partículas de aluminio en el PVA da lugar a un aumento en el valor del coeficiente de absorción y, por tanto, de la atenuación de la onda. Esto se debe a que, al haber un mayor número de partículas dentro del material, las ondas de ultrasonido producidas por el transductor tienen una mayor probabilidad de chocar y, por lo tanto, de disiparse y absorberse. Esto provoca una disminución de la amplitud de la onda de

vuelta al transductor, como consecuencia del aumento de las pérdidas de energía de estas ondas ultrasónicas. Por otro lado, se puede observar que, al aumentar el valor de la frecuencia, el valor de la atenuación también se ve aumentado. Esto sucede ya que, en general, una frecuencia más alta se relaciona con un mayor número de pulsos u ondas en la unidad de tiempo, por lo que al aumentar este número de pulsos habrá más ondas chocando con las diferentes partículas del compuesto fabricado, lo que hace que la atenuación se vea incrementada al aumentar la absorción de energía en el material.

Por último, se puede visualizar el error estadístico para cada uno de los valores de concentración, de manera que se pueda tener una idea de cómo de fiables son los valores de los resultados obtenidos con el algoritmo. En este caso, como se muestra en la *Figura 4.3*, solo se visualizan los valores del coeficiente de absorción obtenidos en función de las diferentes concentraciones (Eje X) para una frecuencia fija de 20 MHz.

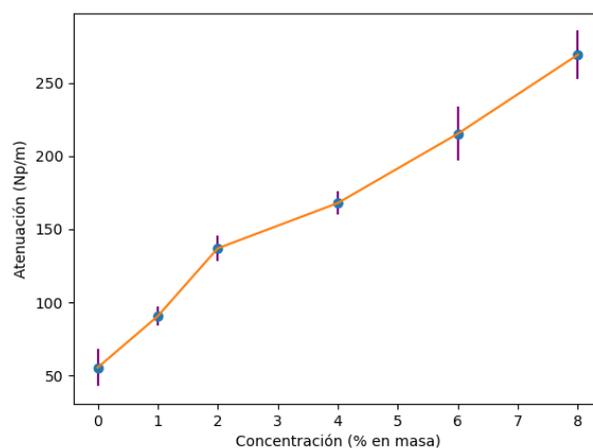


Figura 4.3. Coeficiente de absorción en Np/m a 20 MHz para el símil de PVA en función de la concentración de partículas de aluminio. Se muestran también las barras de error en la medida para cada concentración.

En este caso se aprecia que los valores de 1%, 2% y 4% presentan unos errores muy pequeños como para que los resultados se puedan ver alterados. Por el contrario, en los extremos, los valores de error, tal como se aprecia por el tamaño de las barras lilas, son algo mayores. La presencia de partículas estabiliza en cierto modo el proceso de curado del PVA, disminuyendo la variabilidad entre muestra. Lo contrario ocurre cuando no están presentes estas partículas, lo cual probablemente dé lugar a esa mayor variabilidad en la atenuación para el caso de ausencia de partículas. En cuanto a los extremos altos, para los valores de 6% y 8% las estimaciones para el error son algo mayores, probablemente debido a que la concentración de partículas en la

muestra sea menos homogénea. En cuanto al efecto de la concentración sobre el coeficiente de absorción a 20 MHz, vemos que en las concentraciones iniciales el crecimiento es más pronunciado y, a medida que la concentración sube por encima del 2% la pendiente decrece levemente. Finalmente, cabe mencionar que el crecimiento aproximadamente parabólico (*Figura 4.2*) con la frecuencia para estos rangos es el típico observado en muchos medios líquidos. Esto se debe a que los valores de n obtenidos para el cálculo de la atenuación se aproximan lo suficiente a 2 como para poder seguir una distribución similar a la de una parábola.

PVA con partículas de alúmina

Por otro lado, en relación con el PVA cargado con las partículas de alúmina, la *Tabla 4.2* muestra los valores del coeficiente de absorción en Np/m que se han obtenido tras la aplicación del algoritmo para diferentes valores de frecuencia, los cuales también van de 15 MHz a 40 MHz a intervalos de 5 unidades, para poder comparar los resultados con los obtenidos en el aluminio, y para los diferentes valores de concentración de este tipo de partículas, incluyendo además los valores de la muestra que no contenía partículas (0%).

f (MHz)	Muestra	0%	1%	2%	4%	6%	8%
15		32,9	42,1	47,0	71,1	88,2	123,5
20		55,4	66,2	85,6	122,4	152,2	198,4
25		83,2	94,2	136,6	186,8	232,7	286,8
30		116,3	126,0	200,1	264,2	329,3	388,1
35		154,5	161,2	276,5	354,5	442,1	501,3
40		197,9	199,7	365,9	457,5	570,7	626,1

Tabla 4.2. Coeficiente de absorción en Np/m en función de la concentración y la frecuencia para PVA cargado con partículas de alúmina.

Al igual que para el aluminio, para la visualización de estos datos de manera más gráfica, a continuación, se presentan dos imágenes en las que se muestran los valores del coeficiente de absorción de la tabla anterior en función de la concentración (Eje X) para cada una de las frecuencias, como en el caso de la *Figura 4.4*, y del coeficiente de absorción obtenido en función de los diferentes valores de frecuencia (Eje X) para cada uno de los valores de concentración de partículas, tal y como se indica en la *Figura 4.5*.

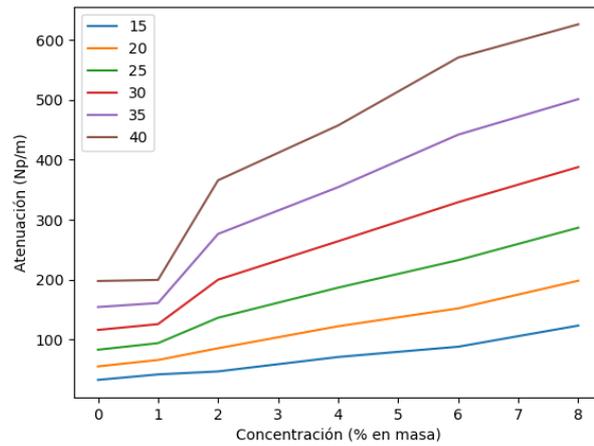


Figura 4.4. Coeficiente de absorción en Np7M del PVA cargado con partículas de alúmina para diferentes frecuencias en función de la concentración.

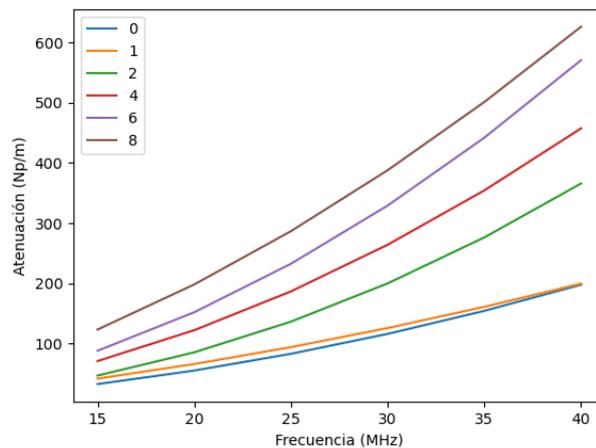


Figura 4.5. Coeficiente de absorción en Np/m del PVA cargado con alúmina para las diferentes concentraciones en función de la frecuencia.

El comportamiento del coeficiente de absorción es muy similar al obtenido en el caso del aluminio. Por un lado, se observa claramente que al aumentar el valor de la concentración se produce un aumento del valor de la atenuación. Además, para el caso de la frecuencia sucede lo mismo, un aumento en el valor de la frecuencia lleva ligado consigo un aumento de las pérdidas. En ambos casos por los mismo motivos mencionados en el apartado del aluminio. Por otro lado, cabe destacar en este caso que los valores obtenidos para la concentración del 0% y del 1% son muy similares. Esto puede deberse a que, en general, los valores de la atenuación para este tipo de partículas son algo inferiores y las concentraciones bajas apenas dan lugar a un aumento apreciable de las pérdidas.

Por último, en relación con la alúmina, se puede graficar el error estadístico para cada uno de los valores de concentración para una frecuencia de 20 MHz (*Figura 4.6*), obteniéndose de nuevo un comportamiento de dicho error similar al caso de las partículas de aluminio.

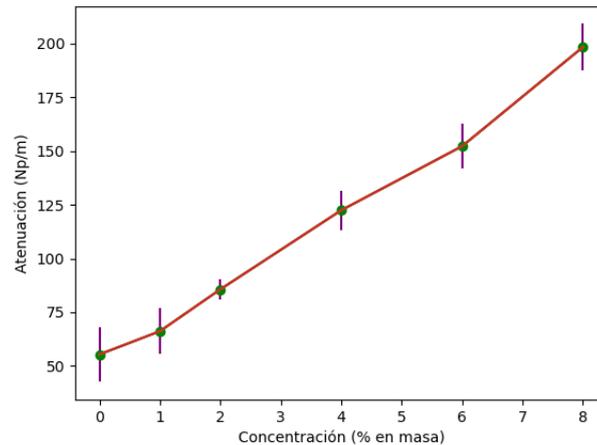


Figura 4.6. Valor de atenuación en Np/m a 20 MHz para el símil de PVA en función de la concentración de partículas de alúmina. Se muestran también las barras de error en la medida para cada concentración.

No obstante, se observa que los errores en los extremos de mayor concentración son algo menores a los obtenidos en el caso del aluminio. Un hecho relevante es que, como se ha mencionado más arriba, los valores para el 0% y el 1% son muy similares, que junto con la variabilidad observada en la medida da lugar a que difícilmente se podría diferenciar entre un material con ausencia de partículas o con una concentración de un 1% a partir de la medida de atenuación. Se aprecia que los valores del coeficiente de absorción a 20 MHz siguen un comportamiento bastante lineal con la concentración, no distinguiéndose como en el caso del aluminio, dos zonas de distintas pendientes. Finalmente, de nuevo se ve que los valores de la atenuación siguen un crecimiento aproximadamente parabólico con la concentración, al igual que en el caso anterior, por su valor de n obtenido próximo a 2.

Comparación Al y Al₂O₃

Por último, en cuanto a los resultados obtenidos a través del algoritmo de cálculo de la atenuación absoluta en los materiales, se procede a la comparación de los resultados obtenidos para los diferentes valores de concentración tanto del aluminio como de la alúmina para una frecuencia fijada en 20 MHz, tal y como se puede observar en la *Figura 4.7*.

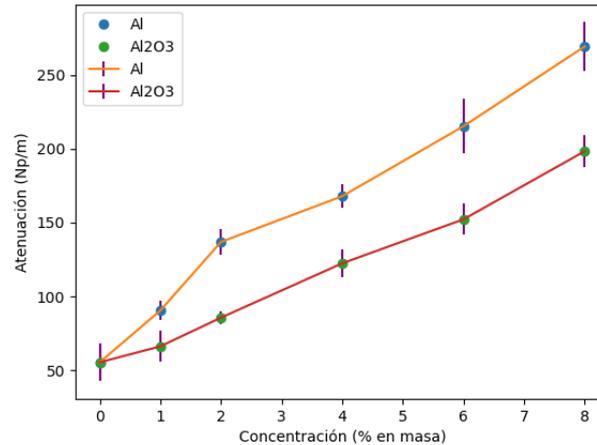


Figura 4.7. Comparación de los coeficientes de absorción en Np/m a 20 MHz para los similares de PVA en función de la concentración de partículas de aluminio y alúmina. Se muestran también las barras de error en la medida para cada concentración.

En este caso se puede ver de manera clara que, como ya se mencionó anteriormente, los valores del coeficiente de absorción resultantes para el aluminio son superiores a los obtenidos para la alúmina. Esto se debe, en parte, a que la menor densidad de las partículas de Al (2700 kg/m^3) con respecto a las de alúmina (3950 kg/m^3), da lugar a que haya mayor cantidad de partículas de aluminio para la misma concentración en masa y similares tamaños de partículas. Esto trae consigo una mayor absorción que para el material cargado con Al_2O_3 , de manera que la amplitud de la onda de vuelta es inferior. Otro dato observable es que el error obtenido para la alúmina es ligeramente menor en casi todo el rango de concentraciones. Esto podría deberse a la mayor reactividad de las partículas de aluminio que pueden dar lugar a generación de microburbujas que perturben la medida de manera aleatoria. No obstante, haría falta un estudio más profundo para confirmar este punto. Por último, cabe destacar, que tal y como se muestra en los valores que aparecen recogidos en las tablas *Tabla B.1*, *Tabla B.2*, *Tabla B.3*, *Tabla B.4*, *Tabla B.5* y *Tabla B.6*, la mayoría de las muestras presentan un valor de n que ronda en torno a los valores de 1,75 y 2,1, haciendo que la dependencia de los datos con la frecuencia siga aproximadamente el comportamiento de una parábola.

4.2 Estimación de la absorción de los materiales a partir de los ecos internos en los mismos

En este apartado se tratan los resultados obtenidos tras la aplicación del código para el análisis espectral de los ecos internos de los materiales que se fabricaron. En la *Tabla 4.3* se

muestran los valores medios obtenidos para cada tipo de material, así como la desviación estándar de los mismos.

Concentración (%)	Partículas	Media	Desviación estándar
0%	-	-0,25	0,31
1%	Al	0,28	0,55
	Al ₂ O ₃	0,079	0,052
2%	Al	0,38	0,53
	Al ₂ O ₃	0,12	0,55
4%	Al	0,52	0,46
	Al ₂ O ₃	0,47	0,96
6%	Al	1,03	0,52
	Al ₂ O ₃	0,53	0,52
8%	Al	1,55	0,42
	Al ₂ O ₃	0,72	0,67

Tabla 4.3. Valores medios y desviaciones típicas obtenidas con el código de estimación de las pérdidas del material a partir de los ecos internos.

A continuación, se muestran las gráficas para estos resultados obtenidos de manera individual para el PVA cargado tanto con partículas de aluminio de alúmina y se realiza una comparación entre ambos tipos de materiales.

PVA con partículas de aluminio

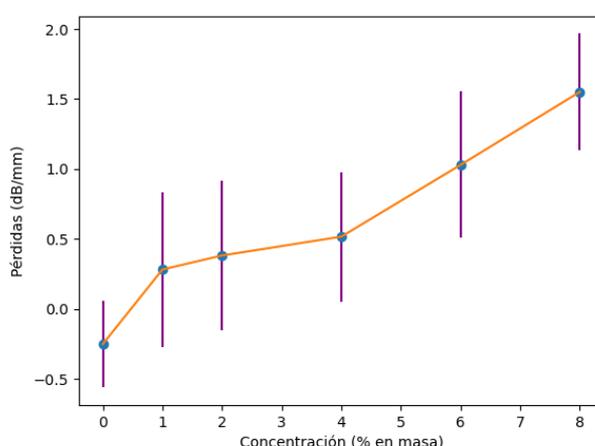


Figura 4.8. Coeficiente de pérdidas en dB/mm para el símil de PVA en función de la concentración de partículas de aluminio. Se muestran también las barras de error en la medida para cada concentración.

En la *Figura 4.8*, aparecen los resultados obtenidos para las muestras cargadas con aluminio y para la concentración del 0%. Como se viene viendo hasta el momento, los valores de las pérdidas aumentan según aumenta el número de partículas contenidas en las muestras. Además, se puede apreciar que la tendencia creciente es mucho menos homogénea que la mostrada en la sección anterior, lo cual está claramente relacionado con la mayor dispersión de datos que encontramos en estas medidas.

Además, se puede ver de manera más clara que los errores para este tipo de datos son mayores que los obtenidos con el primer método, una vez más debido a esa menor homogeneidad por la dispersión de los datos. No obstante, se observa que los errores en los extremos son algo menores a los obtenidos en el caso de las concentraciones centrales, las cuales presentan errores muy similares. De hecho, debido a los errores de los valores centrales de concentración, apenas se podría distinguir una concentración de 1% de la de 2% o 4%. Finalmente, los valores de las pérdidas siguen un crecimiento con la concentración que podría ser compatible tanto con un comportamiento lineal como con una pequeña disminución de la pendiente.

PVA con partículas de alúmina

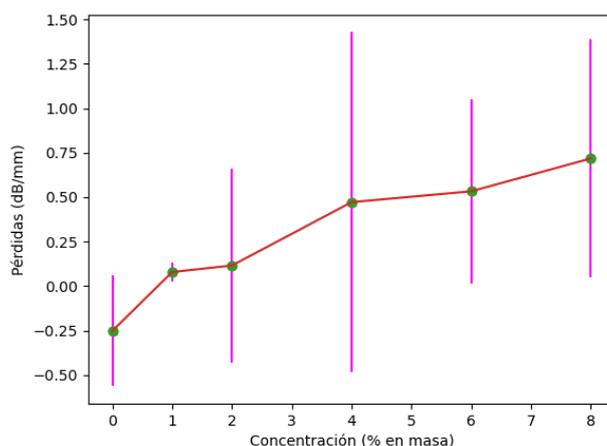


Figura 4.9. Coeficiente de pérdidas en dB/mm para el símil de PVA en función de la concentración de partículas de alúmina. Se muestran también las barras de error en la medida para cada concentración.

En cuanto a la alúmina, como se puede visualizar en la gráfica de la *Figura 4.9*, igualmente se aprecia que los valores de las pérdidas aumentan según aumenta la concentración de partículas contenidas en las muestras, habiendo una fuerte influencia de la dispersión de los datos.

En este caso se puede observar, que para las concentraciones centrales los resultados presentan unas variabilidades mucho mayores. Además, para este tipo de partículas, los errores son bastante superiores a los obtenidos para las muestras que presentan partículas de aluminio. Cabe destacar que estos valores son más similares entre sí que los del aluminio, siendo más cercanos entre todos ellos. Por otro lado, en esta ocasión el valor para el 1% presenta un error casi inapreciable. Por último, remarcar de nuevo que los valores de la atenuación siguen un crecimiento con la concentración similar al caso anterior.

Comparación Al y Al₂O₃

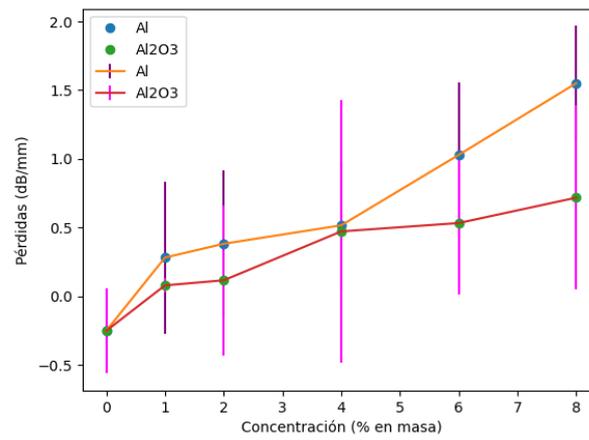


Figura 4.10. Coeficiente de pérdidas en Np/m para los símiles de PVA en función de la concentración de partículas de aluminio y alúmina. Se muestran también las barras de error en la medida para cada concentración.

Finalmente, en cuanto a los resultados obtenidos a través del algoritmo para el análisis espectral de los ecos internos de los materiales, se procede a la comparación de los resultados obtenidos para los diferentes valores de concentración tanto del aluminio como de la alúmina para una frecuencia fijada en el código, tal y como se puede observar en la *Figura 4.10*.

En esta gráfica se puede observar que los valores para las pérdidas de las ondas en el aluminio son ligeramente superiores a los de la alúmina. Estos resultados son coherentes con respecto a las medidas del coeficiente de absorción y ponen de manifiesto la posibilidad de caracterizar la atenuación del material a partir de los ecos internos del mismo, utilizando la estimación de pérdidas propuesta en este trabajo. Este hecho se analizará en detalle en el siguiente apartado.

4.3 Comparación de resultados

En esta sección se realiza una comparación entre el coeficiente de pérdidas obtenido a partir de los ecos internos de los materiales y el coeficiente de absorción de los mismos. Para ello, en la gráfica de la *Figura 4.11*, se sitúa el valor del coeficiente de pérdidas en el Eje X y el del coeficiente de absorción a 40 MHz, obtenido con el primer algoritmo, en el Eje Y. Se ha escogido en este caso la frecuencia de 40 MHz para representar los datos del coeficiente de absorción lo más próximo a la frecuencia central del filtro utilizado en la estimación de las pérdidas del material. Además, cabe destacar que las gráficas están formadas por los valores para los diferentes porcentajes de concentración de cada uno de los tipos de partículas y por el PVA sin concentración de partículas (0%), calculados todos estos a una frecuencia de 40 MHz.

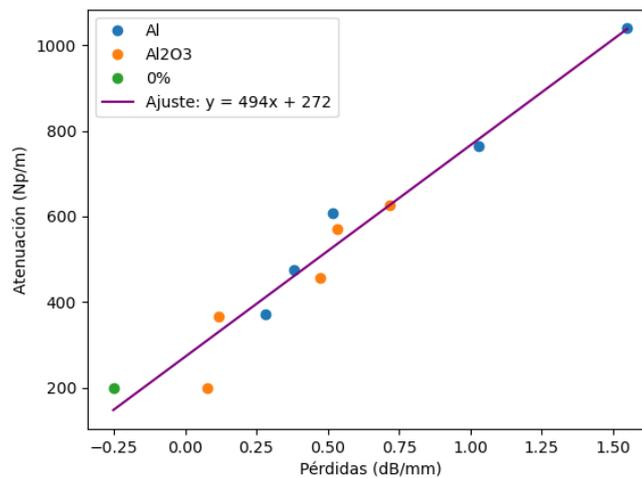


Figura 4.11. Coeficiente de absorción de los materiales en función del coeficiente de pérdidas propuesto en este trabajo.

La recta de ajuste presenta la siguiente ecuación:

$$y = 494x + 272 \quad (4.1)$$

Estas gráficas muestran que, independientemente del tipo de partículas presentes en el material, se puede establecer una relación lineal entre el coeficiente de pérdidas calculado con el algoritmo propuesto y el coeficiente de absorción del material. Este es un resultado de gran interés porque muestra que, a partir de los ecos procedentes del interior del material (scattering) podemos obtener una estimación de su coeficiente de absorción, independientemente de la naturaleza del tejido. Esta estimación puede ser utilizada en ecografía in vivo para estimar el coeficiente de absorción característico de los tejidos. Además, en esta gráfica se presenta un ajuste lineal de los datos obtenidos, lo cual permite obtener un valor del coeficiente de absorción (en este caso, a 40 MHz) una vez calculado el coeficiente de pérdidas a partir de las imágenes

experimentales, sustituyendo este último coeficiente en la ecuación de la recta obtenida tras el ajuste.

Capítulo 5

Conclusiones y líneas futuras

En este quinto y último capítulo del TFG se presentan las conclusiones finales del proyecto, además de las líneas futuras de trabajo a desarrollar a partir de los resultados obtenidos.

5.1 Conclusiones

Tras la obtención de resultados, se ha podido observar la relación entre los ecos procedentes del interior del material y los valores del coeficiente de absorción para cada tipo de material. Estos resultados son de gran interés para poder ser aplicados en ecografía convencional, de manera que los sanitarios puedan ver en tiempo casi real el coeficiente de absorción característico de cada uno de los tejidos que se estén mostrando en pantalla. Además, otras de las conclusiones que pueden ser extraídas tras la realización y análisis de este TFG son las que se exponen a continuación:

- Se han fabricado una serie de símiles de tejido biológico basado en criogeles de PVA, los cuales contenían partículas de diferente naturaleza (aluminio y alúmina) y en diferente proporción. Además, su perfil escalonado ha facilitado la tarea de caracterizar su coeficiente de absorción con una buena resolución.
- Se ha llevado a cabo la medición y análisis de los datos para llegar a obtener el coeficiente de absorción de las diferentes muestras de manera automática tras la medida.
- Los resultados obtenidos arrojan, como era de esperar, que la atenuación del material crece según va aumentando la concentración de partículas con una pendiente más o menos variables según el tipo de material utilizado.
- Estos resultados también muestran que un aumento de la frecuencia va ligado a un aumento en el valor de la atenuación. Además, se ha encontrado que la dependencia entre la atenuación y la frecuencia tiene un exponente comprendido entre 1,55 y 2,1 según los valores de n obtenidos tras el ajuste, lo cual se aproxima en muchos casos a la dependencia del coeficiente de absorción con la frecuencia a una parábola.
- Las señales que proceden del scattering de las partículas, situadas en el interior del material, presentan una gran variabilidad en sus espectros, lo cual no permite realizar un análisis tan preciso como el llevado a cabo a partir del eco de fondo en las muestras

escalonadas. Esto se debe a que los ecos del interior del material interfieren entre sí, dando lugar a una distribución espectral irregular, a diferencia de los que ocurre con el eco proveniente de la superficie plana del fondo. A pesar de esto, en el proyecto se ha propuesto una estimación de las pérdidas basada en la disminución de la energía dentro de una banda de 15 MHz centrada en 40 MHz, que se correlaciona linealmente con el coeficiente de absorción obtenido para los diferentes materiales analizados.

- Se ha automatizado el proceso de medición y análisis de las pérdidas para obtener una estimación del valor de la atenuación tras la medida.
- La correlación obtenida permite realizar una caracterización del coeficiente de absorción del material a partir del análisis espectral del scattering del interior de un tejido. La atenuación así obtenida no depende del tipo de imagen o material analizado, ya que esta ha sido constante para ambos tipos de partículas. Esta caracterización se puede obtener tras la medida de forma automática y rápida en unos 120-180 segundos, lo cual permite trasladar esa estimación a una medida in vivo con un ecógrafo convencional prácticamente en tiempo real.
- Finalmente, es necesario realizar más estudios para definir que espesor de material (en el caso de este TFG se ha utilizado uno de 4 mm) y que longitud de barrido (para este proyecto han sido 4 medidas de 10 mm cada una) son necesarias para poder llegar a obtener una estimación que consiga diferenciar tejidos sanos de tejidos que presenten alguna patología. Probablemente, la extensión de las medidas dependerá de las patologías que vayan a ser analizadas.

5.2 Líneas futuras

En cuanto a las líneas futuras de investigación abiertas para seguir obteniendo avances en el campo de trabajo de este proyecto, se exponen los siguientes aspectos:

- Estudiar el comportamiento de los algoritmos realizados para poder obtener los valores de las pérdidas o atenuación, en imágenes de ultrasonido obtenidas en tejidos naturales humanos.
- Representar mapas de color sobre las imágenes de ultrasonografía convencional que permitan ver de manera gráfica los valores de atenuación sobrepuestos a los valores de reflectividad.
- Refinar los algoritmos desarrollados para disminuir la variabilidad de la estimación del coeficiente de absorción, así como estimar la extensión de tejido a analizar para obtener una estimación fiable de este parámetro.

- Estudiar la aplicabilidad de los algoritmos en otros equipos y transductores que operen a otras frecuencias.
- Desarrollar un hardware que realice el cálculo de estos algoritmos en tiempo real para poder incluirlos en ecógrafos convencionales, aumentando así la información proporcionada por la instrumentación sobre el estado de los tejidos.

Bibliografía

- [1]Roatta, A., & Welti, R. (2009). Efecto Doppler para pulsos y su representación en el plano (x, t). *Revista Brasileira de Ensino de Física*, 31(1), 1304.1-1304.7. <https://doi.org/10.1590/s1806-11172009000100004>
- [2]Berland de León, Natacha J., & Parrilla Delgado, María E.. (2010). Duplex and color Doppler ultrasound in the study of patients presenting with chronic liver diseases. *Revista Cubana de Medicina*, 49(4), 412-430. Recuperado en 11 de julio de 2022, de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-75232010000400012&lng=es&tlng=en.
- [3]Sarvazyan, A., J. Hall, T., W. Urban, M., Fatemi, M., R. Aglyamov, S., & S. Garra, B. (2011). An Overview of Elastography-An Emerging Branch of Medical Imaging. *Current Medical Imaging Reviews*, 7(4), 255–282. <https://doi.org/10.2174/157340511798038684>
- [4]Endo, Y. (2011). Quantitative Endoscopic Ultrasound Elastography. *Ultrasound Quarterly*, 27(1), 66. <https://doi.org/10.1097/01.ruq.0000395282.12101.5d>
- [5]Oelze, M. L., & Mamou, J. (2016). Review of Quantitative Ultrasound: Envelope Statistics and Backscatter Coefficient Imaging and Contributions to Diagnostic Ultrasound. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 63(2), 336–351. <https://doi.org/10.1109/tuffc.2015.2513958>
- [6]Rodríguez, F. L. (2001). Rendimiento de una técnica cuantitativa de ultrasonidos en una unidad de metabolismo óseo (Doctoral dissertation, Universidad de Granada).
- [7]Avilés, A. G. P., Castillo, Y. D. C. M., Loyola, L. A. B., Zarco, L. M., Sandoval, M. E. Y., & Ibáñez, S. L. (2007). Factores de riesgo asociados a varones bajos del ultrasonido cuantitativo del calcáneo en adultos mayores en una población del sur de la Ciudad de México. *Revista de Especialidades Médico-Quirúrgicas*, 12(3), 30-37.
- [8]Martins, I. C. (2003). Prevalencia de osteoporosis y osteopenia a través de ultrasonido cuantitativo de calcáneo en Coro-Estado Falcón. *Med. fam.(Caracas)*, 28-33.

- [9] Mireles Cano, J. N. (1999). Medición de masa ósea por ultrasonido calcáneo estudio en área rural y urbana (Doctoral dissertation).
- [10] Neira, L. V., León, E. C., Fernández, C. R., & Laurel, W. M. (2004). Comparación entre los valores de densidad mineral ósea obtenidos por densitometría dual de rayos X, con los parámetros de ultrasonido del calcáneo. *Rev. Soc. Per. Med. Inter*, 17(1), 9.
- [11] *Ultrasonido*. (s. f.). Medline Plus. <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003336.htm#:~:text=Consiste%20en%20el%20uso%20de,y%20estructuras%20dentro%20del%20cuerpo.>
- [12] Manrique Rodríguez, M., & Marco Algarra, J. (2014). *Audiología*. CYAN, Proyectos Editoriales, S.A.
- [13] *Wave Relationship*. (s. f.). Wave Relationship. <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/wavrel.html>
- [14] Beranek, L. L., & Mellow, T. (2012). *Acoustics: Sound Fields and Transducers*. Elsevier Gezondheidszorg.
- [15] Díez De La Lastra, A. P. (2019). *Development of a Medical Device for Non-invasive Diagnosis of Infantile Meningitis*.
- [16] Velasco, J. (s. f.). *El coeficiente de absorción acústica* | ia2. ia2 | Ingeniería Acústica y de Audio. <https://www.ia2.es/un-coeficiente-de-absorcion-acustica-mayor-que-la-unidad/>
- [17] *attenuation*. (s. f.). Energy Glossary. <https://glossary.slb.com/es/terms/a/attenuation#:~:text=La%20p%C3%A9rdida%20de%20energ%C3%ADa%20o,la%20dispersi%C3%B3n%20de%20la%20onda.>
- [18] Mamou, J., & Oelze, M. L. (Eds.). (2013). *Quantitative Ultrasound in Soft Tissues*. Springer. <https://doi.org/10.1007/978-94-007-6952-6>
- [19] *Poly(vinyl alcohol)*. (s. f.). CAS#:9002–89-5 | Chemsr. https://www.chemsrc.com/en/cas/9002-89-5_342468.html

- [20] Besednjak, A., & Upc, U. E. (2009). *Materiales Compuestos*. UPC, S.L., Edicions.
- [21] *PAPEL PARAFILM 10 CM X 76 M* / Viresa. (s. f.). Viresa. <https://viresa.com.mx/papel-parafilm-10-cm-x-76-m-par--pm999>
- [22] Gensel, P. G., Johnson, N. G., & Strother, P. K. (1990). Early Land Plant Debris (Hooker's «Waifs and Strays»?). *PALAIOS*, 5(6), 520. <https://doi.org/10.2307/3514860>
- [23] *Clorhexidina: beneficios de la terapia, efectos secundarios e interacciones*. (s. f.). Gum. [https://professional.sunstargum.com/es/noticias-eventos/noticias/clorhexidina-beneficios-efectos-secundarios-interacciones.html#:~:text=La%20clorhexidina%20\(CHX\)%20es%20un,sino%20que%20tambi%C3%A9n%20las%20suprime](https://professional.sunstargum.com/es/noticias-eventos/noticias/clorhexidina-beneficios-efectos-secundarios-interacciones.html#:~:text=La%20clorhexidina%20(CHX)%20es%20un,sino%20que%20tambi%C3%A9n%20las%20suprime).
- [24] Martin, O., & Avérous, L. (2001). Poly(lactic acid): plasticization and properties of biodegradable multiphase systems. *Polymer*, 42(14), 6209–6219. [https://doi.org/10.1016/s0032-3861\(01\)00086-6](https://doi.org/10.1016/s0032-3861(01)00086-6)
- [25] Colaboradores de Wikipedia. (2022, 1 junio). *Osciloscopio*. Wikipedia, la enciclopedia libre. https://es.wikipedia.org/wiki/Osciloscopio#Osciloscopio_digital
- [26] *Uso de la ventana de Tukey y su efecto en un gráfico*. (2020, 16 enero). AnswaCode. <https://es.answacode.com/dsp/63271/uso-de-la-ventana-de-tukey-y-su-efecto-en-un-grafico>
- [27] Holmes, M. J., Parker, N. G., & Povey, M. J. W. (2011). Temperature dependence of bulk viscosity in water using acoustic spectroscopy. *Journal of Physics: Conference Series*, 269, 012011. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/269/1/012011>
- [28] Waters, K. R., Hughes, M. S., Mobley, J., Brandenburger, G. H., & Miller, J. G. (2000). On the applicability of Kramers–Krönig relations for ultrasonic attenuation obeying a frequency power law. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 108(2), 556–563. <https://doi.org/10.1121/1.429586>
- [29] *La Ventana Hanning*. (s. f.). La Ventana Hanning. <https://azimadli.com/vibman-spanish/laventanahanning.htm>

Anexo A

En este anexo se encuentran las gráficas adicionales que han sido mencionadas a lo largo de los distintos capítulos y apartados del TFG.

A.1 Gráficas de los coeficientes de absorción en materiales

En este apartado se recogen las gráficas en las que aparecen reflejadas la media y desviación típica de cada una de las variables obtenidas (α , n , c) y el valor del coeficiente de absorción para 20 MHz, tras la aplicación del primer código a las ultrasonografías. Aparecen las gráficas para cada una de las concentraciones fabricadas y para cada tipo de partícula contenida en el PVA.

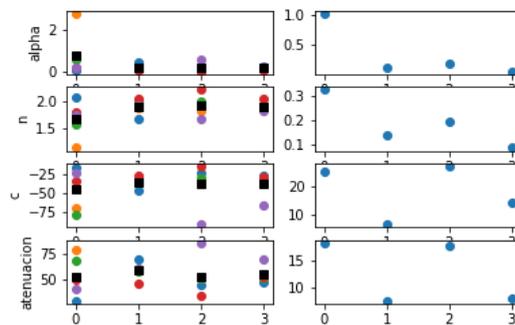


Figura A. 1. Media y desviación típica de α , n , c y atenuación a 20MHz para una concentración del 0%.

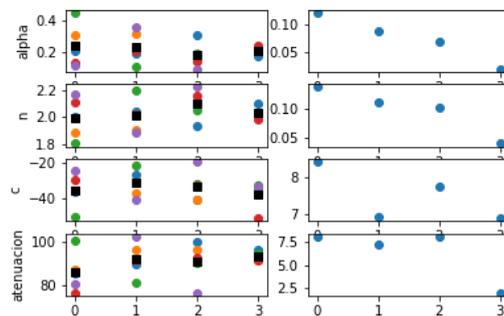


Figura A. 2. Media y desviación de α , n , c y atenuación a 20MHz típica para una concentración del 1% de aluminio.

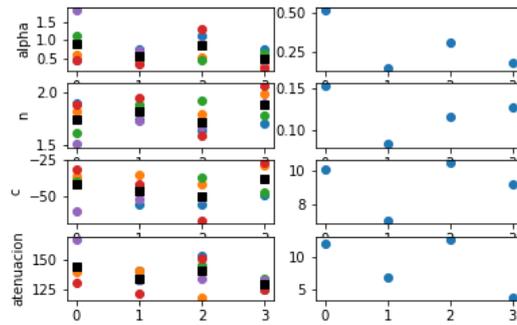


Figura A. 3. Media y desviación típica de α , n , c y atenuación a 20MHz para una concentración del 2% de aluminio.

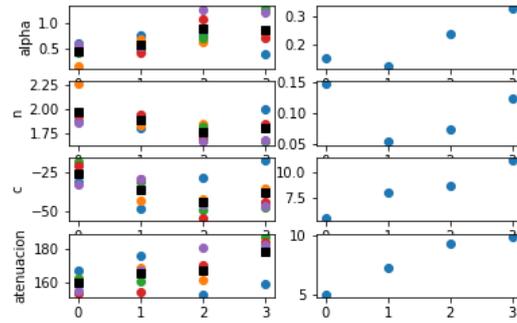


Figura A. 4. Media y desviación típica de α , n , c y atenuación a 20MHz para una concentración del 4% de aluminio.

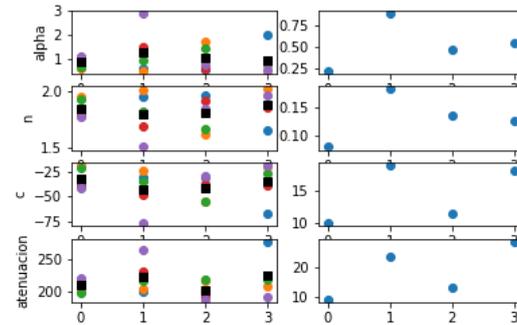


Figura A. 5. Media y desviación típica de α , n , c y atenuación a 20MHz para una concentración del 6% de aluminio.

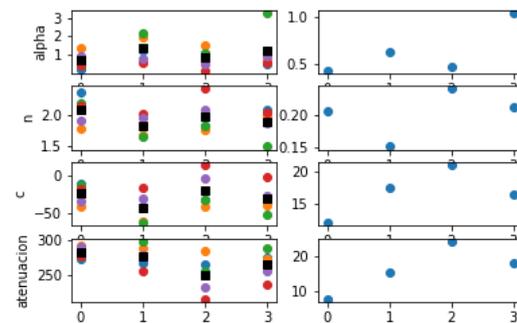


Figura A. 6. Media y desviación típica de α , n , c y atenuación a 20MHz para una concentración del 8% de aluminio.

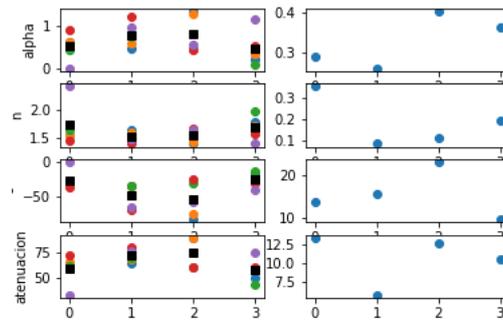


Figura A. 7. Media y desviación típica de α , n , c y atenuación a 20MHz para una concentración del 1% de alúmina.

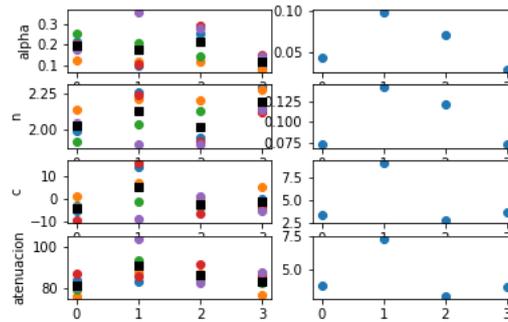


Figura A. 8. Media y desviación típica de α , n , c y atenuación a 20MHz para una concentración del 2% de alúmina.

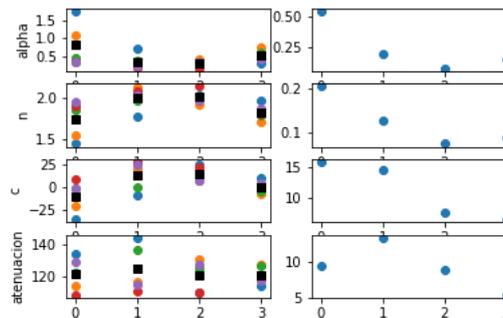


Figura A. 9. Media y desviación típica de α , n , c y atenuación a 20MHz para una concentración del 4% de alúmina.

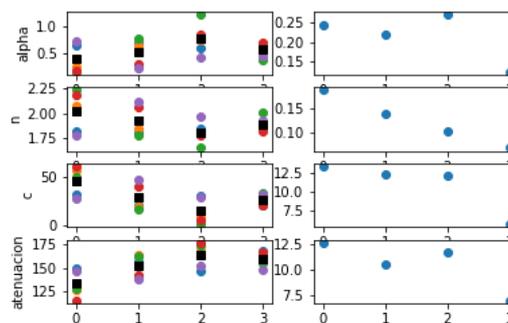


Figura A. 10. Media y desviación típica de α , n , c y atenuación a 20MHz para una concentración del 6% de alúmina.

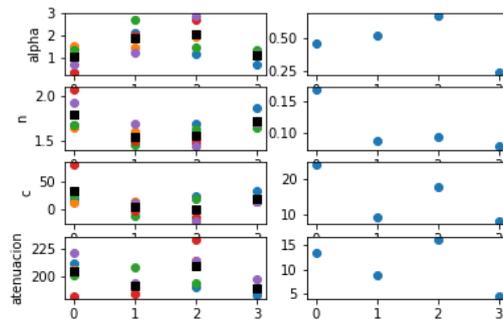


Figura A. 11. Media y desviación típica de α , n , c y atenuación a 20MHz para una concentración del 8% de alúmina.

A.2 Gráficas del coeficiente de pérdidas obtenido de los ecos internos de los materiales

Las Figura A.12 recoge los valores que se han obtenido tras aplicar el algoritmo que permite la obtención de las pérdidas al realizar el análisis espectral de los ecos internos de los materiales que se fabricaron para la realización del proyecto. En ella aparecen la media y desviación típica obtenidas para cada uno de los tipos de partículas y concentración.

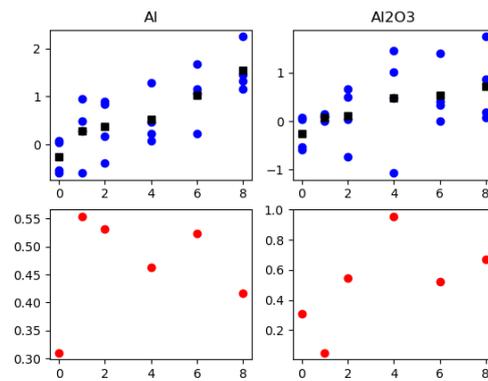


Figura A. 12. Media y desviación estándar de las pérdidas obtenidas para el aluminio y la alúmina en función de la concentración.

Anexo B

En este anexo se encuentran las tablas adicionales que han sido mencionadas a lo largo de los distintos capítulos y apartados del TFG.

B.1 Resultados de los coeficientes de absorción en los materiales

Las tablas *Tabla B.1*, *Tabla B.2*, *Tabla B.3*, *Tabla B.4*, *Tabla B.5* y *Tabla B.6* recogen los valores numéricos que se han obtenido tras aplicar el algoritmo para el cálculo del coeficiente de absorción en los diferentes materiales que se fabricaron para llevar a cabo el presente proyecto. En ellas aparecen las diferentes variables α_0 , n y c que permiten realizar el cálculo de los coeficientes de absorción para diferentes valores de la frecuencia. Además, se muestran las diferentes medias y desviaciones de los diferentes valores.

Muestra	Barrido	α_0	n	c
1	1	0,055	2,093	-16,427
	2	2,818	1,113	-70,682
	3	0,624	1,567	-79,443
	4	0,232	1,798	-35,519
	5	0,221	1,739	-23,534
	Media	0,79	1,662	-45,121
	Desviación	1,15279	0,36077	28,3413
2	1	0,464	1,673	-47,653
	2	0,217	1,879	-34,267
	3	0,129	2,036	-33,212
	4	0,098	2,054	-26,879
	5	0,191	1,924	-36,655
	Media	0,2198	1,9132	-35,733
	Desviación	0,14453	0,1532	7,58015
3	1	0,117	1,986	-24,254
	2	0,206	1,843	-30,243
	3	0,124	2,01	-31,12
	4	0,042	2,237	-15,267
	5	0,597	1,661	-92,085

	Media	0,2172	1,9474	-38,594
	Desviación	0,22011	0,21343	30,5642
4	1	0,16	1,9	-26,906
	2	0,192	1,889	-35,509
	3	0,184	1,881	-34,041
	4	0,105	2,076	-28,688
	5	0,298	1,825	-66,974
	Media	0,1878	1,9142	-38,424
	Desviación	0,07036	0,09497	16,3574
Media		0,3537	1,8592	-39,4679
Desviación típica		0,50759	0,1142	10,7499

Tabla B. 1. Parámetros para el cálculo del coeficiente de absorción para una concentración de 0%.

Muestra	Barrido	Al			Al ₂ O ₃		
		α_0	n	c	α_0	n	c
1	1	0,209	2,007	-36,296	0,626	1,549	-35,431
	2	0,306	1,886	-35,325	0,62	1,556	-35,046
	3	0,451	1,804	-49,958	0,45	1,644	-30,018
	4	0,137	2,111	-29,668	0,91	1,462	-37,836
	5	0,121	2,171	-24,914	0,024	2,418	-0,701
	Media	0,245	1,996	-35,232	0,526	1,726	-27,806
	Desviación	0,136	0,152	9,426	0,326	0,392	15,417
2	1	0,194	2,048	-26,456	0,466	1,644	-34,67
	2	0,316	1,909	-36,863	0,59	1,587	-35,534
	3	0,112	2,198	-21,827	0,738	1,521	-34,729
	4	0,209	2,029	-31,286	1,203	1,402	-69,335
	5	0,355	1,891	-41,022	0,949	1,467	-65,157
	Media	0,237	2,015	-31,491	0,789	1,524	-47,885
	Desviación	0,098	0,124	7,721	0,293	0,096	17,739
3	1	0,306	1,933	-40,726	1,334	1,401	-83,471
	2	0,168	2,12	-40,62	1,267	1,42	-75,806
	3	0,191	2,054	-31,794	0,463	1,628	-30,408

	4	0,142	2,164	-32,949	0,427	1,654	-25,827
	5	0,096	2,228	-19,506	0,559	1,633	-57,821
	Media	0,181	2,1	-33,119	0,81	1,547	-54,667
	Desviación	0,078	0,113	8,678	0,451	0,125	26,013
4	1	0,174	2,108	-34,11	0,243	1,784	-17,423
	2	0,212	2,024	-37,284	0,357	1,708	-27,025
	3	0,211	2,037	-32,757	0,12	1,968	-13,739
	4	0,239	1,984	-51,151	0,542	1,578	-30,842
	5	0,211	2,032	-33,445	1,153	1,393	-40,797
	Media	0,209	2,037	-37,749	0,483	1,686	-25,965
	Desviación	0,023	0,045	7,69	0,405	0,216	10,809
Media	0,218	2,037	-34,398	0,652	1,621	-39,081	
Desviación típica	0,047	0,045	0,835	0,072	0,133	6,368	

Tabla B. 2. Parámetros para el cálculo del coeficiente de absorción para una concentración de 1%.

Muestra	Barrido	Al			Al ₂ O ₃		
		α_0	n	c	α_0	n	c
1	1	0,482	1,897	-38,722	0,214	1,994	-5,474
	2	0,61	1,813	-35,678	0,125	2,141	0,809
	3	1,122	1,619	-39,34	0,256	1,916	-2,867
	4	0,469	1,877	-31,078	0,2	2,029	-9,464
	5	1,824	1,507	-60,335	0,176	2,046	-3,656
	Media	0,901	1,743	-41,031	0,194	2,025	-4,13
	Desviación	0,58	0,171	11,276	0,048	0,082	3,757
2	1	0,757	1,744	-54,944	0,097	2,256	13,89
	2	0,627	1,806	-35,243	0,116	2,213	6,936
	3	0,479	1,878	-44,625	0,209	2,037	-1,13
	4	0,355	1,95	-41,899	0,104	2,242	15,427
	5	0,738	1,733	-51,836	0,359	1,894	-8,794
	Media	0,591	1,822	-45,709	0,177	2,128	5,266
	Desviación	0,172	0,092	7,875	0,111	0,158	10,235
3	1	1,131	1,637	-54,971	0,254	1,947	-3,692

	2	0,56	1,787	-41,479	0,119	2,201	-0,037
	3	0,471	1,914	-36,762	0,143	2,129	-3,769
	4	1,291	1,59	-66,655	0,291	1,92	-6,707
	5	0,889	1,674	-51,103	0,278	1,901	0,821
	Media	0,868	1,72	-50,194	0,217	2,02	-2,677
	Desviación	0,354	0,13	11,736	0,08	0,136	3,069
	4	1	0,756	1,704	-49,303	0,087	2,292
2		0,344	1,982	-28,43	0,082	2,282	4,985
3		0,648	1,779	-46,781	0,132	2,15	-3,685
4		0,265	2,054	-26,747	0,15	2,121	-3,282
5		0,463	1,889	-37,865	0,143	2,142	-5,09
Media		0,495	1,882	-37,825	0,119	2,197	-1,455
Desviación		0,205	0,143	10,283	0,032	0,083	4,018
Media		0,714	1,792	-43,69	0,177	2,093	-0,749
Desviación típica		0,186	0,033	1,722	0,035	0,038	3,334

Tabla B. 3. Parámetros para el cálculo del coeficiente de absorción para una concentración de 2%.

Muestra	Barrido	Al			Al ₂ O ₃		
		α_0	n	c	α_0	n	c
1	1	0,608	1,875	-30,898	1,762	1,447	-34,955
	2	0,184	2,265	-25,956	1,107	1,549	-20,823
	3	0,445	1,969	-18,501	0,478	1,852	-1,432
	4	0,476	1,929	-21,109	0,36	1,907	8,943
	5	0,585	1,863	-33,067	0,365	1,959	-1,139
	Media	0,46	1,98	-25,906	0,814	1,743	-9,881
	Desviación	0,169	0,165	6,206	0,613	0,23	17,682
2	1	0,771	1,813	-48,476	0,714	1,773	-8,456
	2	0,693	1,834	-43,485	0,196	2,135	21,202
	3	0,497	1,93	-30,833	0,376	1,97	0,22
	4	0,445	1,953	-29,838	0,215	2,084	27,973
	5	0,57	1,898	-29,192	0,254	2,041	25,044
	Media	0,595	1,886	-36,365	0,351	2,001	13,197

	Desviación	0,135	0,06	8,973	0,215	0,141	16,279
3	1	0,776	1,764	-28,622	0,25	2,034	25,362
	2	0,635	1,849	-41,947	0,414	1,922	8,098
	3	0,71	1,827	-49,255	0,315	1,998	10,44
	4	1,071	1,693	-54,491	0,18	2,143	22,275
	5	1,256	1,659	-45,489	0,347	1,973	6,976
	Media	0,89	1,758	-43,961	0,301	2,014	14,63
	Desviación	0,263	0,082	9,754	0,09	0,083	8,55
4	1	0,402	1,997	-17,609	0,309	1,973	11,306
	2	0,783	1,813	-35,605	0,762	1,71	-7,184
	3	1,299	1,66	-47,494	0,597	1,79	-4,023
	4	0,716	1,852	-44	0,526	1,814	0,816
	5	1,207	1,675	-46,491	0,432	1,872	4,183
	Media	0,881	1,799	-38,24	0,525	1,832	1,02
	Desviación	0,37	0,139	12,445	0,171	0,098	7,221
Media		0,707	1,856	-36,118	0,498	1,898	4,742
Desviación típica		0,105	0,049	2,567	0,233	0,066	5,31

Tabla B. 4. Parámetros para el cálculo del coeficiente de absorción para una concentración de 4%.

Muestra	Barrido	Al			Al ₂ O ₃		
		α_0	n	c	α_0	n	c
1	1	1,031	1,784	-37,491	0,653	1,815	31,293
	2	0,572	1,957	-18,434	0,25	2,081	56,669
	3	0,624	1,923	-20,398	0,16	2,234	49,939
	4	1,014	1,786	-40,052	0,167	2,184	60,699
	5	1,111	1,768	-40,836	0,717	1,775	27,602
	Media	0,87	1,844	-31,442	0,389	2,018	45,24
	Desviación	0,252	0,089	11,07	0,273	0,211	14,977
2	1	0,577	1,953	-30,424	0,69	1,812	20,935
	2	0,493	2,012	-23,643	0,645	1,849	18,815
	3	0,937	1,818	-34,691	0,782	1,78	16,52
	4	1,48	1,688	-48,068	0,298	2,059	40,561

	5	2,912	1,507	-77,201	0,238	2,123	46,425
	Media	1,28	1,796	-42,805	0,531	1,925	28,651
	Desviación	0,992	0,204	21,196	0,246	0,156	13,795
3	1	0,542	1,966	-30,366	0,588	1,842	29,689
	2	1,685	1,622	-54,742	0,739	1,811	9,229
	3	1,457	1,672	-55,044	1,225	1,652	0,885
	4	0,612	1,918	-37,446	0,848	1,781	4,67
	5	0,759	1,841	-29,131	0,412	1,973	28,429
	Media	1,011	1,804	-41,346	0,762	1,812	14,58
	Desviación	0,523	0,151	12,768	0,306	0,116	13,551
4	1	1,973	1,651	-67,388	0,61	1,874	20,173
	2	0,493	2,019	-19,923	0,671	1,833	23,33
	3	0,779	1,882	-26,501	0,384	2,004	33,108
	4	0,858	1,86	-38,242	0,698	1,825	20,735
	5	0,527	1,97	-18,365	0,455	1,932	31,964
	Media	0,926	1,876	-34,084	0,564	1,894	25,862
	Desviación	0,606	0,142	20,196	0,138	0,075	6,221
Media		1,022	1,83	-37,419	0,562	1,912	28,583
Desviación típica		0,306	0,047	5,131	0,073	0,058	3,992

Tabla B. 5. Parámetros para el cálculo del coeficiente de absorción para una concentración de 6%.

Muestra	Barrido	Al			Al ₂ O ₃		
		α_0	n	c	α_0	n	c
1	1	0,238	2,353	-11,502	1,412	1,672	20,203
	2	1,396	1,783	-41,216	1,522	1,637	13,069
	3	0,393	2,19	-12,497	1,362	1,666	25,993
	4	0,443	2,148	-19,061	0,378	2,061	81,245
	5	0,972	1,903	-34,894	0,694	1,924	35,037
	Media	0,688	2,075	-23,834	1,074	1,792	35,109
	Desviación	0,483	0,23	13,489	0,507	0,19	27,017
2	1	1,219	1,8	-41,57	2,145	1,497	6,949
	2	1,984	1,663	-60,782	1,49	1,606	14,957

	3	2,171	1,643	-63,574	2,699	1,45	-10,446
	4	0,594	2,024	-17,258	2,036	1,502	-1,372
	5	0,823	1,945	-31,68	1,242	1,685	11,875
	Media	1,358	1,815	-42,973	1,922	1,548	4,393
	Desviación	0,697	0,168	19,572	0,573	0,095	10,339
3	1	1,098	1,833	-32,886	1,201	1,689	24,015
	2	1,483	1,755	-42,492	1,979	1,564	-0,142
	3	1,082	1,825	-33,454	1,48	1,627	19,211
	4	0,158	2,41	13,506	2,724	1,487	-13,482
	5	0,471	2,069	-4,282	2,914	1,434	-21,128
	Media	0,858	1,978	-19,922	2,06	1,56	1,695
	Desviación	0,533	0,269	23,572	0,75	0,103	19,746
4	1	0,534	2,085	-31,392	0,695	1,859	34,315
	2	0,686	1,999	-40,199	1,319	1,656	13,793
	3	3,288	1,494	-53,326	1,376	1,645	14,244
	4	0,547	2,027	-3,25	1,137	1,706	16,077
	5	0,945	1,87	-26,942	1,2	1,702	14,238
	Media	1,2	1,895	-31,022	1,145	1,714	18,533
	Desviación	1,179	0,238	18,505	0,269	0,086	8,866
Media		1,026	1,941	-29,438	1,55	1,654	14,933
Desviación típica		0,317	0,042	4,15	0,199	0,048	8,512

Tabla B. 6. Parámetros para el cálculo del coeficiente de absorción para una concentración de 8%.

B.2 Resultados de los coeficientes de pérdidas a partir de los ecos internos de los materiales

La *Tabla B.7* recoge los valores numéricos de los coeficientes de pérdidas en dB/mm a partir de los ecos internos de los materiales que se fabricaron para este proyecto. En ella, aparecen los valores obtenidos para cada uno de los archivos, así como su media y desviación estándar.

Concentración (%)	Partículas	Muestra 1	Muestra 2	Muestra 3	Muestra 4
0 %	-	-0,59	0,045	0,71	-0,53

		Media	-0,25	Desviación	0,31
1 %	Al	0,94	-0,58	0,28	0,48
		Media	0,28	Desviación	0,55
	Al ₂ O ₃	0,14	0,95	0,85	-0,0035
		Media	0,08	Desviación	0,05
2 %	Al	0,90	0,85	-0,40	0,17
		Media	0,38	Desviación	0,53
	Al ₂ O ₃	0,03	0,51	-0,74	0,65
		Media	0,12	Desviación	0,55
4 %	Al	0,24	0,07	1,28	0,48
		Media	0,52	Desviación	0,46
	Al ₂ O ₃	1,45	1,02	-1,07	0,48
		Media	0,47	Desviación	0,96
6 %	Al	1,06	0,22	1,16	1,68
		Media	1,03	Desviación	0,52
	Al ₂ O ₃	1,40	0,34	0,40	0,001
		Media	0,53	Desviación	0,52
8 %	Al	1,46	1,33	2,49	1,17
		Media	1,55	Desviación	0,42
	Al ₂ O ₃	1,75	0,18	0,88	0,07
		Media	0,72	Desviación	0,67

Tabla B. 7. Coeficientes de pérdidas en dB/mm obtenidos a partir de los ecos internos del material para los distintos materiales analizados.

Anexo C

En este anexo se encuentran los códigos y algoritmos que se realizaron para el análisis de las ultrasonografías y la obtención de los coeficientes de absorción y pérdidas de este proyecto.

C.1 Código para el cálculo del coeficiente de absorción en los materiales

El siguiente código recoge el algoritmo creado para la obtención del coeficiente de absorción en los diferentes materiales que se fabricaron para la realización del proyecto.

```
#IMPORTAMOS LAS LIBRERÍAS NECESARIAS
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from scipy.io import loadmat
import scipy.signal as signal
from scipy.fft import fft, fftfreq
import scipy.io as sio

#%%
archivo_rf_fft_list = []

#%%

#FUNCIÓN PARA ABRIR LOS ARCHIVOS DE MATLAB
def carga_datos(directorio):
    file = loadmat(directorio)
    #print(file)

    fs = file['Fs']
    datos = file['todosbscan']
    datos_rf = file['todosbscanrf']
    x = file['x']
    z = file['z']

    return datos, fs, x, z, datos_rf

#%%

#FUNCIÓN PARA HACER EL PROCESO DE LOS ESCALONES
def sacar_escalon_graf(x):

    x1, x2 = x

    escalon_index = range(x1,x2)
```

```

#GUARDAMOS LAS SEÑALES CORRESPONDIENTES A LOS INDEX DEL ESCALÓN
escalon = []
escalon_rf = []

for i in range(len(escalon_index)):
    escalon.append(archivo[:,escalon_index[i]])

for i in range(len(escalon_index)):
    escalon_rf.append(archivo_rf[:,escalon_index[i]])

return escalon_index, escalon, escalon_rf

#%%

#HACEMOS EL PROCESO PARA SACAR LOS ESCALONES
print('-----')
print('Introduce el nombre del archivo:')
nombre_doc = str(input())
#fijo = '/home/carla/Escritorio/Carla/test/'
fijo = '/Users/cdele/Desktop/IB URJC/CURSO 4/CUATRIMESTRE 2/PRÁCTICAS
EXTERNAS II/test/test/'
#fijo = "/Users/FIS/Documents/Ecos_ALFREDO_MONO/Escalonada_Carla/"
path = fijo + nombre_doc + '.mat'

datos, fs, x, z, datos_rf = carga_datos(path)
muestras, scans, repet = datos.shape

archivos = []
archivos_rf = []

for i in range(repet):
    dato = datos[:, :, i]
    dato_rf = datos_rf[:, :, i]
    archivos.append(dato)
    archivos_rf.append(dato_rf)

'''
#FIGURA DE COLOR Y SCANS
plt.figure('Imagen Conjunta')
plt.subplot(211)
plt.imshow(archivos[0])
plt.title('Imagen transductor')
plt.subplot(212)
plt.plot(archivos[0])
plt.title('Imagen intensidades')
'''

#%matplotlib inline

#FIGURA DE COLOR Y SCANS
plt.figure('Imagen Conjunta')
plt.imshow(archivos[0])
plt.show()
plt.figure()

```

```
plt.plot(archivos[0])

#%matplotlib auto

print('-----')
print('Selecciona el número de escalones de la muestra:')
#num_escalones = int(input())
num_escalones = 4
print('El número de escalones seleccionado es', num_escalones)

print('-----')
print('Selecciona las semillas:')
print('NOTA: debe hacerlo del escalón con mayor intensidad al de menor.')

x_list = []
#%
for i_archivo in range(len(archivos)):
    archivo = archivos[i_archivo]
    archivo_rf = archivos_rf[i_archivo]

    if i_archivo == 0:
        for i in range(num_escalones):
            plt.figure('Semillas')
            plt.imshow(archivo)
            plt.show()
            semilla = plt.ginput(n=2)

            semillas = []

            for j in semilla:
                semillas.append(j)

            semilla1, semilla2 = semillas
            x1 = int(semilla1[0])
            x2 = int(semilla2[0])
            x = [x1,x2]
            x.sort()
            x_list.append(x)

    escalon_index_list = []
    escalon_list = []
    escalon_rf_list = []

    for i in range(num_escalones):

        x = x_list[i]

        escalon_index, escalon, escalon_rf = sacar_escalon_graf(x)
        escalon_index_list.append(escalon_index)
        escalon_list.append(escalon)
        escalon_rf_list.append(escalon_rf)
```

```

'''
#Gráficas de escalones
plt.figure(f'Escalon {i}')
plt.subplot(211)
[plt.plot(escalon[i]) for i in range(len(escalon_index))]
plt.title('Intensidades')
plt.subplot(212)
plt.imshow(escalon)
plt.title('Transductor')

#Gráfica de escalones conjuntos
plt.figure('Escalones')
[plt.plot(escalon[i]) for i in range(len(escalon_index))]

#Gráficas de escalones
plt.figure(f'Escalon rf {i}')
plt.subplot(211)
[plt.plot(escalon_rf[i]) for i in range(len(escalon_index))]
plt.title('Intensidades')
plt.subplot(212)
plt.imshow(escalon_rf)
plt.title('Transductor')

#Gráfica de escalones conjuntos
plt.figure('Escalones rf')
[plt.plot(escalon_rf[i]) for i in range(len(escalon_index))]
'''

#%%

#SACAR MÁXIMO DE CADA SCAN Y COGER RANGO GUARDANDO LOS INDEX DEL RANGO
DE MUESTRA DEL SCAN
rangos_scans_list = []
rangos_scans_rf_list = []
rango_scan_index_list = []
rango_scan_rf_index_list = []
rangos_scans_index_list = []
rangos_scans_rf_index_list = []

'''
print('-----')
print('Introduce el número de muestras que deseas coger para los
scans:')
rango_busq_scan = int(int(input())/2)
'''
rango_busq_scan = 50 #desde el maximo muestras en total del scan

for escalon in escalon_list:
    rangos_scans = []
    rango_scan_index = []
    rangos_scans_index = []

    for i in range(len(escalon)):
        max_scan = max(escalon[i])

```

```
max_scan_index = list(escalon[i]).index(max_scan)

#print('El valor máximo es', max_scan, 'en la posición',
max_scan_index)

rango_scan_index = list(range(max_scan_index - rango_busq_scan,
max_scan_index + rango_busq_scan))
rangos_scans_index.append(rango_scan_index)

rango_scan = []
[rango_scan.append(escalon[i][j]) for j in rango_scan_index]
rangos_scans.append(rango_scan)

rangos_scans_list.append(rangos_scans)
rango_scan_index_list.append(rango_scan_index)
rangos_scans_index_list.append(rangos_scans_index)

for escalon_rf in escalon_rf_list:
    rangos_scans_rf = []
    rango_scan_rf_index = []
    rangos_scans_rf_index = []

    for i in range(len(escalon_rf)):
        max_scan_rf = max(escalon_rf[i])
        max_scan_rf_index = list(escalon_rf[i]).index(max_scan_rf)

        #print('El valor máximo es', max_scan_rf, 'en la posición',
max_scan_rf_index)

        rango_scan_rf_index = list(range(max_scan_rf_index -
rango_busq_scan, max_scan_rf_index + rango_busq_scan))
        rangos_scans_rf_index.append(rango_scan_rf_index)

        rango_scan_rf = []
        [rango_scan_rf.append(escalon_rf[i][k]) for k in
rango_scan_rf_index]
        rangos_scans_rf.append(rango_scan_rf)

        rangos_scans_rf_list.append(rangos_scans_rf)
        rango_scan_rf_index_list.append(rango_scan_rf_index)
        rangos_scans_rf_index_list.append(rangos_scans_rf_index)

'''
#Gráficas de escalones
plt.figure('Rangos scan')
plt.subplot(211)
for i in range(len(rangos_scans_list)):
    for j in range(len(rangos_scans_list[i])):
        plt.plot(rangos_scans_list[i][j])
plt.title('Envolvente')

plt.subplot(212)
for i in range(len(rangos_scans_rf_list)):
    for j in range(len(rangos_scans_rf_list[i])):
        plt.plot(rangos_scans_rf_list[i][j])
```

```

plt.title('Rangos scan rf')
plt.show()
'''

#%%

#SEÑAL RF = MUESTRAS - MEDIA
senales_list = []
senales_vent_list = []
senales_fft_list = []
media_list = []

for rangos_scans_rf in rangos_scans_rf_list:

    senal_list = []

    for i in rangos_scans_rf:
        media_rango = np.mean(i)
        senal = i - media_rango
        senal_list.append(senal)
    senales_list.append(senal_list)

#APLICAMOS VENTANA
senal_vent_list = []

for i in senal_list:
    ventana = signal.windows.tukey(len(rango_scan_rf),0.2)
    senal_vent = i * ventana
    senal_vent_list.append(senal_vent)

    #plt.plot(i)
    #plt.plot(senal_vent)

senales_vent_list.append(senal_vent_list)

#OBTENER FS DE LAS MUESTRAS SELECCIONADAS
fs = int(fs)
#freq = np.arange(0,1.000000001, (1/(2**12-1)))*fs
freq = fftfreq(2**12, d=1/fs)

#TF A TODAS LAS SEÑALES
senal_fft_list = []

for i in senal_vent_list:
    senal_fft = fft(i,2**12)
    senal_fft_list.append(senal_fft)

senales_fft_list.append(senal_fft_list)

'''
#Gráfica FFT
plt.figure(f'FFTs {rangos_scans_rf_list.index(rangos_scans_rf)}')
plt.subplot(221)
[plt.plot(freq, np.abs(senal_fft_list[i])) for i in
range(len(senal_fft_list))]
plt.subplot(222)

```

```
[plt.plot(freq, senal_fft_list[i]) for i in
range(len(senal_fft_list))]
'''

#PROMEDIO DE TFs
media = []

for i in range(len(senal_fft_list[0])):
    media_valor = []
    for j in range(len(senal_fft_list)):
        media_valor.append(senal_fft_list[j][i])

    media.append(np.mean(media_valor))
media_list.append(media)

'''
plt.subplot(223)
plt.plot(freq, np.abs(media))
plt.subplot(224)
plt.plot(freq, media)
'''

longitud = int(len(freq)/2)
freq_2 = freq[:longitud]

media_list_bien = []

for i in range(len(media_list)):
    media_list_bien.append([])
    for j in range(longitud):
        media_list_bien[i].append(media_list[i][j])

archivo_rf_fft_list.append(media_list_bien)

#hacer los 10 y promediarlos
arr1 = np.array(archivo_rf_fft_list[0])
arr2 = np.array(archivo_rf_fft_list[1])
arr3 = np.array(archivo_rf_fft_list[2])
arr4 = np.array(archivo_rf_fft_list[3])
arr5 = np.array(archivo_rf_fft_list[4])
arr6 = np.array(archivo_rf_fft_list[5])
arr7 = np.array(archivo_rf_fft_list[6])
arr8 = np.array(archivo_rf_fft_list[7])
arr9 = np.array(archivo_rf_fft_list[8])
arr10 = np.array(archivo_rf_fft_list[9])

suma_arr = arr1 + arr2 + arr3 + arr4 + arr5 + arr6 + arr7 + arr8 + arr9 +
arr10

archivo_rf_fft = suma_arr / 10

media_list_bien = archivo_rf_fft

%matplotlib inline
#Gráfica promedio fft escalones
plt.figure('Promedio FFT conjunto')
```

```

#[plt.plot(freq_2, np.abs(media_list[i][:longitud])) for i in
range(len(media_list))]
[plt.plot(freq_2, np.abs(media_list_bien[i])) for i in
range(len(media_list_bien))]
plt.xlim(0)
plt.ylim(0)
plt.show()

###
media_list = media_list_bien

i_f1 = []
valor_f1 = []
i_f2 = []
valor_f2 = []

print('-----')
print('¿Qué método desea utilizar para obtener f1 y f2? Introduce el
número:')
print('1 - Obteniendo los valores automáticamente con la caída')
print('2 - Introduciendo un rango de valores manual')
opcion = int(input())
opcion = 1

if opcion == 1:
    print('Introduce el valor para la amplitud de la caída:')
    #valor_caída = float(input())
    valor_caída = 1.5
    for i in media_list:
        i = list(np.abs(i))
        lista_mayores = []
        lista_menores = []

        maximo_fft = max(i)
        index_maximo_fft = i.index(maximo_fft)

        caída = maximo_fft/valor_caída

        for j in range(len(i)):
            if j < index_maximo_fft and i[j] < caída:
                lista_menores.append(j)
            elif j > index_maximo_fft and i[j] < caída:
                lista_mayores.append(j)

        f1 = max(lista_menores)
        f2 = min(lista_mayores)

        i_f1.append(f1)
        i_f2.append(f2)

        valor_f1.append(i[f1])
        valor_f2.append(i[f2])

#Cogemos el f1 más grande y el f2 más pequeño (lo más restrictivo)
f1 = max(i_f1)

```

```
f2 = max(i_f2)

elif opcion == 2:
    print('Introduce el valor de f1:')
    valor_f1 = float(input())
    print('Introduce el valor de f2:')
    valor_f2 = float(input())

    freq_low = []
    freq_up = []

    for i in freq_2:
        if i < valor_f1:
            freq_low.append(i)
        elif i > valor_f2:
            freq_up.append(i)

    low_freq = max(freq_low)
    up_freq = min(freq_up)

    i_low_freq = list(freq_2).index(low_freq)
    i_up_freq = list(freq_2).index(up_freq)

    f1 = i_low_freq
    f2 = i_up_freq

else:
    print('No ha introducido un valor correcto.')

#%%
#OBTENER LA ATENUACIÓN DEL MATERIAL
#Guardamos cada uno de los arrays en una variable
s_list = media_list

s1 = s_list[-1]
yi = []
h = 1*10**-3

for i in range(len(s_list)):
    num = 1/(2*h)
    div = []
    [div.append(np.abs(s_list[i][j])/np.abs(s1[j])) for j in
range(len(s1))]
    ln = np.log(div)
    y = num*ln
    yi.append(y)

xi = []
[xi.append(i) for i in range(len(media_list))]

'''
```

```

#Gráficas si y ln(si)
plt.figure('Promedio FFT y ln')
plt.subplot(211)
[plt.plot(freq_2, np.abs(s_list[i][:][:longitud]), 'o') for i in
range(len(media_list))]
plt.xlim(0,160)
plt.ylim(0)
plt.subplot(212)
[plt.plot(freq, np.abs(yi[i]), 'o') for i in range(len(media_list))]
[plt.plot(freq[f1:f2], np.abs(yi[i][f1:f2]), 'o') for i in
range(len(media_list))]
plt.xlim(0,160)
plt.ylim(0)
'''

xi.sort(reverse=True)

# yi = xi*A(f)
A_f = []
A_f1f2 = []
[A_f.append(yi[i]/xi[i]) for i in range(len(yi)-1)]
[A_f1f2.append(yi[i][f1:f2]/xi[i]) for i in range(len(yi)-1)]

A_f_mean = []
A_f1f2_mean = []

for i in range(len(A_f[0])):
    media = (A_f[0][i]+ A_f[1][i] + A_f[2][i])/3
    A_f_mean.append(media)

for i in range(len(A_f1f2[0])):
    media_2 = (A_f1f2[0][i]+ A_f1f2[1][i] + A_f1f2[2][i])/3
    A_f1f2_mean.append(media_2)

#%%
#OBTENEMOS LA ATENUACIÓN DEL MATERIAL
a_h2o = 2.15*10**(-2)*freq[:longitud]**2
a_h2o_f1f2 = 2.15*10**(-2)*freq[f1:f2]**2

a_mat = A_f_mean + a_h2o
a_mat_f1f2 = A_f1f2_mean + a_h2o_f1f2

freq_f1f2 = freq[f1:f2]

'''

plt.figure('Atenuación material')
#plt.subplot(211)
#plt.plot(freq_2, a_mat)
#plt.subplot(212)
plt.plot(freq_f1f2, a_mat_f1f2)
'''

#%%
#AJUSTE

from scipy.optimize import curve_fit

```

```
def powerlaw(f, a_0, n, c):
    return a_0 * f ** n + c

popt, pcov = curve_fit(powerlaw, freq_f1f2, a_mat_f1f2, p0 =
np.asarray([0.001, 2, 0]), bounds = ([0, 0, -np.inf], [100, 5, np.inf]))

alpha_m = powerlaw(freq_f1f2, *popt)
a_0, n, c = popt
f = 20
atenuacion = a_0*f**n

print('-----')
print('Los valores obtenidos en el ajuste son:')
print('alpha cero:', a_0)
print('n:', n)
print('c:', c)
print('Atenuación material:', atenuacion)
print('-----')

%matplotlib auto

plt.figure('Ajuste')
plt.plot(freq_f1f2, a_mat_f1f2, 'o')
plt.plot(freq_f1f2, alpha_m, '--')
plt.legend(['obtenida', 'ajuste'])
#plt.savefig(f'{path}.png')
plt.show()

#%%

#Guardamos los valores en un archivo de matlab
nombre_archivo_mat = fijo + nombre_doc + '_aten_new.mat'
sio.savemat(nombre_archivo_mat, {'a_0': a_0, 'n': n, 'c': c, 'atenuacion':
atenuacion})
```

C.2 Código para el cálculo del coeficiente de pérdidas a partir de los ecos internos de los materiales

El siguiente código muestra el algoritmo que permite la obtención de las pérdidas al realizar el análisis espectral de los ecos internos de los materiales que se fabricaron para la realización del proyecto.

```
#IMPORTAMOS LAS LIBRERÍAS NECESARIAS
import os
import cv2
import numpy as np
import scipy.io as sio
from scipy.io import loadmat
import scipy.signal as signal
import matplotlib.pyplot as plt
from scipy.fft import fft, fftfreq
from scipy.optimize import curve_fit
```

```

#%%

def carga_datos(num_archivo, nombre_doc):
    from scipy.optimize import curve_fit

    #fijo = '/home/carla/Escritorio/Carla/test/'
    fijo = '/Users/cdele/Desktop/IB URJC/CURSO 4/CUATRIMESTRE 2/PRÁCTICAS
    EXTERNAS II/test/test/datos interna/'

    #archivo = 'Test_al_8por_mues2_barr2d/Test_al_8por_mues2_barr2d_' +
    str(num_archivo) + '.mat'
    archivo = nombre_doc + '_barr2d' + '/' + nombre_doc + '_barr2d_' +
    str(num_archivo) + '.mat'

    directorio = fijo + archivo

    file = loadmat(directorio)
    #print(file)

    datos = file['bscan_img']
    datos_rf = file['bscan_imgrf']
    ganancia = file['config']['gainpulser']
    fs = file['config']['Fs']
    profundidad = file['ZPOS']
    x = file['x']
    z = file['z']

    '''
    plt.figure()
    plt.imshow(datos)
    plt.figure()
    plt.plot(datos)
    '''

    medias = []
    medias_ord = []

    for i in datos:
        media = np.mean(i)
        medias.append(media)
        medias_ord.append(media)

    #plt.figure()
    #plt.plot(np.log(medias))
    #plt.plot(medias)

    ffr = np.array(range(len(medias)))

    def parabolalaw(f, a_0, a_1, a_2):
        return a_0 * f ** 2 + a_1 * f + a_2

    popt, pcov = curve_fit(parabolalaw, ffr, medias)

    a_0, a_1, a_2 = popt
    parabola = a_0 * ffr ** 2 + a_1 * ffr + a_2
    max_parabola = max(parabola)

```

```
indice_parabola = list(parabola).index(max_parabola)
#print(indice_parabola)
indices_parabola.append(indice_parabola)
plt.plot(parabola)
plt.legend(['media scans', 'ajuste parabólico'])

return datos, datos_rf, fs, profundidad, ganancia, z

#%%
#OBTENER NUMERO DE ARCHIVOS DEL DIRECTORIO

print('-----')
print('Introduce el nombre del archivo:')
nombre_doc = str(input())
print('-----')

num_archivos_dir = 0
dir = '/Users/cdele/Desktop/IB URJC/CURSO 4/CUATRIMESTRE 2/PRÁCTICAS
EXTERNAS II/test/test/datos interna/' + nombre_doc + '_barr2d/'
#dir = '/home/carla/Escritorio/Carla/test/' + nombre_doc + '_barr2d/'

for path in os.listdir(dir):
    if os.path.isfile(os.path.join(dir, path)):
        num_archivos_dir += 1
print('En el directorio hay', num_archivos_dir, 'archivos')

#%%

indices_parabola = []
list_profundidad = []
list_ganancia = []
list_datos = []
list_datos_rf = []

for i in range(num_archivos_dir):
    datos, datos_rf, fs, profundidad, ganancia, z = carga_datos(i+1,
nombre_doc)
    list_profundidad.append(float(profundidad))
    list_ganancia.append(ganancia)
    list_datos.append(datos)
    list_datos_rf.append(datos_rf)

#%%

plt.figure()
plt.plot(list_datos[20])

plt.figure()
plt.plot(indices_parabola)
plt.legend(['media scans', 'ajuste parabólico'])
```

```

#%%

punto_medio = round(num_archivos_dir/2)

def linearlaw(f, a_0, a_1):
    return a_0 * f + a_1

ffr = np.array(range(punto_medio-10, punto_medio+10))
popt, pcov = curve_fit(linearlaw, ffr, indices_parabola[punto_medio-10:punto_medio+10])

a_0, a_1 = popt
linea = a_0 * ffr + a_1

ffr_total = np.array(range(num_archivos_dir))
foco = a_0 * ffr_total + a_1

plt.figure('Ajuste lineal para foco')
#plt.plot(ffr, linea)
plt.plot(indices_parabola)
plt.plot(ffr_total, foco)

plt.title('Ajuste lineal')
plt.legend(['índice parábola', 'ajuste lineal'])

#%%

fs = int(fs)
paso = list_profundidad[1] - list_profundidad[0]
incremento_z = z[0][1] - z[0][0]
print('VALORES: fs:', fs, ', paso:', paso, ', incremento_z:', incremento_z)

num_puntos_z = int(paso/incremento_z)
print('Tengo que coger', num_puntos_z, 'puntos')

#La imagen mide: 2000 en x , 625 en y

#Para cada imagen me quedo con un foco
#Es el indice del foco de la recta, 20 valores por encima y 20 valores por debajo

list_focos_totales = []

for i in range(num_archivos_dir):
    i_superior = round(foco[i]) + 22
    i_inferior = round(foco[i]) - 21
    foco_total = [i_inferior, i_superior]
    list_focos_totales.append(foco_total)

plt.figure()

XXX

```

```
plt.imshow(list_datos[25][int(list_focos_totales[25][0]):int(list_focos_totales[25][1])])

#%%

#Unimos las imagenes

img_conjunta = []
img_conjunta_rf = []

for i in range(num_archivos_dir):
    foto =
    list_datos[i][int(list_focos_totales[i][0]):int(list_focos_totales[i][1])]
    foto_rf =
    list_datos_rf[i][int(list_focos_totales[i][0]):int(list_focos_totales[i][1])]
]
    img_conjunta.append(foto)
    img_conjunta_rf.append(foto_rf)

concat_img = cv2.vconcat(img_conjunta)
concat_img_rf = cv2.vconcat(img_conjunta_rf)
'''
plt.figure('Imagen conjunta')
plt.imshow(concat_img)
'''

#Dividimos el archivo entre la ganancia: /(10)â/20
img_gain = []
img_gain_rf = []

#list_ganancia[0] = list_ganancia[1] - (list_ganancia[2]-list_ganancia[1])

for i in range(num_archivos_dir):
    valor = img_conjunta[i]/(10**(float(list_ganancia[i])/20))
    valor_rf = img_conjunta_rf[i]/(10**(float(list_ganancia[i])/20))
    img_gain.append(valor)
    img_gain_rf.append(valor_rf)

concat_img_gain = cv2.vconcat(img_gain)
concat_img_gain_rf = cv2.vconcat(img_gain_rf)

'''
plt.figure('Imagen ganancia')
plt.imshow(concat_img_gain)
'''

#%%
#%matplotlib inline

plt.figure('Imagen completa1')
plt.subplot(121)
plt.imshow(concat_img)
```

```

plt.subplot(122)
plt.imshow(concat_img_gain)

'''
plt.figure()
plt.plot(concat_img_gain)
'''
'''
plt.figure()
plt.subplot(211)
plt.imshow(concat_img_gain)
plt.title('Imagen transductor')
plt.subplot(212)
plt.plot(concat_img_gain)
plt.title('Imagen intensidades')
'''

#%%

#Trasponemos las matrices para que sea una lista de 1997 scans de 1978
muestras

concat_img_gain = concat_img_gain.T
concat_img_gain_rf = concat_img_gain_rf.T
#%%

'''
plt.figure()
plt.subplot(211)
plt.imshow(concat_img_gain)
plt.title('Imagen transductor')
plt.subplot(212)
plt.plot(concat_img_gain)
plt.title('Imagen intensidades')
'''

#%%

#Desde aquí trabajamos con las RF's y dejamos las envolventes

senales_vent_list = []
senal_vent_list = []
puntos_vent = 43 #15
paso_vent = 43 #7

fs = int(fs)
freq = fftfreq(2**10, d=1/fs)
ventana = signal.windows.tukey(puntos_vent, 0.4)
#plt.figure()

#for j in lista:
for j in range(0, len(concat_img_gain_rf[0]), paso_vent): #1978 elementos
    for i in range(len(concat_img_gain_rf)): #1997 elementos

        senal_vent = concat_img_gain_rf[i][j:j+puntos_vent] * ventana

```

```
media_rango = np.mean(senal_vent)
senal = senal_vent - media_rango
senal_fft = fft(senal,2**10)
senal_vent_list.append(senal_fft)
plt.plot(senal_fft)

medias_list = []
for k in range(len(senal_vent_list[0])): #1024 elementos
    valores = []
    for l in range(len(senal_vent_list)): #1997 elementos
        valores.append(senal_vent_list[l][k])

    medias_list.append(np.mean(valores))

senales_vent_list.append(medias_list)

senal_vent_list = []

#%%
'''
plt.figure()
#plt.plot(i)
#plt.plot(senal_vent_list)
[plt.plot(np.abs(senales_vent_list[i])) for i in
range(len(senales_vent_list))]
#[plt.plot(freq_2, np.abs(senales_vent_list[i][:longitud])) for i in
range(len(senales_vent_list))]
'''
#%%

concat_img_gain = concat_img_gain.T
plt.figure('Imagen completa ganancia')
plt.imshow(concat_img_gain)
plt.title('Imagen transductor')

#%%
#%matplotlib inline

print('-----')
print('Indique cuantos barridos desea eliminar de la imagen:')
num_eliminados = int(input())

senales_vent_list = senales_vent_list[(num_eliminados):]

plt.figure()
plt.imshow(concat_img_gain[(num_eliminados*43):])
plt.title('Imagen transductor')

longitud = int(len(freq)/2)
freq_2 = freq[:longitud]

#%matplotlib auto
```

```

plt.figure()
#[plt.plot(np.abs(senales_vent_list[i])) for i in
range(len(senales_vent_list))]
#[plt.plot(freq_2, np.abs(senales_vent_list[i][:longitud])) for i in
range(len(senales_vent_list))]

#1° : HACIENDO LA MEDIA DE 10 EN 10

paso_agrup = 10
espec_agrup = []
espec_agrup_list = []

for i in range(len(senales_vent_list)):
    espec_agrup.append(senales_vent_list[i])
    if len(espec_agrup) == paso_agrup:
        medias_list = []
        for k in range(len(espec_agrup[0])): #1024 elementos
            valores = []
            for l in range(len(espec_agrup)): #paso_agrup*5 elementos
                valores.append(espec_agrup[l][k])
            medias_list.append(np.mean(valores))

        espec_agrup_list.append(medias_list)
        espec_agrup = []

plt.figure()
[plt.plot(freq_2, np.abs(espec_agrup_list[i][:longitud])) for i in
range(len(espec_agrup_list))]

h = 0.1* paso_agrup *10**-3

#Guardamos los valores en un archivo de matlab
fijo = '/home/carla/Escritorio/Carla/test/'
#fijo = '/Users/cdele/Desktop/IB URJC/CURSO 4/CUATRIMESTRE 2/PRÁCTICAS
EXTERNAS II/test/test/'

nombre_archivo_mat = fijo + nombre_doc + '_barr2d' + '_datos_new.mat'
sio.savemat(nombre_archivo_mat, {'espectros': espec_agrup_list, 'h': h,
'frecuencias': freq_2})

#ABRIR EL ARCHIVO QUE HEMOS OBTENIDO CON EL CÓDIGO ANTERIOR

#IMPORTAMOS LAS LIBRERÍAS NECESARIAS
import numpy as np
from scipy.io import loadmat
import scipy.signal as signal
import scipy.signal as signal
import matplotlib.pyplot as plt

dic_datos = {}

#%%

def carga_datos(num_archivo, nombre_doc):

```

```

#fijo = '/home/carla/Escritorio/Carla/test/'
fijo = '/Users/cdele/Desktop/IB URJC/CURSO 4/CUATRIMESTRE 2/PRÁCTICAS
EXTERNAS II/test/test/datos interna/Nueva carpeta/'
directorio = fijo + nombre_doc + '_mues' + str(num_archivo) +
'_barr2d_datos_new.mat'

file = loadmat(directorio)
#print(file)

espectros = file['espectros']
h = float(file['h'])
freq_2 = file['frecuencias']

return espectros, h, freq_2
#%%

print('-----')
print('Introduce el nombre del archivo:')
#nombre_doc = str(input())
nombre_doc = 'Test_al2o3_8por'
print('-----')

fa = 40
banda = fa/(1)
fs = 313
freq = 512
banda_index = round(banda/fs*freq)
valor_perdida = []

for i in range(1,5):
    espectros, h, freq_2 = carga_datos(i, nombre_doc)
    freq_2 = freq_2[0]
    espectros_2 = []
    [espectros_2.append(espectros[j][:freq]) for j in
range(len(espectros))]

    minimo = min(np.abs(freq_2-fa))
    indice = list(np.abs(freq_2-fa)).index(minimo)

    vent = np.zeros(freq)
    vent[indice-banda_index:indice+banda_index] =
signal.windows.hann(2*banda_index)
    #plt.figure()
    #plt.plot(vent)

    esp_vent1 = espectros_2[0] * vent
    esp_vent4 = espectros_2[3] * vent

    energia_total1 = sum(np.abs(espectros_2[0]) **2)
    energia_total4 = sum(np.abs(espectros_2[3]) **2)
    energia_vent1 = sum(np.abs(esp_vent1) **2)
    energia_vent4 = sum(np.abs(esp_vent4) **2)

valor_perdida.append(10*np.log10((energia_vent1/energia_total1)/(energia_vent4/energia_total4))/3)

```

```
media = np.mean(valor_perdida)
std = np.std(valor_perdida)

#print(media, std)

dic_datos[nombre_doc] = [valor_perdida, media, std]
```